



POLITECNICO
MILANO 1863

SCUOLA DI INGEGNERIA INDUSTRIALE
E DELL'INFORMAZIONE

Sviluppo di un protocollo di prova per l'analisi
meccanica di impianti dentali sub-periosteali
custom-made: approccio integrato numerico-
sperimentale

TESI DI LAUREA MAGISTRALE IN
INGEGNERIA BIOMEDICA

Autore: Giacomo Negrini

Matricola: 942488
Relatore: Dario Gastaldi
Correlatori: Ing. Ilaria Rota, Ing. Luca Ciriello
Anno Accademico : 2020-2021

Abstract

Among oral diseases, cancer and bone atrophy represent the worst-case scenario. These pathologies cause the bone tissue loss, and consequent tooth loss, due to the surgical removal and to a progressive and unstoppable resorption, respectively. For the treatment of edentulous patients, thanks to an improvement of acquisition and production techniques, the custom-made subperiosteal implant was developed. This device is obtained starting from the geometry of the residual bone of the patient and it is designed to restore the physiological functions of the mouth. However, the production of these devices does not follow any standard to assess the safety and effectiveness of the device. For this reason, this thesis work aims to develop a test protocol for the mechanical analysis of subperiosteal dental implants, with an experimental – numerical integrated approach. Two experimental setups were designed, for mandibular and maxillary implant, respectively. Both these setups were subjected to an experimental compression test until a maximum load of 1000 N. The same analysis and setups were performed with a finite element model. If validated, this model could be used to reduce the costs and time required to assess the safety of these implants. For the experimental analysis, bone phantoms were realized with a polymeric resin to reproduce the *in vivo* implant-bone coupling. Then, to stress both setups, several auxiliary components were designed. To properly reproduce the experimental setup *in silico*, a characterization of mechanical properties of the polymeric resin was executed. From *in vitro* and *in silico* compression tests, done on cylindrical samples, the elastic modulus of 875 MPa and a range of [0.25;0.35] of the Poisson coefficient were found. Moreover, the elastoplastic behavior of the resin was obtained. Then, nano-indentation tests showed a significative difference ($p < 0.008$) between mechanical properties in the bulk and on the border of the component due to the curing post-production process. From Force – Displacement curves obtained *in silico*, an overestimation of the force (max = 38.4%) was measured for the mandibular setup while an underestimation of the force was obtained from maxillary setup (mean = 48.6%). For the resulted mismatch, to better reproduce the experimental Force – Displacement curves, it is considered necessary to better understand the constitutive properties of the polymeric resin and to verify how the position, the inclination and the length of the screws effects the *in-silico* analysis results.

Keywords: subperiosteal implant, custom-made, *in vitro* analysis, *in silico* analysis

Sommario

Tra le patologie del cavo orale, i tumori e l'atrofia ossea rappresentano lo scenario peggiore, in quanto determinano una perdita di tessuto osseo, con conseguente perdita dei denti, dovuta, nel primo caso, ad una rimozione chirurgica mentre nel secondo caso, ad un progressivo ed incessante riassorbimento. Per il trattamento di pazienti edentuli, grazie ad un miglioramento delle tecniche di acquisizione e di produzione, è stato sviluppato l'impianto subperiosteo paziente-specifico. Questo dispositivo viene realizzato a partire dalla geometria dell'osso residuo del paziente e viene progettato in modo da ristabilire le funzionalità fisiologiche della bocca. Ad ogni modo la produzione di questi dispositivi non è regolata da norme che permettono di verificare la sicurezza e l'efficacia del dispositivo. Per questo motivo, questo lavoro di tesi mira allo sviluppo di un protocollo di prova per l'analisi meccanica di impianti dentali sub-periosteici, mediante un approccio integrato numerico – sperimentale. A tale scopo, sono stati progettati due setup sperimentali, uno per un impianto mandibolare ed uno per un impianto mascellare, e questi sono stati successivamente sottoposti a prove di compressione fino ad un carico massimo di 1000 N. La stessa analisi è stata eseguita con un modello ad elementi finiti. Dopo la sua validazione, questo modello permetterà valutare la sicurezza del dispositivo riducendo costi e tempi richiesti per l'analisi. Per i test sperimentali sono stati realizzati dei fantocci di osso in resina e diversi componenti ausiliari. Per un'efficace riproduzione del setup sperimentale in silico, sono state caratterizzate le proprietà meccaniche della resina polimerica utilizzata. Dai test a compressione eseguiti su provini cilindrici, è stato ottenuto un valore di 875 MPa di modulo elastico, un range del coefficiente di Poisson compreso tra [0.25; 0.35] ed il comportamento elastoplastico della resina. Dalle prove di nano-indentazione, invece, è emersa una differenza significativa ($p < 0.008$) tra le proprietà meccaniche nel cuore della resina e quelle sul bordo, dovuta al processo di *curing* eseguito a valle della produzione. Dal confronto delle curve Forza – Spostamento ottenute, l'analisi numerica del setup mandibolare ha mostrato una sovrastima della forza misurata (max = 38.4%) mentre da quello mascellare è emersa una sottostima della forza (media = 48.6%). Dai risultati ottenuti, si ritiene, quindi, sia necessario investigare meglio le proprietà costitutive della resina e verificare l'effetto nell'analisi in silico della posizione, dell'inclinazione e della lunghezza delle viti utilizzate.

Parole chiave: impianto sub-periosteico, paziente-specifico, test in vitro, test in silico

Indice

Abstract	i
Sommario	ii
1. Introduzione	8
1.1. Problematica clinica: patologie del cavo orale.....	8
1.2. Impianto sub-periosteo	13
1.2.1. Storia.....	15
1.2.1.1. Metodo di acquisizione: impronta ossea	16
1.2.1.2. Metodo di produzione: <i>metal casting</i>	17
1.2.1.3. Il materiale: Vitallium®.....	17
1.2.2. L'impianto sub-periosteo oggi.....	18
1.2.2.1. Metodo di acquisizione: scanner intra-orale.....	18
1.2.2.2. Metodo di produzione: Laser Powder Bed Fusion (LPBF)	20
1.2.2.3. Il materiale: Ti-6Al-4V ELI.....	21
1.2.3. Specifiche di progetto.....	22
1.2.4. Cause di fallimento.....	23
1.2.5. Carico applicato	23
1.2.6. Analisi mediante modelli numerici	26
1.3. Norme di riferimento	28
1.4. Scopo della tesi	30
2. Progettazione della configurazione sperimentale	32
2.1. Realizzazione dei modelli biomeccanici.....	33
2.2. Realizzazione componenti.....	36
2.2.1. Impianto.....	38
2.2.2. Componente ossea.....	40

2.2.3.	Viti di fissaggio	41
2.2.4.	Contenitore	42
2.2.5.	Spaziatori	43
2.2.6.	Piatto superiore	45
2.2.7.	Assieme	46
3.	Caratterizzazione meccanica della resina polimerica	48
3.1.	Test a compressione: analisi <i>in vitro</i>	49
3.1.1.	Risultati	53
3.2.	Test a compressione: analisi <i>in silico</i>	55
3.2.1.	Risultati	58
3.3.	Nano-indentazione: analisi superficiale	61
3.3.1.	Risultati	62
3.4.	Nano-indentazione: analisi interna	63
3.4.1.	Risultati	66
4.	Prove sperimentali	69
4.1.	Test a compressione	70
4.2.	Calibrazione compliance del setup sperimentale	71
4.3.	Risultati.....	73
5.	Analisi <i>in silico</i>	75
5.1.	Discretizzazione volumetrica	75
5.2.	Setup sperimentale in Abaqus®	78
5.2.1.	Definizione e assegnazione dei materiali.....	79
5.2.2.	Interazione tra i componenti	81
5.2.3.	Carico e condizioni al contorno	85
5.2.4.	Generazione della nuova mesh volumetrica	87
5.3.	Risultati.....	87
5.3.1.	Setup Mandibolare	88
5.3.2.	Setup Mascellare	94
6.	Confronto: Analisi <i>in Vitro</i> vs Analisi <i>in Silico</i>.....	100
6.1.	Setup Mandibolare.....	101

6.2. Setup Mascellare	103
Conclusioni e sviluppi futuri.....	105
Bibliografia	109
Appendice A	116
Appendice B.....	121
Appendice C	122
Appendice D.....	125
Indice delle figure	129
Indice delle tabelle	135
Glossario.....	137
Ringraziamenti.....	139

1. Introduzione

Nel seguente elaborato si descrive la progettazione e lo sviluppo di un protocollo numerico – sperimentale per l'analisi meccanica di impianti dentali sub-periosteali. A tal proposito, nel capitolo introduttivo vengono brevemente illustrate le patologie del cavo orale la cui cura prevede l'uso di impianti sub-periosteali e, successivamente, la storia e gli sviluppi dei materiali e delle tecniche utilizzate per la produzione di tali dispositivi. Vengono anche riportati alcuni esempi di analisi computazionali di impianti sub-periosteali trovati in letteratura. Alla fine del capitolo, viene definito più nel dettaglio lo scopo della tesi e vengono evidenziate le motivazioni per cui è stato svolto questo lavoro.

1.1. Problematica clinica: patologie del cavo orale

Negli esseri umani il cavo orale rappresenta il sito anatomico dove vengono in contatto l'ambiente interno e l'ambiente esterno al corpo. La bocca permette all'uomo di nutrirsi, grazie alla masticazione e alla deglutizione, e di comunicare, grazie all'uso della parola, favorendo l'integrazione sociale e culturale dell'individuo. Avere una buona salute orale è, quindi, fondamentale per l'uomo [1].

Ad oggi, però, si stima che circa il 90% della popolazione mondiale soffra, almeno una volta nella propria vita, di qualche malattia orale. Nonostante ciò, e nonostante l'impatto che tali malattie possono avere a livello fisico e sociale, la cura e la prevenzione dalle stesse sono ancora notevolmente trascurate rispetto alla salute generale del corpo [1, 2].

Le malattie del cavo orale possono colpire i tessuti molli, la struttura ossea (mascella o mandibola) e/o i denti. Tra le patologie più comuni ci sono le carie dentali, le malattie parodontali e il cancro alla bocca (che rappresenta l'ottavo tumore più diffuso al mondo). Esistono anche patologie meno frequenti rispetto alle precedenti, ma con incidenza comunque non trascurabile, come quelle delle ghiandole salivari

e della mucosa orale, le lesioni dovute all'HIV/AIDS o le atrofie mandibolari/mascellari [3].

Ogni patologia porta a conseguenze più o meno invalidanti per l'individuo. Ad ogni modo, le situazioni cliniche peggiori sono, generalmente, dovute a tumori (

Figura 1.1) e ad atrofie mandibolari e/o mascellari. In entrambi i casi, infatti, a seconda della severità della patologia, si va incontro ad una rimozione o ad una perdita di osso mandibolare/mascellare più o meno estesa che, di conseguenza, compromette la funzionalità della bocca, impedendo all'individuo di parlare o nutrirsi fisiologicamente [4].



Figura 1.1: Tomografia computerizzata che mostra la presenza di una massa tumorale nella regione anteriore della mandibola [5].

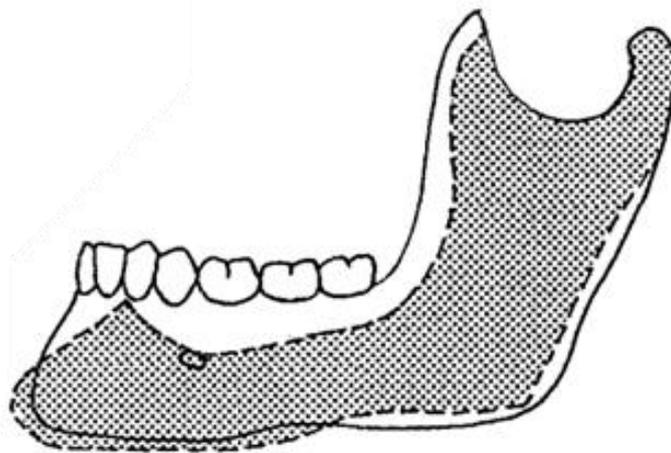
Nello specifico, l'atrofia ossea è una patologia determinata da fattori di tipo funzionale, sistemico ed anatomico, che comporta il riassorbimento osseo [6]. Solitamente tale riassorbimento si verifica con l'avanzare dell'età o in seguito alla rimozione di denti. Durante tale procedura è possibile che venga danneggiato il legamento parodontale, elemento coinvolto nei processi di rigenerazione dell'osso, portando ad un incessante riassorbimento [7]. I primi studi presenti in letteratura riguardo al riassorbimento osseo risalgono al 1922 e già da allora era evidente che il riassorbimento si verificasse più velocemente nell'osso mandibolare rispetto a quello mascellare [8].

Inoltre, si è visto che il riassorbimento osseo interessa unicamente l'osso alveolare, ossia la porzione di osso rappresentante il punto di attacco dei denti [9]. Per questo motivo, all'atrofia mandibolare o mascellare è associato l'edentulismo, una

patologia dentaria che comporta la perdita parziale o totale dei denti di una o di entrambe le arcate [3].

Dunque, sia i tumori che le atrofie ossee determinano un quadro clinico piuttosto complicato per il paziente che, oltre a perdere la normale funzionalità della bocca, può avere problemi anche a livello psicologico. Si assiste, infatti, a situazioni in cui l'estetica facciale del paziente viene alterata a tal punto da compromettere la qualità della vita del paziente stesso [10].

Negli anni sono state proposte diverse soluzioni al fine di ristabilire la corretta funzionalità della bocca e, al tempo stesso, ripristinare l'estetica del viso. Solitamente, il tipo di trattamento dipende dall'entità della porzione di osso mancante (rimosso o riassorbito) che, a sua volta, dipende dalla gravità della patologia. Per questo motivo, quindi, è risultato indispensabile trovare un modo per diagnosticare l'entità del riassorbimento, valutando l'effettiva differenza tra il segmento osseo patologico e quello fisiologico. In [Figura 1.2](#) viene mostrato l'effetto del processo di rimodellamento osseo sulla mandibola [11].



[Figura 1.2](#): Trasformazione dell'osso (da bianco a grigio) dovuta al processo di rimodellamento [11].

A tale scopo, nel 1988, Cawood e Howell si impegnarono per definire una vera e propria classificazione dei pazienti in funzione della gravità dell'atrofia mandibolare/mascellare. Nel dettaglio, le ossa dell'arcata mascellare e mandibolare sono caratterizzate da una componente basale, che non subisce variazioni significative, e una componente alveolare, la quale, come detto, è interessata dal riassorbimento. Dunque, a seconda della quantità di osso alveolare residuo, è possibile suddividere i pazienti in sei classi. In [Tabella 1.1](#) viene riportata la

classificazione, mentre in [Figura 1.3](#) vengono mostrate graficamente le variazioni subite dall'osso a seconda della classe di appartenenza.

Classe	Definizione
I	Dentato
II	Immediatamente dopo l'estrazione del dente
III	Forma della cresta ben arrotondata, adeguata in altezza e larghezza
IV	Cresta appuntita, adeguata in altezza ma non in larghezza
V	Cresta appiattita, inadeguata in altezza e larghezza
VI	Cresta depressa, con perdite basali evidenti

Tabella 1.1: Classificazione di Cawood & Howell dei pazienti in base alla gravità dell'atrofia ossea [11].

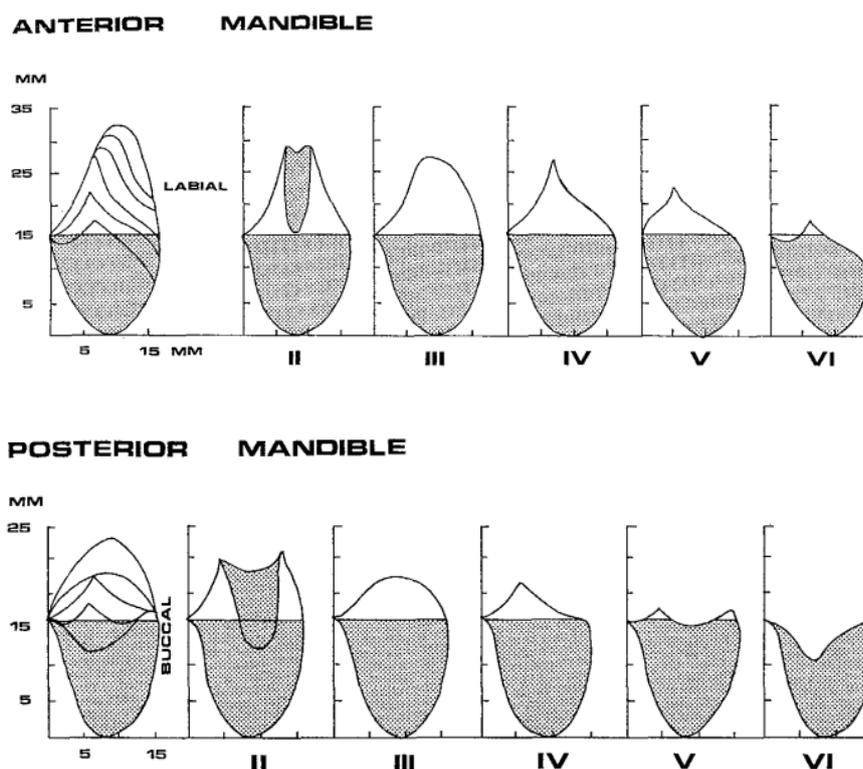


Figura 1.3: Rappresentazione grafica della Classificazione di Cawood & Howell in base alla gravità dell'atrofia ossea. L'immagine superiore è riferita alla mandibola anteriore mentre l'immagine inferiore a quella posteriore. In bianco è rappresentato l'osso alveolare mentre in grigio quello basale [11].

Ad oggi, la soluzione più diffusa per la cura dell'edentulismo consiste nell'uso di impianti dentali endossei al fine di sostituire i denti persi. A seconda della posizione e del tipo di dente da sostituire esistono diverse tipologie di impianti endossei (Figura 1.4), che differiscono per la loro geometria e per la tecnica chirurgica di impianto [12].

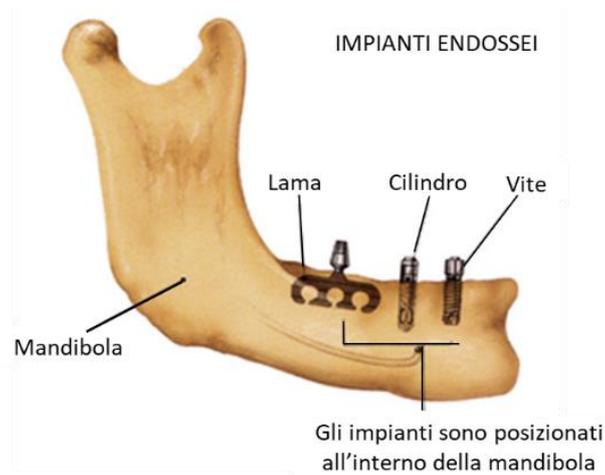


Figura 1.4: Rappresentazione di diverse tipologie di impianto endosseo (a lama, a cilindro e a vite) [13].

L'impianto endosseo (Figura 1.5) è composto da tre parti [14]:

1. L'impianto (*fixture*), la componente inserita direttamente all'interno dell'osso e che costituisce la radice del dente artificiale;
2. Il moncone (*abutment*), il componente che sporge nel cavo orale e funge da elemento di supporto per la corona protesica;
3. La corona protesica, realizzata dall'odontotecnico sulla base dei denti del paziente per garantire il miglior risultato dal punto di vista estetico.



Figura 1.5: Rappresentazione di un impianto endosseo.
[andersonperiodontal.com]

Questa tipologia di impianto è utilizzata con successo nei casi clinici in cui l'edentulismo è associato a una classe di atrofia ossea inferiore alla V. Infatti, per pazienti appartenenti alla classe V e VI, non essendoci una quantità di osso sufficiente o una qualità dell'osso tale da garantire un'adeguata fissazione dell'impianto, il posizionamento del dispositivo endosseo risulta, di fatto, impossibile [15].

Per i motivi appena descritti, negli ultimi anni si sono cercate soluzioni per garantire una sufficiente stabilità all'impianto dentale endosseo anche nei casi di atrofia più gravi. Al fine di ripristinare la parte di osso mancante, i trattamenti più comuni sono: graft ossei (autograft, allograft o innesti ossei sintetici), membrane (riassorbibili e non-riassorbibili), guide per promuovere e facilitare la rigenerazione ossea e, infine, interventi di osteogenesi distrattiva [12].

A tal proposito, è molto interessante lo studio eseguito da Gleizal et al., in cui viene utilizzato un innesto osseo proveniente dal cranio del paziente per ricostruire la parte mandibolare mancante. Lo studio è volto ad affermare l'efficienza e l'efficacia di questa tipologia di innesti. L'autograft, infatti, rappresenta una delle migliori alternative grazie alla sua elevata biocompatibilità. Tuttavia, l'utilizzo di questi elementi rimane vincolato alla quantità di osso da ripristinare, ovvero si limita a situazioni in cui la porzione di osso da sostituire risulti ridotta [16].

A questi trattamenti è associato un buon successo clinico. Tuttavia, la loro esecuzione implica almeno due interventi chirurgici, un notevole aumento dei tempi di riabilitazione, una maggiore invasività del trattamento ed un aumento dei costi per il paziente [12].

A partire dagli anni '50 è stata sviluppata un'altra tipologia di impianto, l'impianto dentale sub-periosteale, in grado di superare tutte le criticità associate all'uso di impianti endossei per i pazienti aventi un'atrofia ossea o un tumore osseo in forma severa (Classe V e VI). Questa tipologia di impianto, grazie ad una progettazione ad-hoc sull'osso residuo del paziente, è in grado di garantire una adeguata resistenza meccanica anche in presenza di un cospicuo riassorbimento osseo. Dunque, grazie a questa soluzione è possibile ristabilire la funzione masticatoria e, al tempo stesso, assicurare un ritorno ad una estetica quanto più fisiologica possibile, sottoponendo il paziente ad un singolo intervento chirurgico.

1.2. Impianto sub-periosteale

L'impianto sub-periosteale (Figura 1.6 e Figura 1.7) è composto da una struttura metallica portante progettata ad-hoc (paziente-specifica) per avvolgere il segmento osseo residuo del paziente. L'impianto viene posizionato sotto al periostio, un tessuto connettivo estremamente vascolarizzato che, per l'appunto, riveste la

superficie ossea. Dall'impianto metallico portante originano un numero variabile di elementi, gli "abutment", che, attraversando il periostio e i tessuti molli, emergono all'interno del cavo orale. Ad ognuno di questi elementi viene collegata una corona protesica [12].

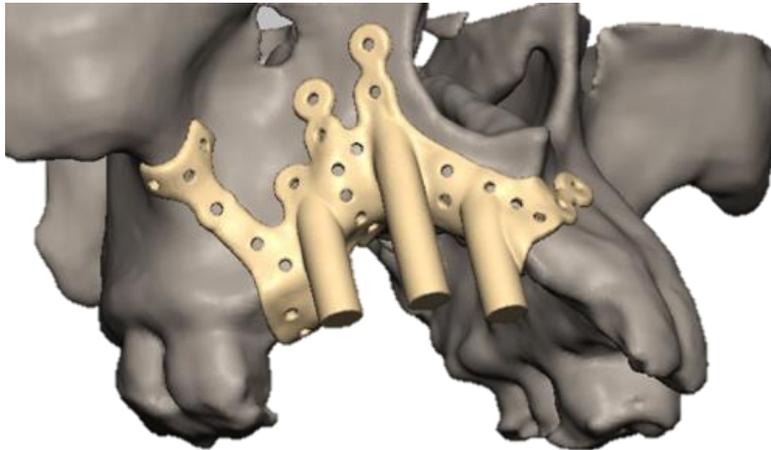


Figura 1.6: Esempio di impianto sub-periosteale mascellare [17].

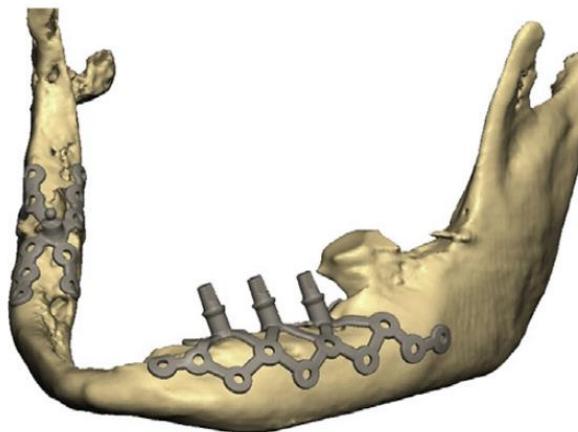


Figura 1.7: Esempio di impianto sub-periosteale mandibolare [18].

Per garantire all'impianto una stabilità sufficiente è necessario utilizzare delle viti di bloccaggio per, appunto, ancorare la struttura metallica a quella ossea. La presenza delle viti, dunque, risulta fondamentale al fine di evitare qualsiasi tipo di movimento del dispositivo una volta impiantato e, quindi, per prevenirne il fallimento. Come riportato da diversi studi, il momento di serraggio utile a fissare con successo le viti è compreso tra $5 N \cdot cm$ e $10 N \cdot cm$. Momenti di serraggio inferiori, infatti, possono non essere sufficienti a permettere alla vite di vincere

l'attrito creatosi tra i filetti e il tessuto osseo; con momenti di serraggio superiori, invece, si può danneggiare l'osso, provocandone la necrosi. In quest'ultimo caso non viene raggiunta una stabilità secondaria sufficiente, in quanto l'osteointegrazione dell'impianto risulta compromessa [19, 20].

1.2.1. Storia

Il primo riferimento all'impianto sub-periosteale presente in letteratura risale al 1941, quando Gustav Dahl, in Svezia, introdusse questo nuovo dispositivo per andare incontro alle esigenze dei pazienti soggetti a gravi perdite ossee a livello mascellare o mandibolare. L'impianto sub-periosteale, però, divenne noto a livello mondiale solo all'inizio degli anni '50, quando Norman Goldberg e Aaron Gerschkoff applicarono con successo il primo impianto sub-periosteale ad un paziente negli Stati Uniti [21, 22].

Come mostrato in [Tabella 1.2](#), fino alla fine del secolo scorso, l'utilizzo di impianti sub-periosteali era caratterizzato da risultati clinici soddisfacenti nel breve termine (fino a 5 anni) ma del tutto inadeguati nel lungo termine, con un tasso di sopravvivenza dell'impianto del 50-60% dopo 15 anni. Per tale ragione, per diversi anni, questa tipologia di impianto non fu considerata un'alternativa valida alle soluzioni precedentemente citate e, quindi, venne utilizzata sempre meno frequentemente [21].

Autore	Numero di impianti	Sopravvivenza dopo 5 anni
Bodine, 1974	27	96%
Golec, 1980	100	96%
Young, Michel & Moore, 1983	7	90%
James, Lozada, Truitt, Foust & Jovanovic, 1988	147	98%
Golec, 1989	196	99%
Yanase, Bodine, Tom & White 1994	81	95%
Bodine, Yanase & Bodine, 1996	41	95%

Tabella 1.2: Dati relativi al tasso di sopravvivenza degli impianti sub-periosteali in diversi studi trovati in letteratura.

Nei paragrafi successivi vengono riportate le tecnologie inizialmente utilizzate per la produzione di impianti sub-periosteali ed i loro principali limiti.

1.2.1.1. Metodo di acquisizione: impronta ossea

Tra le cause alla base dell'elevata percentuale di fallimenti a fatica dell'impianto, c'è sicuramente il metodo di produzione, che prevedeva due fasi chirurgiche lunghe e complesse.

Innanzitutto, era necessario ottenere informazioni circa le caratteristiche anatomiche e morfologiche del segmento osseo residuo, in modo da avere dati su cui basare la progettazione del dispositivo [23].

Tali indicazioni venivano ottenute direttamente da un'impronta dell'osso residuo del paziente stesso (Figura 1.8). Per fare ciò, il paziente veniva anestetizzato localmente e il dentista incideva il muco periosteale fino a raggiungere l'osso: questa operazione, piuttosto invasiva, necessitava di estrema precisione ed accuratezza in modo da evitare di danneggiare i nervi circostanti. Dunque, una volta scoperto tutto il segmento osseo necessario, veniva indotta l'emostasi, per evitare che il sangue interferisse con il processo, e veniva fatto aderire il materiale utilizzato per l'impronta (solitamente il polivinilsilossano) a tutte le superfici ossee, così da ottenerne uno stampo [24, 25, 26].

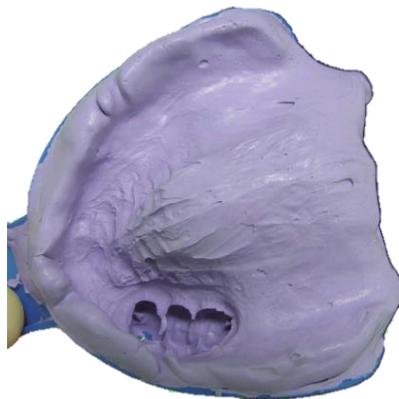


Figura 1.8: Impronta dell'osso [27].

Nei primi anni di utilizzo la fase di progettazione dell'impianto non era eseguita da tecnici specializzati ma direttamente dal dentista che, avendo eseguito l'impronta, conosceva esattamente la configurazione anatomica della struttura ossea residua del paziente. Era, quindi, il dentista a definire sia la struttura portante dell'impianto, quella a contatto con l'osso, sia i monconi che emergono all'interno del cavo orale [25].

1.2.1.2. Metodo di produzione: *metal casting*

I primi dispositivi venivano ottenuti con la tecnica di *metal casting*: il metallo fuso veniva versato direttamente all'interno degli stampi ottenuti ad-hoc per il paziente specifico. Sebbene questa tecnologia di produzione in quegli anni rappresentasse la scelta più utilizzata, ad essa erano legate diverse problematiche. Tra le criticità principali associate a tale processo ci sono [28]:

1. Scarsa accuratezza nel riprodurre la geometria dell'osso;
2. Rischio di formare porosità nel componente, compromettendo la resistenza meccanica statica e a fatica dell'impianto.

Inoltre, era comune che nel momento dell'intervento chirurgico non ci fosse un'adeguata corrispondenza geometrica tra l'anatomia del paziente e la forma dell'impianto tale da garantirne un corretto posizionamento. Questo problema, oltre ad essere dovuto alla scarsa accuratezza della tecnologia di produzione, era aggravato dal fatto che l'inserimento del dispositivo avveniva circa quattro settimane dopo rispetto al momento di ottenimento dell'impronta dell'osso. In questo lasso di tempo, infatti, l'osso poteva andare incontro a processi di rimodellamento che ne cambiavano la morfologia, rendendo necessaria l'esecuzione estemporanea di osteotomie o di leggere modifiche dell'impianto. Queste operazioni comportavano un aumento della durata dell'intervento necessario per l'inserimento del dispositivo, incrementando la possibilità di contrarre infezioni, e del rischio di andare incontro ad ulteriori complicazioni durante la chirurgia [12, 29].

1.2.1.3. Il materiale: Vitallium®

Un altro fattore che può aver influito sulla scarsa resistenza meccanica a fatica dei primi impianti sub-periosteali è il materiale con cui venivano inizialmente realizzati, il Vitallium®. Questa lega di Cromo-Cobalto-Molibdeno è stata introdotta nel 1929 e da subito è stata utilizzata in ambito ortopedico e maxillofaciale per la sua buona biocompatibilità, resistenza alla corrosione e resistenza meccanica [30, 31, 32].

Tuttavia, il problema principale legato al Vitallium® è il suo modulo elastico eccessivamente elevato, appartenente al range di 145 GPa – 235 GPa [33]. Il mismatch tra il modulo elastico del tessuto osseo (tra 17 e 28 GPa) e dell'impianto non garantisce un'equa distribuzione delle sollecitazioni. Nel dettaglio, l'impianto, assorbendo la maggior parte del carico, promuove il riassorbimento del tessuto osseo circostante. Questo fenomeno se avviene in maniera cospicua può provocare nel lungo termine la mobilizzazione dell'impianto.

1.2.2. L'impianto sub-periosteale oggi

A causa dei motivi sopracitati, per un certo lasso di tempo l'uso di impianti sub-periosteali è stato messo in stand-by e l'attenzione dei dentisti si è spostata verso gli impianti endossei [12].

Il quadro generale cambia alla fine degli anni '80, inizio anni '90, quando il progresso tecnologico ha permesso lo sviluppo di nuove tecniche di acquisizione delle immagini anatomiche e di produzione dell'impianto, che hanno facilitato e ottimizzato l'uso degli impianti sub-periosteali [17, 34].

Nei paragrafi seguenti vengono presentati e spiegati i più importanti sviluppi tecnologici in questo ambito.

1.2.2.1. Metodo di acquisizione: scanner intra-orale

La tecnologia che ha rappresentato una vera e propria rivoluzione nell'ambito degli impianti dentali è lo scanner intra-orale, che si basa sull'utilizzo di particolari camere ad alta risoluzione in grado di scansare la bocca del paziente. Grazie all'elaborazione di tali immagini con opportuni software, è possibile ottenere il modello tridimensionale della struttura ossea mandibolare/mascellare (Figura 1.9) [23, 35, 36].

Grazie a questa tecnologia, quindi, è stato possibile [23, 37]:

- Ottenere informazioni circa la morfologia dell'osso del paziente in modo non invasivo, senza dover intervenire chirurgicamente, rendendo più agevole la guarigione dell'osso stesso;
- Ottenere informazioni circa la quantità di osso residuo disponibile, la densità del segmento osseo e le sue proprietà meccaniche, così da poter valutare in fase preoperatoria il posizionamento ottimale dell'impianto, ossia in corrispondenza dell'osso più denso;
- Ridurre il numero di interventi chirurgici ad un solo intervento, per l'inserimento dell'impianto;
- Ridurre i tempi di cura per il paziente, ossia il periodo di tempo tra la diagnosi e l'impianto effettivo del dispositivo;
- Ridurre i costi.

A partire dai dati raccolti, è possibile iniziare la fase di progettazione che si conclude con la realizzazione di un file CAD dell'impianto da produrre (Figura 1.10) [23, 35]. Molto interessante è il fatto che con tale tecnologia è anche possibile eseguire valutazioni rispetto l'arcata dentale opposta a quella di riferimento, così da

progettare in modo più accurato la posizione, l'inclinazione e la forma degli "abutment" (Figura 1.11) [17].

Grazie ad immagini anatomiche precise ed attendibili è, quindi, possibile eseguire una pianificazione preoperatoria estremamente accurata rendendo più fluido tutto l'intervento. Ci si sta muovendo verso un approccio "one-fit", tale per cui si cerca di eliminare a priori ogni possibile problema dovuto al mal posizionamento o all'ottenimento di un impianto dalla forma non sufficientemente compatibile con quella dell'osso del paziente [17, 38].

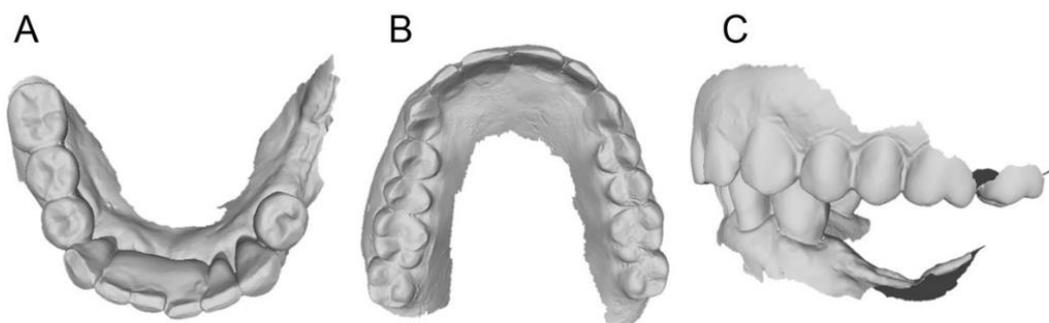


Figura 1.9: Scanner intra-orale: A, arcata mandibolare; B, arcata mascellare; C, occlusione delle arcate [23].

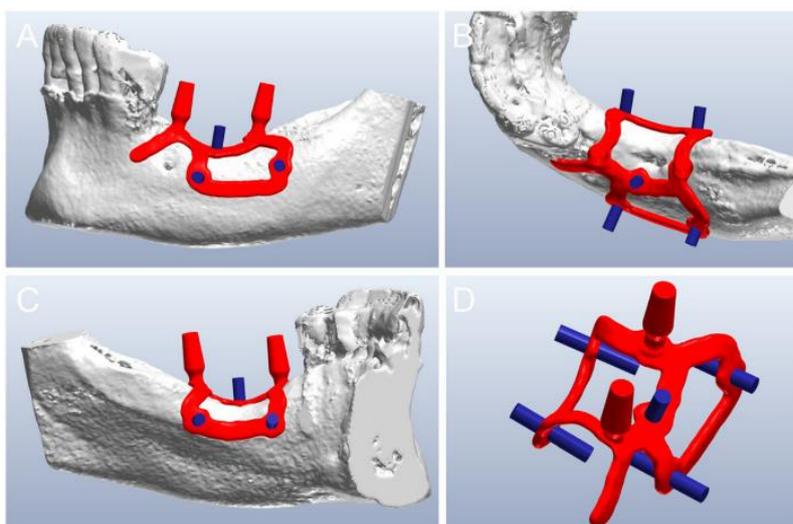


Figura 1.10: Realizzazione CAD di un impianto sub-periosteale custom-made. A) Vista buccale; B) Vista superiore; C) Vista linguale; D) Impianto con relative viti di fissaggio [23].

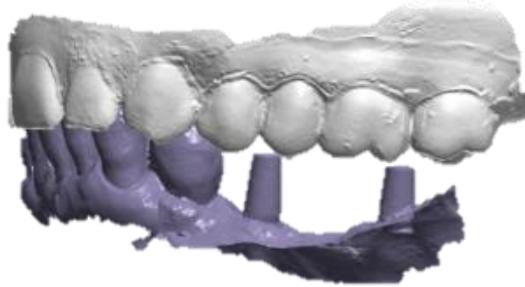


Figura 1.11: Valutazione della posizione ed inclinazione degli *abutment* [23].

1.2.2.2. Metodo di produzione: Laser Powder Bed Fusion (LPBF)

Per quanto riguarda la fase di produzione dell'impianto dentale, lo sviluppo delle tecniche di *Additive Manufacturing* (AM) per i metalli ha avuto un ruolo molto importante in tale ambito [12].

La tecnologia di AM utilizzata per la produzione di impianti sub-periosteali è la *Laser Powder Bed Fusion* (LPBF). La LPBF si basa sulla sinterizzazione (i. e. fusione) di polveri metalliche grazie all'azione di un laser ad alta potenza [23].

Entrando più nel dettaglio, uno strato di polvere metallica viene distribuito su una piattaforma di lavoro mobile e viene fuso in punti precisi dal laser ad alta potenza, guidato dal file CAD dell'impianto realizzato durante la fase di progettazione. Una volta fuso il primo strato, la piattaforma di lavoro esegue uno spostamento verso il basso e viene distribuito un nuovo strato di polvere che viene nuovamente fuso dal laser. Questo processo prosegue fino alla realizzazione strato per strato dell'oggetto completo. Lo spessore di ogni strato di polvere metallica depositato è pari a 0,1 mm. In Figura 1.12 viene rappresentato il flusso di lavoro di una macchina LPBF [38].

Gli impianti prodotti con questa tecnologia non presentano i problemi associati alla tecnica di produzione inizialmente utilizzata, ovvero la colatura del metallo fuso nello stampo. Di fatti, i processi di AM hanno mostrato avere numerosi vantaggi, tra cui [39, 40]:

- Maggiore accuratezza;
- La possibilità di controllare la porosità dell'oggetto. Questa caratteristica può essere sfruttata per la realizzazione di componenti aventi una porosità tale da favorire i processi di osteointegrazione e, allo stesso tempo, proprietà meccaniche più simili a quelle del tessuto osseo, evitando, quindi, il fenomeno di *stress-shielding*;
- La possibilità di produrre oggetti dalla geometria complessa e, quindi, in grado di meglio adattarsi all'anatomia del paziente specifico;
- Tempi di realizzazione dell'oggetto inferiori rispetto alla tecnica tradizionale.

Per garantire la qualità del processo è molto importante tracciare le polveri per valutare la loro esposizione ad ossigeno, aria, temperatura, pH, etc., fattori che, nel caso di metalli, potrebbero variare di molto la qualità del prodotto ottenuto. Dunque, risulta fondamentale trovare un metodo standard di caratterizzazione delle polveri in modo da poterne definire la “qualità”. Inoltre, è necessario assicurarsi che tutte le polveri residue siano state eliminate perché la loro presenza potrebbe provocare problemi di allergia o di corrosione da terzo corpo. Infine, una volta stampato il pezzo, il *post-processing* prevede l’uso di lavorazioni tradizionali, come la lucidatura, per migliorare la superficie del pezzo.

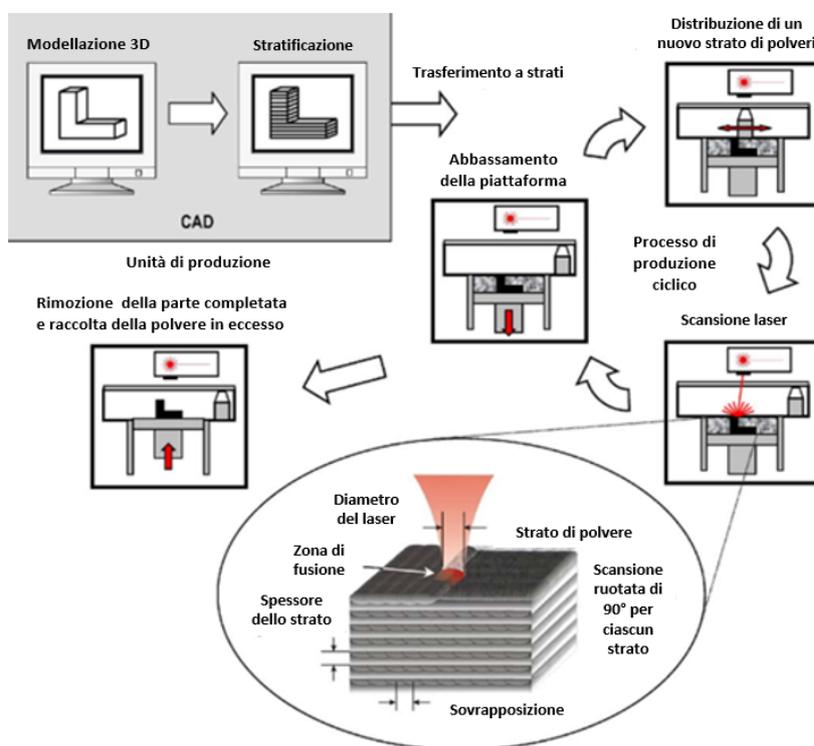


Figura 1.12: Ottenimento di componenti con la tecnica di LPPF [40].

1.2.2.3. Il materiale: Ti-6Al-4V ELI

Lo sviluppo tecnologico ha interessato anche il materiale con cui vengono realizzati gli impianti dentali. In particolare, per gli impianti sub-periostei, così come per altri dispositivi biomedici, l’attenzione si è spostata verso la lega di titanio Ti-6Al-4V ELI (*Extra Low Interstitial*). Questa lega, grazie ai bassi livelli di impurità, dovuti ad una ridotta presenza di O, N, Fe e C, è caratterizzata da un’ottima biocompatibilità, maggiore di quella del Vitallium®, da proprietà meccaniche più adatte per questa applicazione e da una elevata resistenza alla corrosione [31, 42].

A differenza del Vitallium®, quindi, la lega di Titanio Ti-6Al-4V ELI ha ottime proprietà meccaniche in relazione alle applicazioni che vedono tale materiale interfacciarsi con del tessuto osseo: il modulo di Young di questa lega, infatti, si aggira intorno ai 110 GPa, molto più vicino al modulo elastico dell'osso (tra 17 e 28 GPa) rispetto ad altri metalli utilizzati in campo biomedico. Grazie alle loro proprietà meccaniche, gli impianti in lega di Titanio garantiscono una distribuzione ottimale degli sforzi tra il dispositivo e il tessuto osseo, favorendo un corretto processo di rimodellamento osseo che, con il tempo, garantirà un'ottima osteointegrazione dell'impianto [9].

1.2.3. Specifiche di progetto

L'impianto sub-periosteale deve soddisfare i requisiti comuni a tutti gli impianti dentali e, più in generale, ai dispositivi impiantabili:

1. Essere fabbricato con materiali biocompatibili;
2. Garantire la stabilità meccanica delle interfacce sia subito dopo l'impianto (stabilità primaria) sia nel tempo (stabilità secondaria);
3. Sollecitare l'osso in modo che il fenomeno di rimodellamento osseo non venga indirizzato verso un riassorbimento o una crescita anomala;
4. Avere una sufficiente resistenza meccanica statica e a fatica;
5. Essere facilmente impiantabile, così che l'intervento rechi il minor danno possibile all'osso;
6. Essere facilmente sostituibile in caso di rottura.

Entrando più nel dettaglio, l'impianto sub-periosteale deve soddisfare anche le seguenti specifiche [42]:

1. Essere sempre collocato in corrispondenza della porzione ossea con la maggiore densità, così da garantire una maggiore stabilità della struttura;
2. Essere sempre progettato a partire da uno stampo o da un'immagine TC dell'osso del paziente;
3. Le strutture laterali dell'impianto sub-periosteale devono appoggiarsi su precise aree anatomiche in modo da resistere allo spostamento indotto da eventuali forze laterali che si possono sviluppare;
4. Essere posizionato in zone in cui i tessuti molli circostanti sono opportunamente adesi all'osso;
5. Avere un peso ridotto;
6. La struttura portante deve avere elementi stretti (ma non meno di 2 mm) e fenestrati, in modo da interferire il meno possibile con i tessuti circostanti.

1.2.4. Cause di fallimento

La causa di fallimento più comune degli impianti sub-periosteali è la rottura a fatica. Questi dispositivi, infatti, come la maggior parte dei dispositivi biomedici impiantabili, sono soggetti a milioni di cicli di carico e, quindi, riuscire a prevedere in modo corretto la vita a fatica del dispositivo è uno degli aspetti più critici della fase di progettazione. Altre cause di fallimento comunque diffuse sono quelle legate ad aspetti biologici, come, per esempio, una non corretta osteointegrazione dell'impianto, che ne provoca la mobilitazione, o l'insorgenza di peri-implantite, ossia un'inflammazione dei tessuti biologici circostanti il dispositivo. Infine, particolarmente frequente, è l'insorgenza di infezioni a valle dell'operazione chirurgica [7, 44].

1.2.5. Carico applicato

Lo sviluppo tecnologico che ha interessato i metodi di acquisizione e di produzione dei dispositivi sub-periosteali ha permesso a questi ultimi di avere un grande successo per la riabilitazione di pazienti edentuli con una grave forma di atrofia ossea. Uno dei grandi vantaggi di questi dispositivi è la possibilità di ristabilire gli aspetti funzionali ed estetici in maniera immediata, permettendo un'applicazione del carico appena dopo l'impianto [44].

Questa possibilità emerge anche con l'utilizzo di impianti endosseali. Questi ultimi, infatti, si possono distinguere in due tipologie: gli impianti in grado di promuovere l'osteointegrazione e gli impianti a carico immediato. Per la prima tipologia si è soliti attendere un periodo più o meno lungo, senza l'applicazione di nessun carico, per garantire un'adeguata osteointegrazione dell'impianto stesso. In particolare, viene definito un periodo di almeno 3 mesi per la mandibola mentre dai 5 ai 6 mesi per la mascella. La seconda tipologia, invece, consente al paziente di masticare immediatamente dopo l'intervento e garantisce il processo di ricrescita della struttura ossea grazie alla continua sollecitazione di quest'ultima [45].

Dunque, sebbene esistano soluzioni in grado di garantire un recupero della masticazione nel breve periodo, è fondamentale ricordare che la struttura e le componenti degli impianti endosseali non siano adatti al recupero completo degli aspetti funzionali ed estetici. In caso di atrofie ossee piuttosto accentuate, quindi, gli impianti sub-periosteali, grazie alla loro intelaiatura metallica e alla loro tecnica di impianto, rappresentano la soluzione ottimale in situazioni in cui si voglia garantire un'immediata applicazione dei carichi masticatori dopo l'intervento [46].

Ma quali sono i carichi che generalmente vengono applicati sui denti? In letteratura si trovano molti studi il cui obiettivo è quello di individuare il carico applicato durante la masticazione. La grande variabilità dei risultati riportati in questi lavori

è sicuramente associata a diversi fattori biologici, tra cui emergono il sesso e l'età del paziente [47].

Nello studio di Blamphin et al. viene analizzata l'influenza del sesso del soggetto sui carichi masticatori. I risultati ottenuti mostrano che, nel caso di pazienti maschi, viene generata una forza media di 509 N, 389 N e di 222 N per i denti molari, premolari e incisivi, rispettivamente. In pazienti di sesso femminile, invece, sono state registrate forze di 237 N, 181 N e 118 N per i denti molari, premolari e incisivi, rispettivamente. Non è emersa, invece, nessuna differenza significativa tra le forze generate nella parte destra e sinistra delle arcate [48].

Questo studio dimostra che anche la posizione del dente all'interno dell'arcata dentale influisce sul carico masticatorio risentito: a seconda della posizione, infatti, cambia la distanza del dente dai muscoli masticatori, determinando una diversa intensità della forza generata. I denti che risentono della forza maggiore sono i molari che, per l'appunto, si trovano più vicini ai muscoli masticatori [48, 49].

Nello studio di Chong et al., invece, viene messa in luce l'influenza dell'età dei pazienti sui carichi applicati. In un campione costituito da persone di età compresa tra i 18 e 25 anni e uno di persone di età superiore a 60 anni, è emerso che per i primi la forza media generata è di 541.4 N mentre per i secondi è di 420.5 N. Il campione analizzato conteneva al suo interno persone di entrambe i sessi. Il motivo principale della variazione delle forze generate è stato individuato essere il processo di degradazione dei muscoli masticatori. In particolare, è stato visto che l'aumentare dell'età dei pazienti determina una netta e decisiva variazione della massa e della resistenza dei muscoli coinvolti nella masticazione che, per l'appunto, causa una diminuzione delle forze generate dai denti [49].

A conferma di questo, grazie ad uno strumento ad ultrasuoni, Palinkas et al. sono andati a valutare lo spessore della muscolatura coinvolta nel processo di masticazione. In [Tabella 1.3](#) vengono mostrate le forze generate durante la masticazione e si nota come, superata la fase adolescenziale, si vada incontro ad una diminuzione della forza massima generata. Questo evento è stato correlato proprio alle variazioni funzionali, di forma e di struttura, subite dalla muscolatura mandibolare con l'avanzare dell'età: la riduzione del numero di fibre muscolari, infatti, causa una graduale diminuzione della forza esercitata [50].

Età [anni]	7-12	13-20	21-40	41-60	61-80
Forza masticatoria media [N]	174	342	289	264	262

[Tabella 1.3](#): Forza masticatoria media misurata al variare dell'età. Nei campioni di persone erano presente sia uomini che donne [50].

Oltre che a fattori di tipo biologico, la grande variabilità dei dati ottenuti dipende anche dal metodo di acquisizione delle forze. Per esempio, esistono opportuni trasduttori (Figura 1.13) che, posizionati tra le due arcate dentali, permettono di registrare le forze generate da ciascun dente. Dispositivi di questo tipo, grazie alla diretta correlazione tra la pressione misurata e la forza effettiva generata, consentono una misurazione oggettiva e quantitativa delle forze. Tuttavia, proprio per la loro presenza tra i denti, potrebbe venire meno l'accuratezza di acquisizione: al variare delle proprietà meccaniche di tali dispositivi e a parità di paziente e del dente analizzato, infatti, sono emersi risultati diversi tra loro [52, 53].

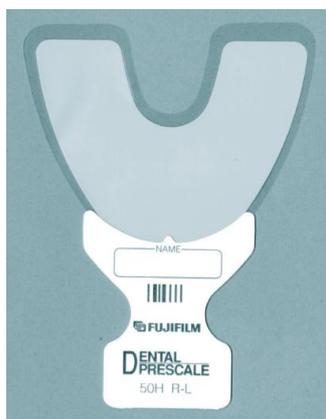


Figura 1.13: Dispositivo di acquisizione delle forze generate dai denti [52].

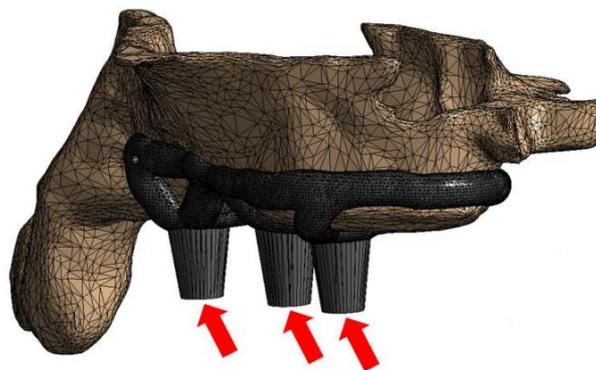
Esistono anche tecniche di misurazione della forza di tipo indiretto. In questi casi, si assume esserci una certa relazione tra la forza generata durante la masticazione e l'attivazione dei gruppi muscolari dediti al movimento della mandibola. In particolare, valutando il potenziale di azione elettromiografico, è possibile ottenere in maniera indiretta la forza generata sui denti [52, 53].

Infine, un altro fattore molto importante di cui tenere conto, e che può variare da persona a persona, è la direzione del carico. Durante la masticazione, infatti, non vengono generati solo carichi assiali, bensì la combinazione di forze assiali ed orizzontali determina una sollecitazione dei denti estremamente variabile. In particolare, la presenza di forze assiali determina una distribuzione degli sforzi più omogenea mentre i carichi orizzontali e i conseguenti momenti flessionali ad essi associati, determinano sollecitazioni localizzate dei denti [53].

1.2.6. Analisi mediante modelli numerici

In letteratura si trovano molti esempi di impianti sub-periosteici analizzati mediante simulazioni computazionali. La sperimentazione a elementi finiti, infatti, permette la valutazione di sforzi e deformazioni sviluppatasi sul dispositivo soggetto a determinate sollecitazioni. Ad oggi, grazie allo sviluppo di metodi di acquisizione che hanno permesso di ottenere un modello tridimensionale dell'osso del paziente e dell'impianto sub-periosteico associato, è possibile eseguire tramite prove *in silico* una valutazione della risposta meccanica degli impianti sub-periosteici sufficientemente accurata.

Un esempio riguardante l'analisi computazionale di un impianto sub-periosteico, è lo studio di Mukanov et al. In questo lavoro, come mostrato in [Figura 1.14](#), ogni moncone di un impianto sub-periosteico mascellare viene caricato con una forza distribuita, corrispondente ad una pressione di 38 MPa, il cui vettore di carico forma un angolo di 20° con la superficie di ciascun *abutment* [54].



[Figura 1.14](#): Rappresentazione del carico applicato durante l'analisi a elementi finiti. [54]

In modo simile, Carnicero et al. hanno eseguito un'analisi a elementi finiti su un impianto sub-periosteico per investigarne la possibile ottimizzazione topologica. In particolare, gli studiosi hanno voluto individuare la soluzione ottimale che garantisca un'opportuna resistenza meccanica del dispositivo minimizzando la massa di materiale utilizzato e il numero di viti applicate per il fissaggio dello stesso. La sperimentazione è stata orientata verso l'analisi di cinque condizioni di carico e di vincolo differenti, descritte in [Tabella 1.4](#)**Errore. L'origine riferimento non è stata trovata..**

Caso	Forza (N)		Spostamento (Vincolato / Non Vincolato)							
	Verticale	Orizzontale	1	2	3	4	5	6	7	8
1	150	50	V	V	V	V	V	V	V	V
2	450	50	V	V	V	V	V	V	V	V
3	150	50	V	V	NV	V	V	NV	V	V
4	150	50	V	V	V	NV	NV	NV	V	V
5	150	50	NV	NV	NV	V	V	V	V	V

Tabella 1.4: Diverse tipologie di carico e vincolo dell'impianto sub-periosteale utilizzate da Carnicero et al.

Nei casi in cui è stata applicata una forza verticale pari a 150 N agente su ogni moncone, si è voluto andare ad investigare una situazione corrispondente ai giorni appena successivi all'impianto, in cui la masticazione avviene in maniera più delicata; nel caso in cui, invece, in combinazione con la forza orizzontale di 50 N, è stata applicata una forza verticale pari a 450 N agente su ogni moncone, l'obiettivo era quello di analizzare la risposta dell'impianto all'applicazione di un carico critico. Inoltre, come si vede in **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.**, sono state simulate situazioni di non completa fissazione delle viti, ovvero situazioni in cui le finestrature (ottenute per il passaggio delle viti) non sono vincolate, in modo da valutare gli spostamenti dell'impianto dopo le sollecitazioni subite. In **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.** viene riportato l'impianto sub-periosteale analizzato [55].

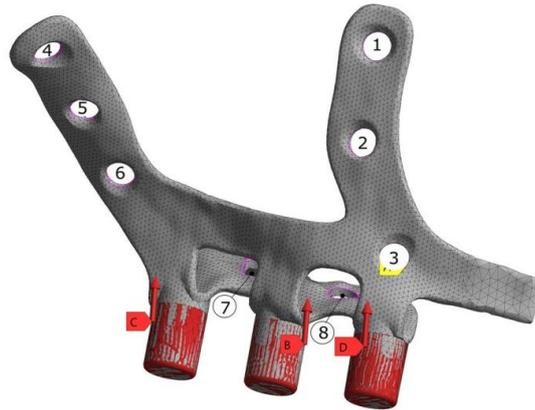


Figura 1.15: Impianto mascellare sottoposto ad ottimizzazione topologica [55].

Infine, un ulteriore esempio è lo studio di Gellrich et al., in cui viene applicato su un impianto sub-periosteale un carico critico di 440 N. In **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.** viene mostrata la distribuzione degli sforzi subiti dall'impianto e dall'osso a cui è stato vincolato [17].

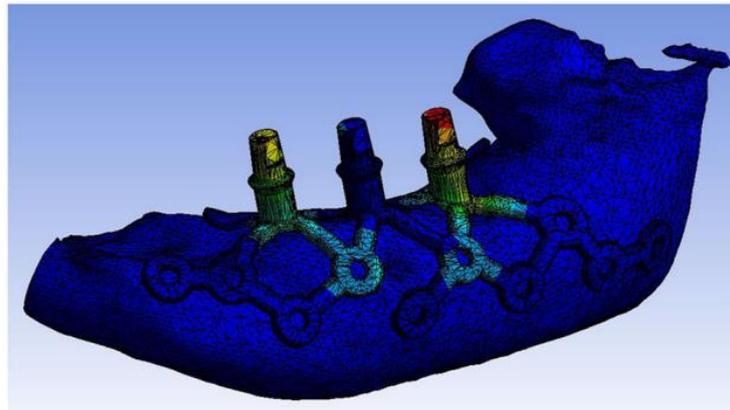


Figura 1.16: Rappresentazione dello stato di sforzo su un impianto sub-periosteale mandibolare [17].

Dunque, come mostrano i tre esempi riportati, l'analisi di impianti sub-periosteali può essere eseguita attraverso simulazioni *in silico*, grazie a cui è possibile riprodurre condizioni di lavoro più simili possibili a quelle *in vivo*. Grazie alla possibilità di implementare nel modello computazionale le proprietà meccaniche di ciascun materiale, è possibile prevedere in maniera realistica i possibili punti critici dell'impianto stesso, in corrispondenza dei quali può verificarsi il fallimento.

1.3. Norme di riferimento

Come avviene per tutti i dispositivi biomedicali impiantabili, la produzione e il commercio di questi ultimi sono permessi solo se vengono soddisfatti certi requisiti necessari a definire “sicuro” il dispositivo. In altre parole, il soddisfacimento di tali criteri significa che l’impianto ha una vita utile adeguata e, quindi, un’affidabilità tale da soddisfare in sicurezza le funzioni per cui è stato realizzato.

Nel caso degli impianti dentali endossei, la normativa di riferimento è la BS EN ISO 14801:2016, che descrive il protocollo sperimentale consigliato per la realizzazione di test statici e a fatica sull’impianto stesso al fine di valutarne la resistenza meccanica. Dunque, se il dispositivo riesce a superare opportunamente i test riportati nella norma, allora è ritenuto sicuro e, quindi, gli viene rilasciato il marchio di Conformità Europea (CE), che ne permette la produzione e la commercializzazione in tutto il mercato europeo [56].

La situazione cambia quando si parla di impianti sub-periosteali, che sono dispositivi *custom-made*, realizzati su misura per il paziente specifico. Dunque, si tratta di pezzi unici, diversi da paziente a paziente e non caratterizzati da un processo di produzione di massa. In particolare, secondo il “Regolamento (UE) 2017/745 del Parlamento europeo e del Consiglio del 5 aprile 2017 relativo ai dispositivi medici” entrato in vigore il 26 maggio 2021, con termine *custom-made* si intende:

“...qualsiasi dispositivo fabbricato appositamente sulla base di una prescrizione scritta di qualsiasi persona autorizzata dal diritto nazionale in virtù della sua qualifica professionale, che indichi, sotto la responsabilità di tale persona, le caratteristiche specifiche di progettazione, e che è destinato a essere utilizzato solo per un determinato paziente esclusivamente al fine di rispondere alle sue condizioni ed esigenze individuali. I dispositivi fabbricati in serie che devono essere adattati per soddisfare le esigenze specifiche di un utilizzatore professionale e i dispositivi che sono fabbricati in serie mediante processi di fabbricazione industriale conformemente alle prescrizioni scritte di qualsiasi persona autorizzata non sono tuttavia considerati dispositivi su misura.” [57]

Questi dispositivi rientrano nella classe di rischio IIb, ovvero impianti il cui utilizzo comporta un potenziale elevato rischio per il paziente. Ad oggi, per questa tipologia di dispositivi, non esistono norme a cui fare riferimento che ne facilitino ed accelerino il processo di produzione, approvazione e commercializzazione.

Dunque, per ottenere la certificazione che permetta la commercializzazione dei dispositivi *custom-made* è necessario presentare un documento relativo alla destinazione d’uso, alla classe di rischio di appartenenza e all’analisi dei rischi. Enti statali si occupano di confermare o meno la classe di appartenenza del dispositivo

proposta dal fabbricante. Inoltre, è necessario presentare nel dettaglio e motivare ogni scelta presa per la realizzazione del protocollo sperimentale [58].

Tuttavia, in assenza di criteri e norme di riferimento, risulta difficile stabilire a priori l'affidabilità dell'impianto progettato. La struttura e la geometria di un nuovo impianto, a seconda del carico agente, potrebbe non essere adatta a sostenere le condizioni di carico agenti una volta impiantato nel paziente. Sebbene siano stati sviluppati diversi modelli a elementi finiti, mirati alla verifica della distribuzione delle sollecitazioni e della presenza di eventuali criticità, per nessuna analisi è mai stato eseguito un confronto con test sperimentali.

In assenza di una norma di riferimento e senza un setup sperimentale *in vitro* a cui fare riferimento, come è possibile garantire la resistenza di un nuovo impianto solo attraverso prove *in silico*? Gli impianti sub-periosteali necessitano, quindi, di un modello computazionale che, solo dopo essere stato *validato*, potrà essere utilizzato in sostituzione ai test *in vitro* per ottenere un riscontro affidabile circa le proprietà meccaniche di nuovi impianti sottoposti a test statici e a fatica.

1.4. Scopo della tesi

Il lavoro di tesi presentato in questo elaborato è volto allo sviluppo di un protocollo di prova per l'analisi meccanica di impianti dentali sub-periosteali, mediante un approccio integrato sperimentale e numerico. L'obiettivo è quello di realizzare un banco di prova sperimentale che garantisca delle condizioni di carico e di vincolo controllate e ripetibili, e di riprodurre tale configurazione con un modello computazionale.

L'idea alla base delle scelte di progettazione è quella di realizzare un sistema sperimentale in grado di sollecitare un qualsiasi impianto sub-periosteale, a prescindere dalla sua geometria e dal suo posizionamento (mascellare o mandibolare). La successiva generazione di un modello computazionale, in grado di riprodurre fedelmente il setup sperimentale progettato, permetterà di utilizzare le prove *in silico* come validi sostituti della sperimentazione *in vitro*, minimizzando i costi e i tempi necessari per la verifica della resistenza meccanica di un nuovo impianto.

Per raggiungere gli obiettivi si è partiti dalla progettazione di un banco di prova. Grazie alla realizzazione di fantocci di osso in resina e di diversi componenti ausiliari è stato possibile sollecitare a compressione un impianto mandibolare e un impianto mascellare, rispettivamente. Entrambi i setup sperimentali sono stati, poi, riprodotti con un modello a elementi finiti in grado di garantire le medesime condizioni di carico e di vincolo. Per realizzare un'analisi *in silico* il più fedele possibile alla realtà, è stata eseguita una caratterizzazione meccanica della resina

polimerica, in modo da stimare le proprietà costitutive da implementare nell'analisi numerica.

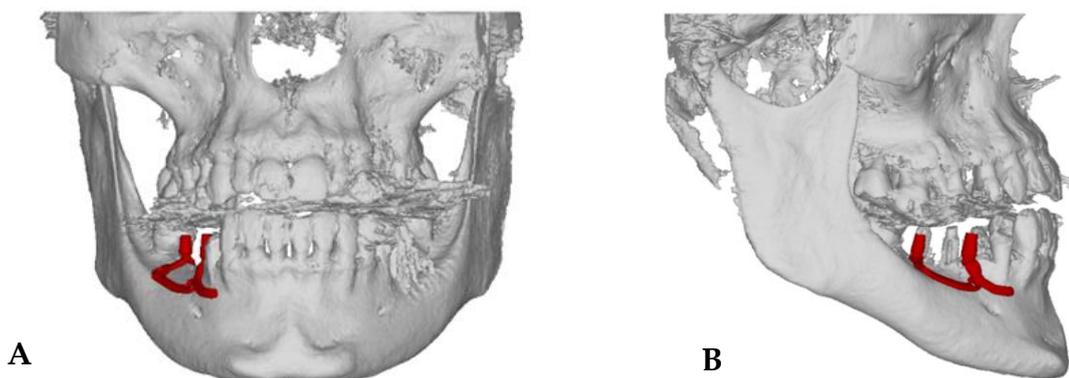
Per verificare la capacità dell'analisi *in silico* di riprodurre in modo sufficientemente accurato i test eseguiti in laboratorio, verranno messe a confronto le relazioni Forza – Spostamento ottenute dalle sollecitazioni eseguite su ciascun impianto.

Questo lavoro di tesi viene realizzato in collaborazione con Ars & Technology S.r.l., che ha fornito al Politecnico di Milano due tipologie di impianto sub-periosteale, uno mandibolare e uno mascellare, e si è occupata della produzione dei componenti necessari per l'esecuzione dei test sperimentali.

2. Progettazione della configurazione sperimentale

Per raggiungere l'obiettivo di questa tesi sono state prese in esame due situazioni cliniche reali, rappresentate da due pazienti aventi un impianto sub-periosteale mandibolare e un impianto sub-periosteale mascellare, rispettivamente. Le immagini cliniche e i modelli tridimensionali degli impianti sono stati forniti sotto forma di file STL dall'azienda Ars & Technology S.r.l.

In [Figura 2.1](#) e in [Figura 2.2](#) vengono mostrate le immagini anatomiche dei pazienti con i rispettivi impianti sub-periosteali. I file sono stati aperti con *MeshLab* (www.meshlab.net), un software gratuito per la visualizzazione e l'elaborazione di file STL, in grado di generare automaticamente una discretizzazione superficiale degli elementi.



[Figura 2.1](#): Anatomia ossea di paziente con impianto sub-periosteale mandibolare.
A) Vista frontale; B) Vista laterale.

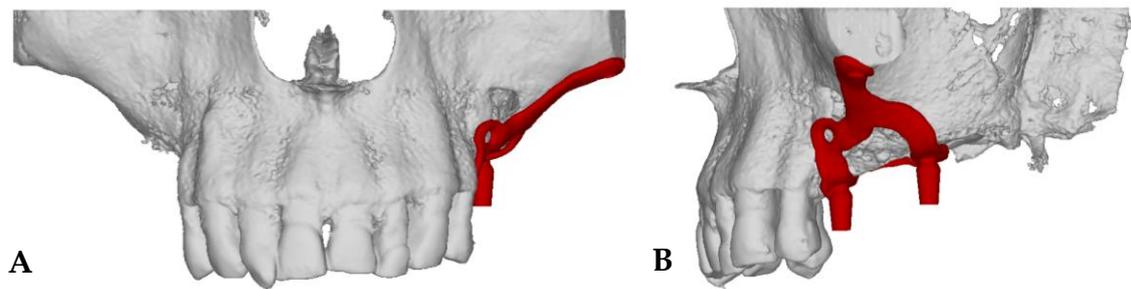


Figura 2.2: Anatomia ossea di paziente con impianto sub-periosteale mascellare.
A) Vista frontale; B) Vista laterale.

2.1. Realizzazione dei modelli biomeccanici

Per eseguire l'analisi sui dispositivi in questione, è stato necessario isolare il tratto anatomico funzionale all'appoggio dell'impianto. Dunque, per prima cosa si è dovuti intervenire sugli elementi a nostra disposizione, componente ossea e impianto, mentre, in un secondo momento, verrà eseguita una vera e propria elaborazione dei componenti al fine di garantire una sollecitazione meccanica in maniera controllata.

Inizialmente, è stato necessario intervenire sulle immagini anatomiche fornite dall'azienda per agevolare la progettazione del setup sperimentale e l'attività computazionale svolta in seguito. L'obiettivo di questa prima fase di lavoro è quello di ottenere delle parti tridimensionali, costituite da volumi chiusi e vuoti, da cui poter creare, nelle fasi successive, una discretizzazione (o *mesh*) volumetrica.

Le immagini anatomiche (Figura 2.3) presentavano numerosi artefatti dovuti alla tecnica di acquisizione e una geometria del volume interno all'osso piuttosto complessa. Dunque, utilizzando MeshLab, sono stati isolati i segmenti ossei di interesse, ossia la porzione ossea circostante l'impianto, e, successivamente, è stata eseguita un'operazione di pulizia, selezionando manualmente gli elementi da eliminare.

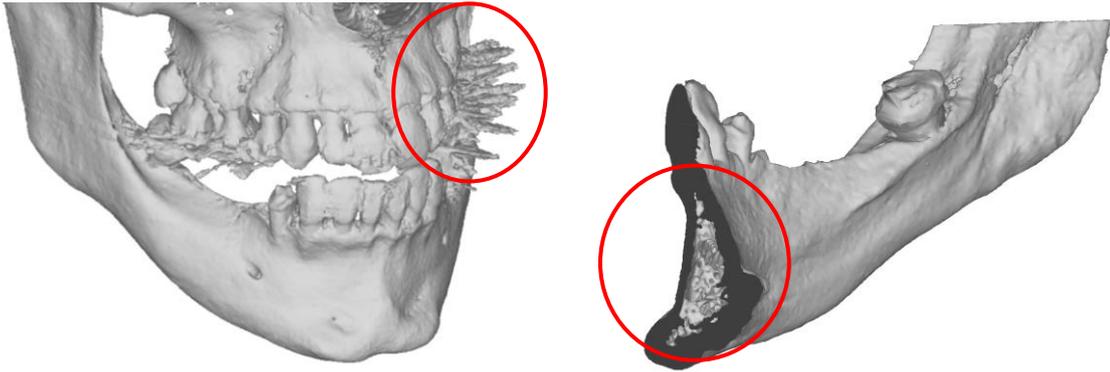


Figura 2.3: Immagini anatomiche fornite dall'azienda. A sinistra sono evidenziati esempi di artefatti dovuti alla tecnica di acquisizione; a destra sono mostrate le caratteristiche morfologiche interne all'osso mandibolare.

In seguito, sfruttando il comando *"Isotropic Explicit Remeshing"* presente su MeshLab, è stata definita una nuova *mesh* superficiale sui segmenti ossei ottenuti al termine della pulizia (Figura 2.4). La generazione di questa nuova *mesh* ha permesso di ottenere una discretizzazione più omogenea e regolare della superficie, rispetto a quella generata automaticamente dal software, in modo da agevolare le elaborazioni future.

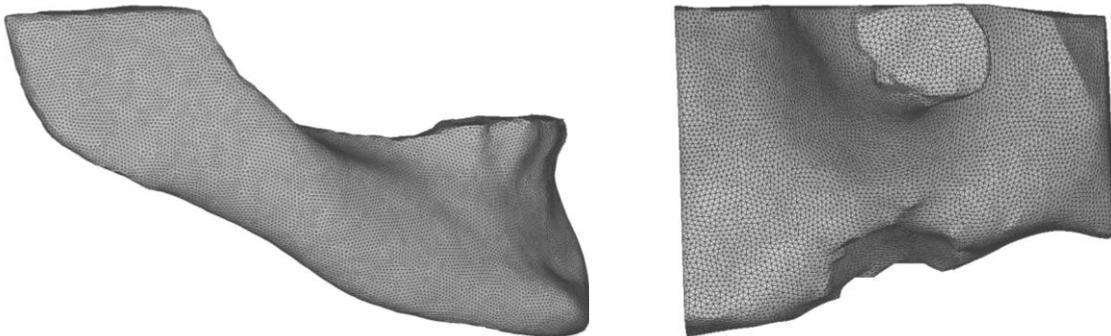
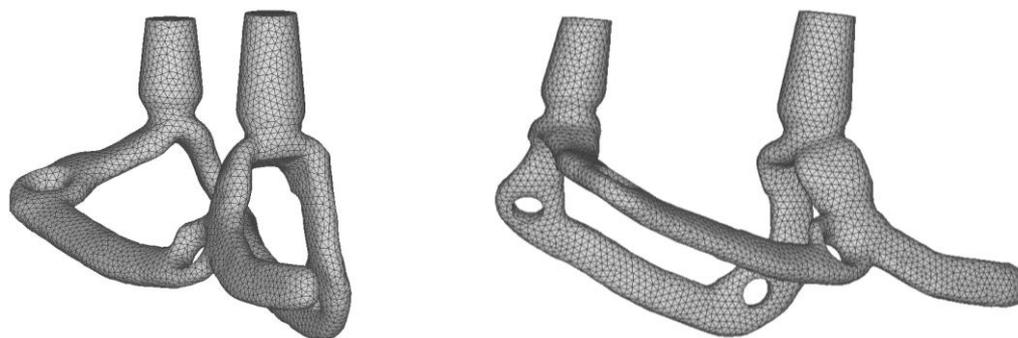


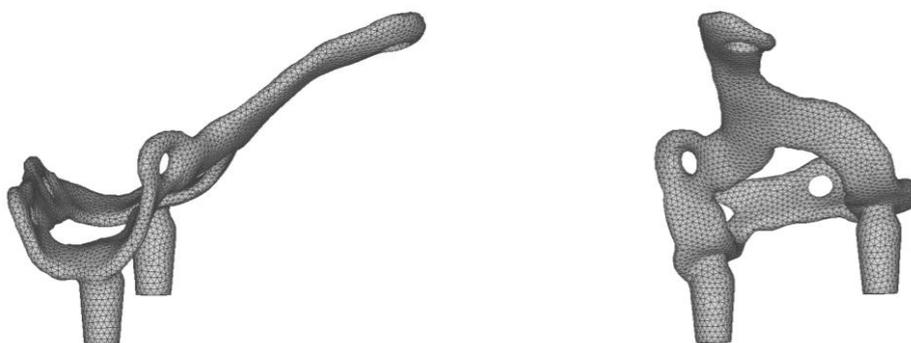
Figura 2.4: Componenti ossee a valle del processo di pulizia e di re-meshing. A sinistra, vista laterale del tratto mandibolare; A destra, vista laterale del tratto mascellare.

Successivamente, anche gli impianti sono stati perfezionati al fine di renderli più adatti alle fasi di lavoro successive. In questo caso, trattandosi di componenti progettate ad-hoc per la struttura ossea di riferimento, ci si è limitati alla sola fase di *re-meshing*, sempre sfruttando il comando *"Isotropic Explicit Remeshing"*, in modo

da eliminare gli elementi distorti presenti nella *mesh* generata automaticamente dal software. Nei casi in cui la distorsione è risultata così grave da non poter essere risolta tramite la semplice operazione di *re-meshing*, si è andati ad eseguire leggere modifiche all'impianto, al solo scopo di evitare possibili problemi nella fase successiva di discretizzazione volumetrica con elementi finiti. In [Figura 2.5](#) e in [Figura 2.6](#) vengono mostrati gli impianti ottenuti al termine del processo.



[Figura 2.5](#): Rappresentazione dell'impianto sub-periosteale mandibolare.
A sinistra, vista frontale; A destra, vista laterale.



[Figura 2.6](#): Rappresentazione dell'impianto sub-periosteale mascellare.
A sinistra, vista frontale; A destra, vista laterale.

2.2. Realizzazione componenti

Una volta conclusa la fase iniziale di “preparazione” degli impianti e “pulizia” dei segmenti ossei, è iniziata la fase di progettazione del setup sperimentale da riprodurre *in vitro* ed *in silico*.

Il punto di partenza per la progettazione è stata la macchina di prova presente in laboratorio: MTS 858 Mini Bionix servo-idraulica biassiale con cella di carico da 15



kN (). La macchina è caratterizzata da un attuatore biassiale, coassiale con la cella di carico, in grado di compiere spostamenti controllati sia in direzione verticale che torsionali. L'obiettivo del banco di prova progettato è quello di sollecitare gli *abutment* dell'impianto con una forza equidistribuita tra di essi (Figura 2.8) e diretta perpendicolarmente rispetto alla loro superficie superiore. Data la struttura della macchina di prova disponibile sarà necessario realizzare nuove componenti ausiliare, realizzate attraverso il software SolidWorks® (disegni tecnici di ciascun componente in Appendice A). Questi elementi serviranno per distribuire in maniera opportuna il carico, per vincolare le traslazioni laterali del sistema osso-impianto, così da mantenere l'asse di azione del braccio della macchina centrato rispetto ai due *abutment*, e per prevenirne le rotazioni, assicurando così che il set-up sia in asse con la direzione verticale. In questo modo, essendo tutto perfettamente allineato con la cella di carico, è possibile ottenere una relazione tra la forza applicata e lo spostamento generato dal braccio della macchina di prova il più realistica possibile.



Figura 2.7: Fotografia della macchina di prova utilizzata.

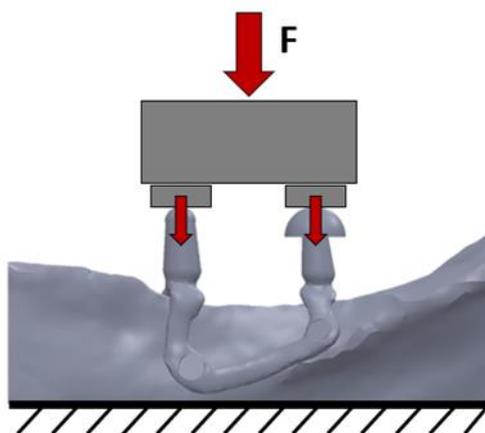


Figura 2.8: Rappresentazione schematica dell'idea alla base del setup sperimentale progettato.

Nei paragrafi seguenti vengono presentate le ulteriori modifiche apportate all'impianto e alla componente ossea e vengono descritte nel dettaglio le nuove componenti progettate. In **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.** vengono mostrati tutti gli elementi realizzati durante questa fase e l'assieme ottenuto per il setup mandibolare.

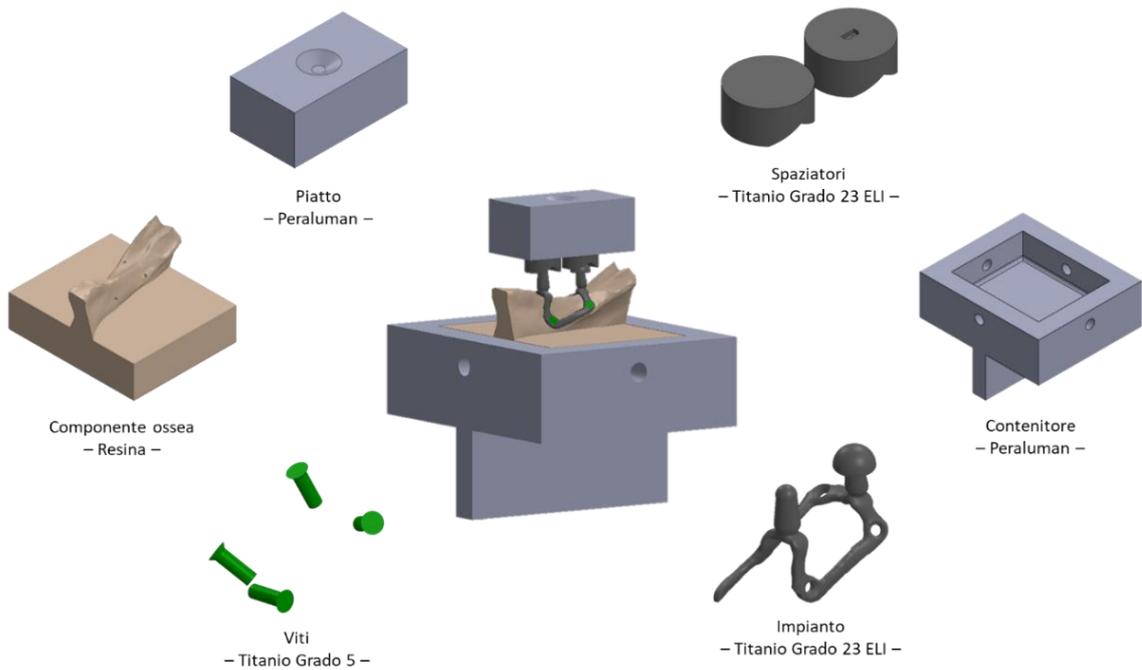


Figura 2.9: Rappresentazione dell'assieme del setup mandibolare al centro; attorno vengono mostrati i singoli elementi e il materiale con cui sono stati prodotti.

2.2.1. Impianto

Come detto, l'idea alla base del setup sperimentale realizzato prevede di sollecitare l'impianto con uno spostamento in direzione verticale perpendicolare alla superficie superiore di entrambi i monconi. Nella realtà la forma e l'inclinazione di questi ultimi sono progettate con lo scopo di adattarsi nel modo migliore possibile all'anatomia del paziente e alle sue esigenze funzionali. Per questo motivo, è stato necessario applicare una rotazione all'impianto al fine di porre le superfici superiori degli *abutment* su piani che, seppur di diversa inclinazione, risultassero il più ortogonali possibili rispetto l'asse verticale (Figura 2.10).

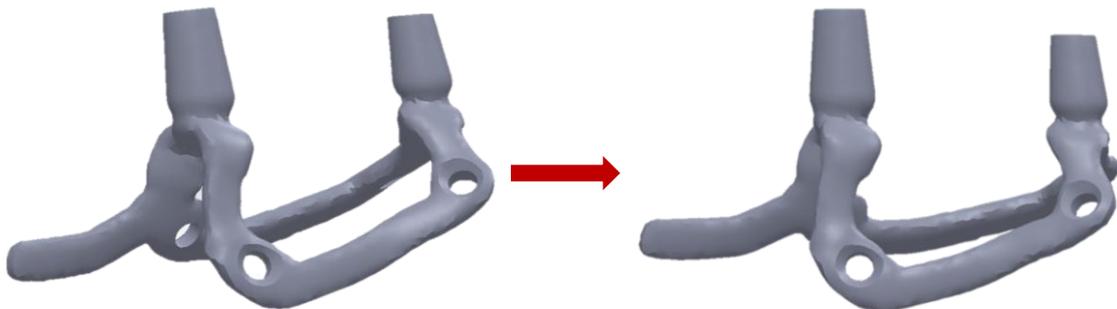


Figura 2.10: Effetto della rotazione dell'impianto per garantire che la superficie superiore degli *abutment* sia il più ortogonale possibile alla direzione verticale.

Ad ogni modo, proprio per come è stato progettato l'impianto, le due superfici superiori degli *abutment* non giaceranno mai su piani perfettamente paralleli ed orizzontali. Inoltre, è necessario tenere in considerazione la possibilità che vengano commessi degli errori in fase di assemblaggio o che, già in partenza, i pezzi presentino delle imprecisioni, tali per cui la posizione dell'impianto, e di conseguenza l'inclinazione degli *abutment*, si discosti da quella desiderata.

In questo caso, come si vede in Figura 2.11, il movimento verticale dell'attuatore verso la superficie più o meno inclinata dell'*abutment*, causerebbe lo sviluppo di forze concentrate in corrispondenza degli spigoli della superficie stessa. Queste forze, però, non sarebbero realistiche, in quanto, nella realtà, per la presenza della corona protesica, il carico si distribuisce in modo differente sulla superficie del moncone.

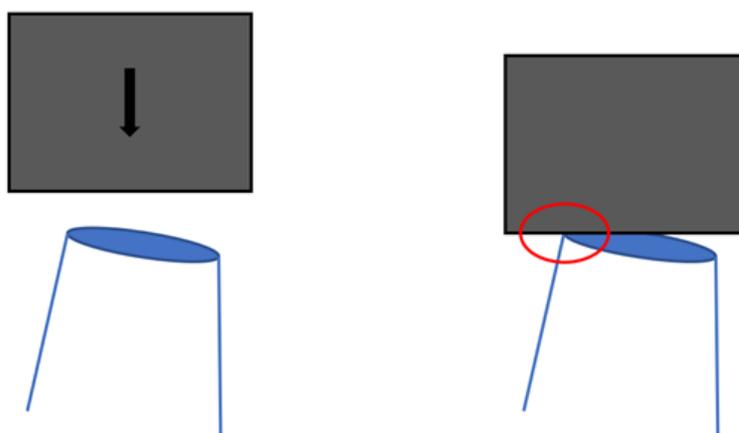


Figura 2.11: Rappresentazione dell'effetto dello spostamento dell'attuatore su un *abutment* inclinato.

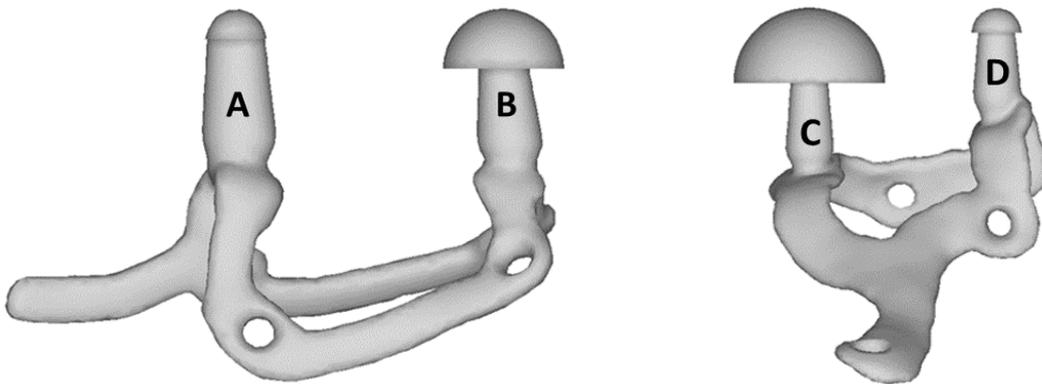
Dunque, tenendo in considerazione quanto appena detto, al fine di garantire una sollecitazione più realistica degli *abutment*, le loro estremità sono state modificate, trasformandole in semisfere, come si vede in Figura 2.12. Queste semisfere garantiscono una distribuzione del carico più realistica, evitando lo svilupparsi di forze concentrate, anche nel caso in cui gli *abutment* fossero fortemente inclinati rispetto all'asse verticale. In fase di progettazione, queste semisfere sono state realizzate con raggio diverso tra loro, in modo che il punto di applicazione del carico

su entrambi i monconi si trovasse sullo stesso piano. Nel dettaglio, in [Tabella 2.1](#) vengono riportati i valori di raggio nominale realizzati per ciascun moncone.

Moncone	A	B	C	D
Raggio	1.45 mm	2.85 mm	6 mm	2 mm

[Tabella 2.1](#): Definizione del raggio delle semisfere associate agli *abutment* mostrati in [Figura 2.12](#).

L'impianto così modificato è stato prodotto da Ars & Technology S.r.l. in lega di Titanio Ti-6Al-4V ELI con la tecnica di DMLS.



[Figura 2.12](#): Impianti sub-periosteici con l'applicazione di semisfere all'estremità di ogni *abutment*. A sinistra c'è l'impianto mandibolare, mentre a destra quello mascellare.

2.2.2. Componente ossea

Così come l'impianto, anche l'osso ha subito ulteriori modifiche al fine di renderlo più adatto a sostenere il carico applicato. Prima di tutto, per le necessità descritte sopra, anche le componenti ossee hanno subito delle rotazioni al fine di mantenere e garantire il corretto accoppiamento con l'impianto stesso. Dunque, dato lo scopo di questo lavoro di tesi, la superficie superiore dell'osso, all'interfaccia con l'impianto, non è stata in alcun modo modificata, in modo da ottenere risultati più realistici possibili. La superficie inferiore, invece, non essendo al centro delle valutazioni di questo lavoro, è stata modificata in modo da ottenere una vera e propria base di appoggio per l'osso stesso. In particolare, è stata realizzata una base

a forma di parallelepipedo all'interno della quale è stata "immersa" la componente ossea. Grazie a SolidWorks®, quindi, si è riusciti a realizzare, sia per il caso mandibolare che per il caso mascellare, un unico componente solido, caratterizzato da un unico volume, il quale garantisce i vincoli necessari a tenere in posizione il sistema osso-impianto (Figura 2.13). Nel dettaglio, la base inferiore di entrambe le strutture presenta le seguenti misure:

- Lato lungo: 65 mm
- Lato corto: 55 mm
- Altezza: 15 mm
- Raccordo spigolo inferiore: raggio 1.5 mm

Questo pezzo è realizzato in resina e, come l'impianto, è stato stampato da Ars & Technology S.r.l. Questo elemento è stato ottenuto mediante una stampante 3D LCD (Figura 2.14Figura 2.13**Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.**), in grado di polimerizzare la resina foto-polimerizzabile utilizzata a 385 nm. Successivamente, ciascun componente ha subito un doppio lavaggio in isopropanolo ed ha subito un processo di *curing* in un forno a luci LED per un periodo di due minuti per lato.

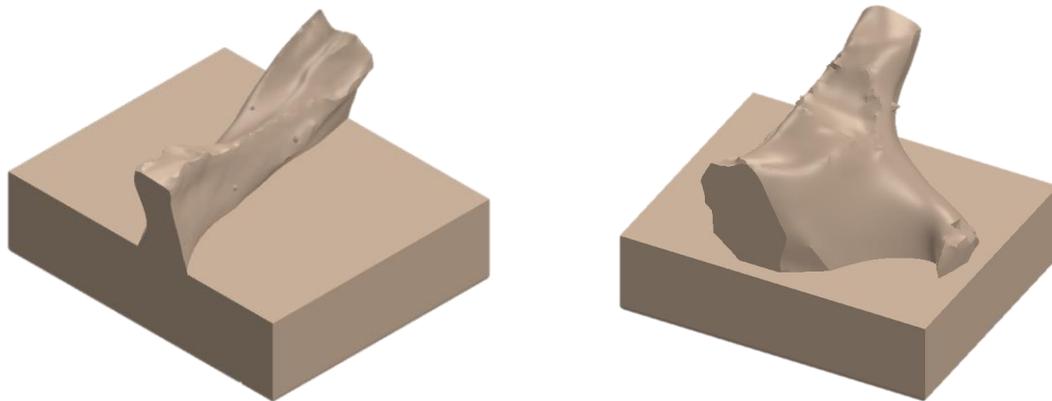


Figura 2.13: Rappresentazione del componente osseo modificato secondo le esigenze di progettazione: a sinistra c'è il componente mandibolare mentre a destra quello mascellare.



Figura 2.14: Stampante 3D Dentiq [Ackuretta.com]

2.2.3. Viti di fissaggio

Durante la fase di progettazione, sono state definite anche le viti utilizzate per il fissaggio degli impianti al componente osseo. Questa progettazione è finalizzata alla sola analisi numerica in quanto ciascun impianto è stato fornito al Politecnico già assemblato al fantoccio di osso realizzato in resina. In [Tabella 2.2](#) vengono riportate le dimensioni nominali delle viti utilizzate per il fissaggio dei due impianti ai rispettivi fantocci ossei.

Impianto	Diametro	Lunghezza
Mandibolare	1.5 mm	6 mm
Mascellare	2 mm	6 mm

Tabella 2.2: Dimensioni delle viti utilizzate per il fissaggio dell'impianto mandibolare e mascellare, rispettivamente.

Il posizionamento di questi elementi è stato eseguito manualmente senza nessun criterio da seguire. Per questo motivo, l'inclinazione di tutte le viti, progettate per ciascun impianto, è stata definita in modo che lo stelo delle viti risultasse coassiale con il foro adibito all'inserimento delle stesse. Durante il posizionamento delle viti mandibolari, però, sono emersi alcuni aspetti critici circa la lunghezza di queste. Una lunghezza di 6 mm, infatti, avrebbe generato un'interferenza tra le viti inserite in posizione buccale e le viti inserite in posizione linguale. Per questo motivo, le viti sono state realizzate con una lunghezza massima di 4.5 mm, ovvero la lunghezza

massima consentita senza la presenza di interferenze. La medesima lunghezza è stata definita anche per le viti utilizzate per il setup mascellare. Per rendere il modello computazionale il più generale possibile, prendendo spunto dalla letteratura, il disegno delle viti (*Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.* Figura 2.16) è stato semplificato [54]



Figura 2.15: Rappresentazione delle viti di fissaggio:
A) Vite mandibolare; B) Vite mascellare.

2.2.4. Contenitore

Successivamente, è stato necessario realizzare dei vincoli in modo da fissare nello spazio il sistema osso-impianto, così da renderne possibile la sollecitazione.

A tale scopo, per evitare di afferrare con le ganasce direttamente la resina con il rischio di danneggiarla, è stato realizzato un contenitore (Figura 2.16) al fine di garantire un alloggio per la struttura ossea in resina e, contemporaneamente, essere facilmente vincolato grazie alla presenza di una estrusione inferiore. In particolare, la parte superiore è stata appositamente progettata per avere un gioco pari a 0.2 mm in entrambe le direzioni in modo da permettere l'inserimento e l'estrazione degli elementi polimerici con facilità e, al tempo stesso, vincolarne possibili traslazioni o rotazioni durante la sollecitazione. Infine, per bloccare ulteriormente possibili movimenti dell'elemento in resina, sulle quattro superfici laterali del contenitore sono stati eseguiti fori filettati (M5) in cui inserire grani di pressione.

Questo pezzo, a differenza dei precedenti, è stato realizzato in Peraluman, una particolare lega di alluminio, con tecniche di produzione tradizionali.

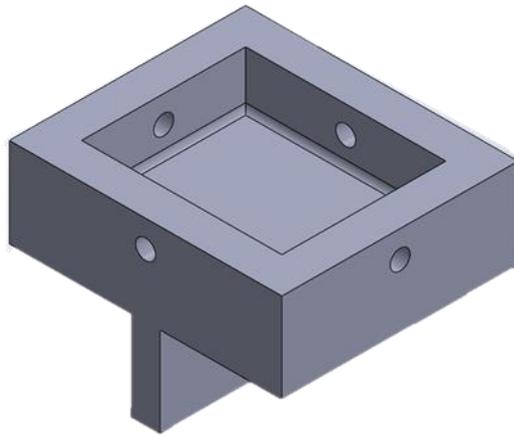


Figura 2.16: Vista isometrica del contenitore inferiore.

2.2.5. Spaziatori

Per consentire al setup di assestarsi durante la sollecitazione, sono stati realizzati degli spaziatori, ovvero elementi che garantissero un grado di libertà al sistema nella fase di applicazione del carico. Questi componenti, infatti, sono stati progettati per essere posizionati sopra le semisfere con cui terminano i monconi e, grazie alla loro presenza, viene garantita una corretta sollecitazione dell'impianto.

Gli spaziatori sono costituiti da una superficie superiore piana e una superficie inferiore caratterizzata da uno svaso verso l'interno che permette l'alloggio della semisfera terminale di ciascun *abutment*. Gli spaziatori sono stati disegnati con uno specifico angolo di svasatura interna, al fine di garantire un'interazione ottimale con la superficie sferica del moncone. Inoltre, ogni spaziatore è caratterizzato da una specifica altezza, in modo che le superfici superiori degli spaziatori si trovino sullo stesso piano. In tutto sono stati realizzati tre spaziatori diversi, così identificati:

- "Spaziatore 1" (altezza nominale = 5 mm, angolo di svaso = 120°), associato al moncone anteriore (rispetto al piano frontale) dell'impianto mandibolare e dell'impianto mascellare;
- "Spaziatore 2" (altezza nominale = 4,78 mm, angolo di svaso = 120°), associato al moncone posteriore (rispetto al piano frontale) dell'impianto mandibolare;
- "Spaziatore 3" (altezza nominale = 4,09 mm, angolo di svaso = 150°), associato al moncone posteriore (rispetto al piano frontale) dell'impianto mascellare.

In Figura 2.17 sono riportati gli spaziatori progettati.

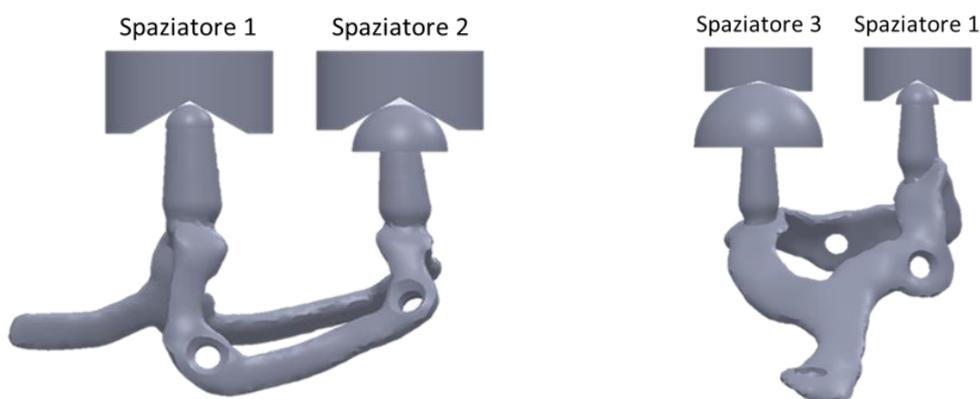


Figura 2.17: Rappresentazione degli spaziatori applicati all'impianto mandibolare (a sinistra) e all'impianto mascellare (a destra).

Essendo molto difficile distinguere ad occhio nudo e al tatto lo "Spaziatore 2" dallo "Spaziatore 3" e questi ultimi dallo "Spaziatore 1", in fase di progettazione è stato aggiunto un intaglio sulla superficie superiore dei primi due, così da riuscire a identificarli e a collocarli in modo corretto sopra il rispettivo moncone:

- "B" (di "*bottom*") per indicare lo spaziatore posteriore mandibolare;
- "T" (di "*top*") per indicare lo spaziatore posteriore mascellare.

In Figura 2.18 **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.**, è rappresentato il dettaglio degli intagli realizzati.

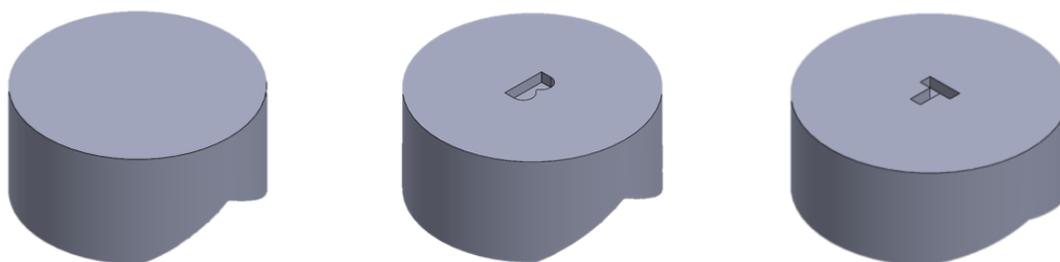


Figura 2.18: A sinistra, Spaziatore 1; al centro, Spaziatore 2 (B per bottom); a destra, Spaziatore 3 (T per top).

Questi componenti, come gli impianti, sono stati realizzati in lega di titanio Ti-6Al-4V ELI grazie alla tecnica di LPBF. Non conoscendo a priori la risoluzione di tale tecnica di produzione, sono stati pensati alcuni accorgimenti per facilitare l'assemblaggio del setup sperimentale. In particolare, trattandosi di elementi dalle dimensioni ridotte, anche la più piccola alterazione dalla misura nominale potrebbe compromettere l'assemblaggio dei componenti. Per questo motivo, per ciascun

spaziatore, sono stati progettati e realizzati altri 4 prototipi di altezze diverse. In particolare, sono stati realizzati elementi con una variazione dall'altezza nominale di ± 0.5 mm e ± 1 mm, per un totale di 5 esempi di ogni spaziatore (compreso quello avente altezza pari a quella nominale). Anche in questo caso, per garantirne una facile distinzione, sono stati realizzati i seguenti rilievi sulle superfici laterali:

- “+”: spaziatore con altezza pari a “altezza nominale + 0.5 mm”;
- “+ +”: spaziatore con altezza pari a “altezza nominale + 1 mm”;
- “-”: spaziatore con altezza pari a “altezza nominale - 0.5 mm”;
- “- -”: spaziatore con altezza pari a “altezza nominale - 1 mm”.

In [Figura 2.19](#) vengono mostrati due esempi di spaziatori aventi un'altezza differente da quella nominale.



[Figura 2.19](#): A sinistra, spaziatore mandibolare di altezza = altezza nominale + 0.5 mm; a destra, spaziatore mascellare di altezza = altezza nominale - 0.5 mm.

2.2.6. Piatto superiore

L'ultimo elemento facente parte del setup sperimentale è il piatto superiore che ha la funzione di trasferire la sollecitazione dal braccio della macchina di prova a entrambi gli *abutment*. Si tratta di un parallelepipedo sufficientemente lungo, da essere appoggiato su entrambi gli spaziatori, con uno svasso posto al centro della superficie superiore per l'alloggio del punzone sferico della macchina di prova. Grazie a questa configurazione, viene garantito un ulteriore grado di libertà, permettendo eventuali assestamenti durante la sollecitazione. In [Figura 2.20](#) viene rappresentato il componente.

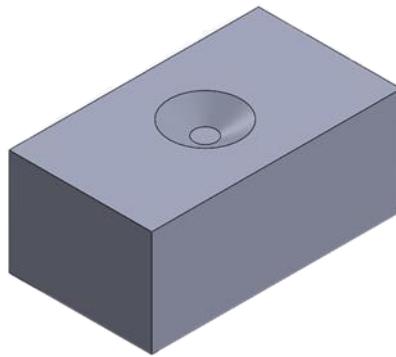


Figura 2.20: Vista isometrica del piatto superiore.

Quest'ultimo elemento, così come il contenitore inferiore, è stato realizzato in Peraluman con le tecniche di lavorazione tradizionali.

2.2.7. Assieme

Una volta terminata la fase di progettazione, i componenti sono stati assemblati tra loro per valutare la fattibilità e la realizzabilità di tale set-up sperimentale in laboratorio. In [Figura 2.21](#) vengono mostrati i setup completi realizzati per l'impianto mandibolare e l'impianto mascellare, rispettivamente.

La progettazione di ciascun setup è stata realizzata, come detto in precedenza, garantendo che gli impianti, e in particolare ciascuna coppia di monconi, venissero sollecitati con una forza agente assialmente alla cella di carico. Inoltre, per garantire una distribuzione del carico più corretta possibile, in fase di progettazione si è imposto che la posizione del punzone sferico, corrispondente allo svaso del piatto superiore, fosse esattamente a metà tra i monconi di ciascun impianto.

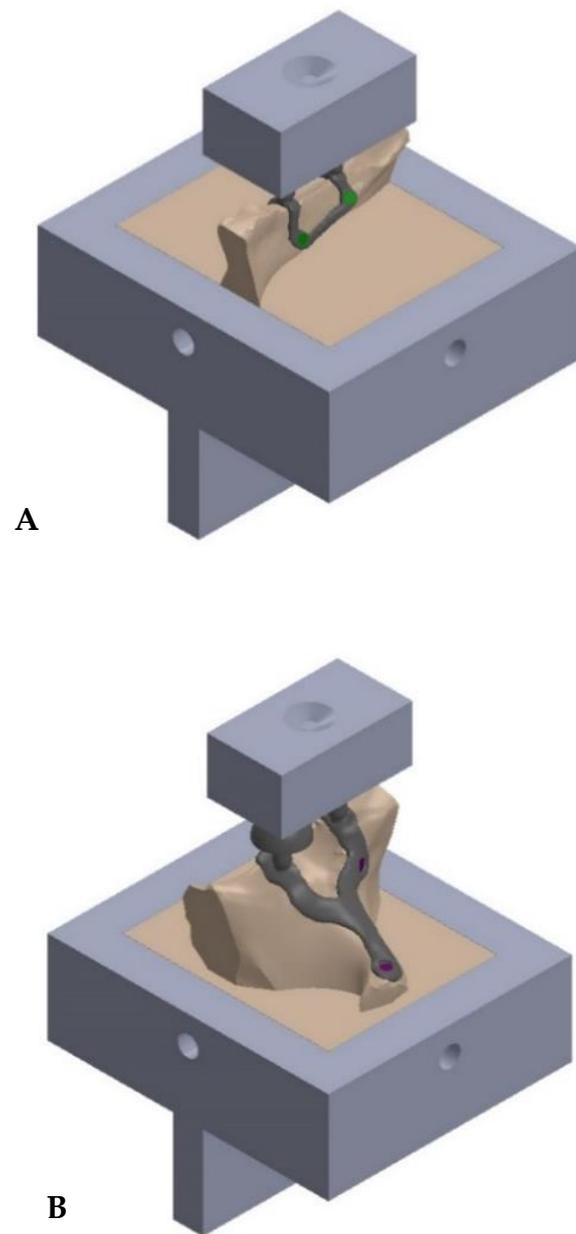


Figura 2.21: Vista isometrica dei setup sperimentali con tutti gli elementi assemblati. A) Setup Mandibolare; B) Setup Mascellare.

3. Caratterizzazione meccanica della resina polimerica

Durante l'analisi sperimentale un ruolo fondamentale è stato giocato dalla resina utilizzata per realizzare i fantocci di osso. Questa particolare resina polimerica deve, prima di tutto, garantire la riproduzione dettagliata dell'anatomia ossea in modo da ottenere un accoppiamento ottimale con l'impianto. Inoltre, un altro aspetto fondamentale riguarda la capacità di questa resina di avere adeguate proprietà meccaniche in grado di assicurare una sufficiente resistenza durante le sollecitazioni subite.

Dunque, mentre il primo aspetto è stato già soddisfatto grazie alla possibilità di utilizzare questa resina con le tecniche di AM, per quanto riguarda la verifica meccanica è stato necessario mettere in atto opportuni test per verificare l'adeguatezza di tale resina al ruolo indicato. Le proprietà meccaniche di questa particolare resina risulteranno utili, oltre che per future considerazioni e test sperimentali, per realizzare l'analisi numerica del medesimo setup.

Come detto in precedenza, i bio-modelli, a valle del processo di stampa, vengono sottoposti ad un lavaggio in isopropanolo e ad un processo di *curing* in un forno a luci LED. In particolare, quest'ultima fase risulta di fondamentale importanza al fine di garantire l'adeguata polimerizzazione e l'adeguata realizzazione dei legami C-C dei monomeri. L'incompleta polimerizzazione, infatti, sintomo di un processo di *curing* inefficace, potrebbe causare la formazione di vuoti all'interno della struttura e, di conseguenza, variare le proprietà meccaniche del componente stesso [59].

Dunque, proprio per tale eventualità, si è deciso di testare tale materiale con diverse analisi al fine di valutare le effettive proprietà meccaniche della resina utilizzata per questo lavoro.

Sono stati eseguiti due test diversi in modo da valutare la risposta della resina sia a livello macroscopico sia a livello microscopico. Per eseguire tali test, sono stati

realizzati dall'azienda Ars & Technology provini dalle forme diverse a seconda dell'utilizzo. In particolare, sono stati realizzati (Figura 3.1):

- 5 campioni cilindrici (diametro 10 mm e altezza 25 mm)
- 5 campioni cubici (lato 15 mm)

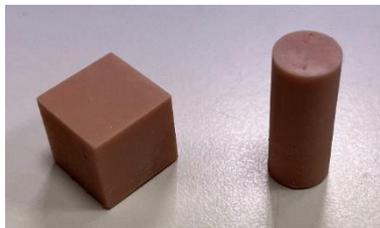


Figura 3.1: Fotografia dei campioni utilizzati per la caratterizzazione della resina.

3.1. Test a compressione: analisi *in vitro*

Durante i test a compressione sono stati utilizzati i provini cilindrici. Dunque, come mostrato in Figura 3.2, è stato allestito un setup sperimentale adatto a garantire una compressione del cilindro lungo la propria direzione longitudinale.



Figura 3.2: Fotografia del test a compressione su provino cilindrico.

Prima di eseguire il test, ciascun campione è stato misurato grazie ad un calibro per valutarne la lunghezza e il diametro iniziale. In particolare, per valutare eventuali scostamenti rispetto alle misure nominali, il diametro è stato misurato ad altezze diverse mentre le misurazioni della lunghezza sono state eseguite ruotando di 90° il provino rispetto all'asse longitudinale (Tabella 3.1).

Provino	Diametro [mm]			Lunghezza [mm]	
1	9.96	9.98	9.94	25.38	25.40
2	9.96	9.98	9.96	25.34	25.39
3	9.96	9.96	9.95	25.31	25.29

Tabella 3.1: Misure eseguite sui diversi campioni testati.

I test sono stati eseguiti in controllo di spostamento con una velocità pari a 0.01 mm/s. Trattandosi di una resina polimerica, ciascun provino è stato inizialmente sollecitato con 5 cicli consecutivi di pre-condizionamento, in modo da garantirne un iniziale assestamento, ai quali è seguita una sollecitazione fino ad un carico di 3000 N. In particolare, nella fase iniziale, la macchina di prova è stata impostata in modo da garantire una compressione ciclica del campione con forze generate comprese tra 50 N e 500 N. Nella seconda fase, invece, a partire dalla compressione corrispondente a 50 N, si è andati a comprimere il provino in resina fino a 3000 N. Per ogni provino, è stata acquisita una curva sperimentale Forza – Spostamento con una frequenza di campionamento di 10 Hz.

Questi test sono finalizzati all'ottenimento del valore di modulo elastico della resina. Per questo motivo, ci si è concentrati sulla risposta iniziale del campione, caratterizzata da una relazione lineare elastica tra lo spostamento imposto e la forza generata. In particolare, per ogni provino è stata valutata la risposta in un range di forze compreso tra [300 ; 700] N e per ogni campione è stata ricavata l'equazione della linea di tendenza lineare (con l'indice R^2 associato).

Successivamente, per valutare quanto la rigidità del setup influisse sui dati sperimentali ottenuti, si è deciso di valutare la compliance della macchina di prova. Si è deciso di porre tra le due piastre utilizzate per la compressione un campione cilindrico di acciaio. Questo elemento, dalle caratteristiche meccaniche note, permetterà, grazie ad opportune considerazioni e ad alcuni passaggi algebrici, di ottenere informazioni circa il modulo elastico di ciascun campione polimerico testato.



Figura 3.3: Macchina di prova MTS con piastre per la compressione.

Anche questa prova è stata eseguita in controllo di spostamento e, in particolare, è stata impostata una sollecitazione pari a 0.001 mm/s. L'acquisizione dei dati sperimentali, invece, è stata eseguita ad una frequenza di 50 Hz.

Per la definizione del modulo elastico dei provini polimerici, quindi, è necessario conoscere le dimensioni del campione in acciaio testato (Tabella 3.2).

Lunghezza [mm]	16.21	16.19	16.24	16.22
Lunghezza media [mm]	16.22 (± 0.02)			
Diametro [mm]	10.00			
Area sezione [mm²]	78.54			

Tabella 3.2: Dimensioni del provino cilindrico in acciaio.

Per ottenere informazioni circa il modulo elastico della resina sono state utilizzate le seguenti equazioni:

$$K = \frac{E \cdot A}{l} \quad 3.1$$

$$F = K \cdot u \quad 3.2$$

Dove K è la rigidità [N/mm], E è il modulo elastico [MPa], L è la lunghezza media del provino [mm] ed A è la sezione del provino [mm^2].

Grazie alle dimensioni riportate in [Tabella 3.2](#) e al modulo elastico dell'acciaio (210 GPa) è stato possibile definire la rigidità del provino grazie alla 3.1, mentre utilizzando la relazione inversa della 3.23.2 si è ottenuto il valore di spostamento associato ad una forza applicata di 700 N, valore scelto come carico massimo del range di riferimento di [300 ; 700] N.

$$K_{acciaio} = \frac{E_{acciaio} \cdot A_{acciaio}}{l_{acciaio}} \quad 3.3$$

$$U_{acciaio} = \frac{F}{K_{acciaio}} \quad 3.4$$

Dalla compressione del provino in acciaio è stata ottenuta la curva Forza – Spostamento. Da questa, dopo una prima fase di pulizia dal rumore utilizzando un opportuno codice Matlab® (Appendice B), è stata ricavata, isolando il medesimo intervallo di forze di [300 ; 700] N, la pendenza della curva di tendenza, corrispondente alla rigidità complessiva del setup ($K_{MTS+acciaio}$):

$$U_{MTS+acciaio} = \frac{F}{K_{MTS+acciaio}} \quad 3.5$$

A questo punto, è stato possibile ottenere le informazioni inerenti esclusivamente alla macchina di prova MTS come:

$$U_{MTS} = U_{MTS+acciaio} - U_{acciaio} \quad 3.6$$

$$K_{MTS} = \frac{F}{U_{MTS}} \quad 3.7$$

In maniera analoga, utilizzando la pendenza delle curve di tendenza associate alle prove di compressione di ciascun provino in resina ($K_{MTS+campione}$):

$$U_{MTS+campione} = \frac{F}{K_{MTS+campione}} \quad 3.8$$

$$U_{Campione} = U_{MTS+Campione} - U_{MTS} \quad 3.9$$

$$K_{Campione} = \frac{F}{U_{Campione}} \quad 3.10$$

Infine, utilizzando l'inversa di 3.10, è possibile ottenere il valore di modulo elastico associato a ciascun campione polimerico cilindrico:

$$E_{Campione} = \frac{K_{Campione} \cdot l_{Campione}}{A_{Campione}} \quad 3.11$$

Dove $l_{Campione}$ è la lunghezza media di ciascun campione, $A_{Campione}$ è la sezione media di ciascun campione ottenuta dalle misure riportate in Tabella 3.1.

3.1.1. Risultati

In Figura 3.4 vengono riportate le curve sperimentali Forza – Spostamento ottenute dalla compressione di tre provini.

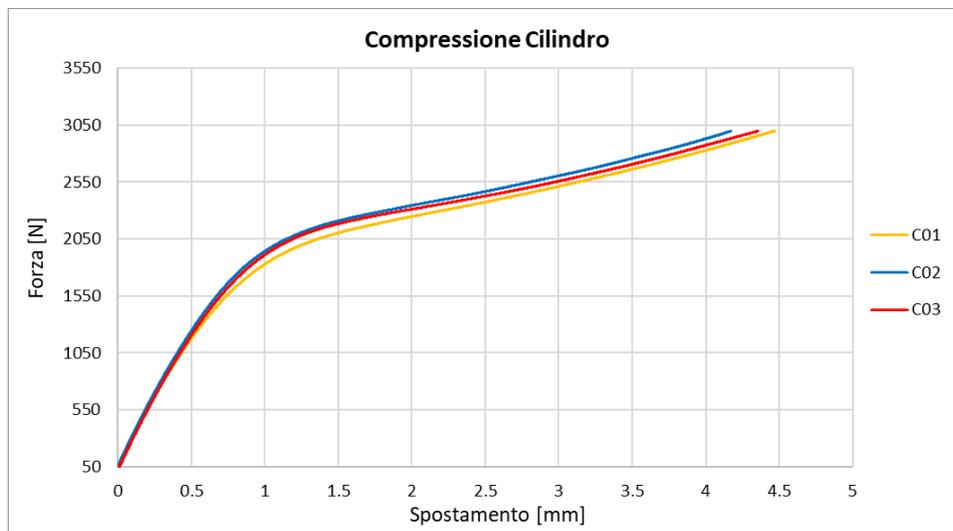


Figura 3.4: Relazione Forza – Spostamento ottenuta dalla compressione dei tre cilindri polimerici.

Da questa analisi emerge che i campioni in resina abbiano una risposta lineare elastica fino a forze di circa 1000 N.

In **Tabella 3.3**, per ogni provino viene riportata l'equazione della linea di tendenza (con il rispettivo indice R^2) relativa al tratto di curva sperimentale compreso tra 300 N e 700 N.

Provino	Linea di tendenza	R^2
1	$y = 2381x + 78.333$	0.9997
2	$y = 2511.7x + 77.95$	0.9998
3	$y = 2480.5x + 45.616$	0.9998

Tabella 3.3: Elenco delle linee di tendenza, con rispettivo valore di R^2 , associate a ciascun provino cilindrico in resina.

Utilizzando le formule mostrate nel paragrafo precedente, sono state ricavate la rigidezza e il modulo elastico di ciascun provino (**Tabella 3.4**).

Provino	Rigidezza [N/mm]	Modulo Elastico [MPa]
1	2594.2	845.8
2	2750.1	894.6
3	2712.8	881.9

Tabella 3.4: Definizione della rigidezza e del modulo elastico associata a ciascun provino cilindrico per il range di carico 300 N – 700 N.

In Errore. L'origine riferimento non è stata trovata. **Tabella 3.5** vengono riportati i valori medi di rigidezza e modulo elastico dei provini in resina utilizzati come riferimento per le analisi e i confronti successivi. Questi valori sono espressi come valore medio \pm deviazione standard.

Rigidezza media [N/mm]	2685.7 (\pm 81.4)
Modulo Elastico medio [MPa]	874.1 (\pm 25.3)

Tabella 3.5: Valori medi di rigidezza e modulo elastico (\pm deviazione standard) dei provini in resina associati al range di carico di 300 N – 700 N.

3.2. Test a compressione: analisi *in silico*

Parallelamente all'analisi macroscopica *in vitro* della resina, è stata eseguita una analisi a elementi finiti del medesimo test a compressione per restringere l'incertezza legata al coefficiente di Poisson della stessa.

L'obiettivo di questa analisi è quello di individuare il valore indicativo del coefficiente di Poisson della resina che, accoppiato al modulo elastico appena trovato e ad opportuni coefficienti di attrito, permetta di ottenere una curva computazionale Forza – Spostamento che riproduca nel modo più fedele possibile la curva sperimentale. Quest'ultima, però, ha mostrato un comportamento distante dalla sola risposta lineare elastica e per questo motivo, quindi, l'analisi *in silico* è stata utile per ottenere informazioni circa il comportamento plastico della resina.

Per eseguire tale simulazione ci si è serviti del software Abaqus2019® (Dassault Systèmes SIMULIA Corp., Providence, RI).

Il provino cilindrico testato è stato realizzato utilizzando le misurazioni eseguite in precedenza (Tabella 3.1). In particolare, sono state prese come riferimento le medie, sui tre provini, di lunghezza e di diametro, rispettivamente (Tabella 3.6).

Lunghezza [mm]	25.35
Diametro [mm]	9.96

Tabella 3.6: Media dei valori di lunghezza e diametro ottenuta dalle misurazioni sui tre campioni.

Il componente cilindrico è stato realizzato come corpo tridimensionale deformabile, ottenuto tramite rivoluzione attorno all'asse centrale.

Per la sollecitazione del provino, sono state realizzate due piastre, di dimensione 20 mm x 20 mm x 5 mm, sufficiente a garantire un adeguato appoggio ad entrambe le estremità del cilindro. Le due piastre, al contrario dell'elemento sotto analisi, sono state definite come corpo discreto rigido ottenute mediante estrusione.

Dunque, per ogni coefficiente di Poisson, sono state eseguite simulazioni sia con coefficiente di attrito nullo, impostando una interazione "SurfaceToSurface" di tipo "Frictionless", sia con coefficiente di attrito massimo, impostando una interazione

“SurfaceToSurface” di tipo “Penalty” (coefficiente di attrito = 0.99). In Tabella 3.7 vengono riportate le diverse combinazioni considerate.

Coefficiente di Poisson	Coefficiente di attrito	
0.49	<i>Frictionless</i>	<i>0.99</i>
0.45	<i>Frictionless</i>	<i>0.99</i>
0.40	<i>Frictionless</i>	<i>0.99</i>
0.35	<i>Frictionless</i>	<i>0.99</i>
0.30	<i>Frictionless</i>	<i>0.99</i>
0.25	<i>Frictionless</i>	<i>0.99</i>
0.20	<i>Frictionless</i>	<i>0.99</i>
0.15	<i>Frictionless</i>	<i>0.99</i>

Tabella 3.7: Definizione delle combinazioni Poisson – Attrito delle diverse simulazioni eseguite.

Per completare le proprietà elastoplastiche del materiale polimerico assegnato al cilindro, si è utilizzato come modulo elastico il valore riportato in Tabella 3.5 mentre in Figura 3.5 viene riportata la relazione Sforzo – Deformazione a partire dallo sforzo di prima plasticizzazione ($\sigma_{SN}=12.5$ MPa).

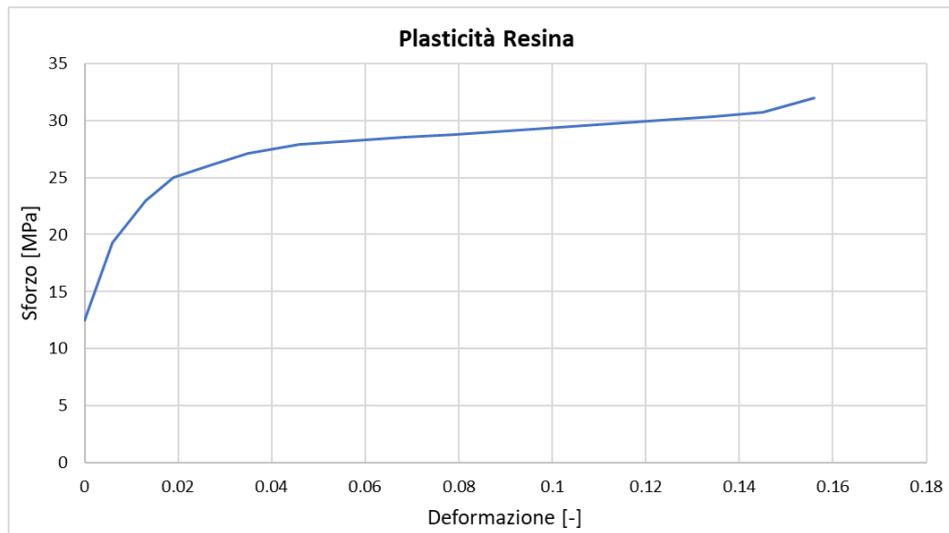


Figura 3.5: Relazione Sforzo-Deformazione della resina polimerica dopo la prima plasticizzazione.

Per riprodurre il setup, la piastra inferiore è stata immobilizzata grazie al vincolo di incastro mentre alla piastra superiore è stato imposto uno spostamento verticale di 4 mm verso il basso.

Come ultimo passaggio, per eseguire la simulazione, è stata assegnata al cilindro una *mesh* le cui caratteristiche sono riportate in Tabella 3.8. L'utilizzo di elementi esaedrici è stato garantito grazie ad una prima partizione della cella del cilindro lungo la direzione longitudinale in modo da ottenere quattro parti uguali. Per le piastre, invece, trattandosi di corpi rigidi, è stato sufficiente assegnare loro una dimensione della *mesh* imposta pari a 2.

Tipo di Elementi	Numero di elementi	Global size
C3D8	19584	0.5

Tabella 3.8: Caratteristiche della *mesh* utilizzata per la riproduzione del cilindro.

In Figura 3.6 viene mostrato l'assieme dei componenti, ciascuno con la propria discretizzazione volumetrica.

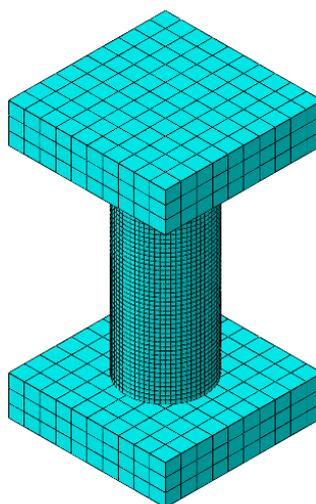


Figura 3.6: Discretizzazione volumetrica del setup di compressione del cilindro polimerico.

Da ciascuna simulazione eseguita, è stata estratta la relazione Forza – Spostamento lungo la direzione verticale. Per realizzare un confronto e, quindi, dedurre il coefficiente di Poisson della resina, per ciascuna analisi è stata estratta la pendenza della linea di tendenza nel range di carico compreso tra 300 N e 700 N.

Per la scelta di un range opportuno del coefficiente di Poisson, si è deciso di valutare quanto l'analisi ad elementi finiti fosse in grado di riprodurre le condizioni sperimentali. In altre parole, avendo simulato condizioni di attrito nulle e massime, si è andati a cercare per quali coefficienti di Poisson, le curve sperimentali rientrassero nel range individuato.

3.2.1. Risultati

In Tabella 3.9 vengono riportati i valori di rigidità ottenuti per ciascuna combinazione di Poisson – Attrito eseguita.

Coefficiente di Poisson	Rigidità [N/mm]	
	Frictionless	Penalty – 0.99
0.49	2747.1	2924.0
0.45	2737.5	2874.5

0.40	2727.8	2827.7
0.35	2719.9	2794.4
0.30	2713.2	2765.1
0.25	2707.3	2741.6
0.20	2702.1	2723.0
0.15	2697.4	2708.5

Tabella 3.9: Definizione della rigidità ottenuta dall'analisi *in silico* della compressione del cilindro per tutte le combinazioni di Poisson – Attrito.

Per una corretta riproduzione delle curve sperimentali nel primo tratto lineare elastico, il coefficiente di Poisson deve essere compreso in un range di [0.25; 0.35]. A conferma di questo, vengono riportate in Figura 3.7, Figura 3.8 e in Figura 3.9 il confronto tra le curve sperimentali e le curve ottenute dall'analisi *in silico*.

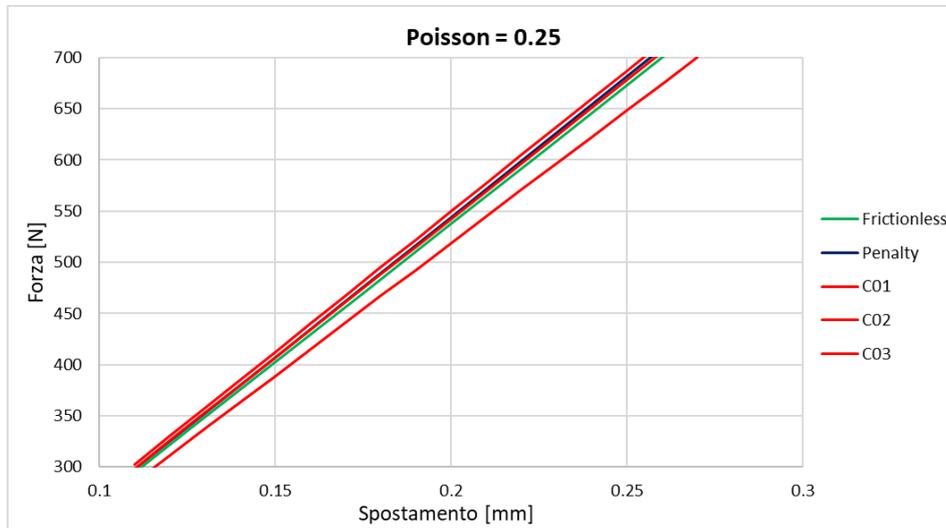


Figura 3.7: Confronto tra le curve Forza – Spostamento sperimentali e computazionale ottenuta dalla compressione del cilindro con un coefficiente di Poisson di 0.25.

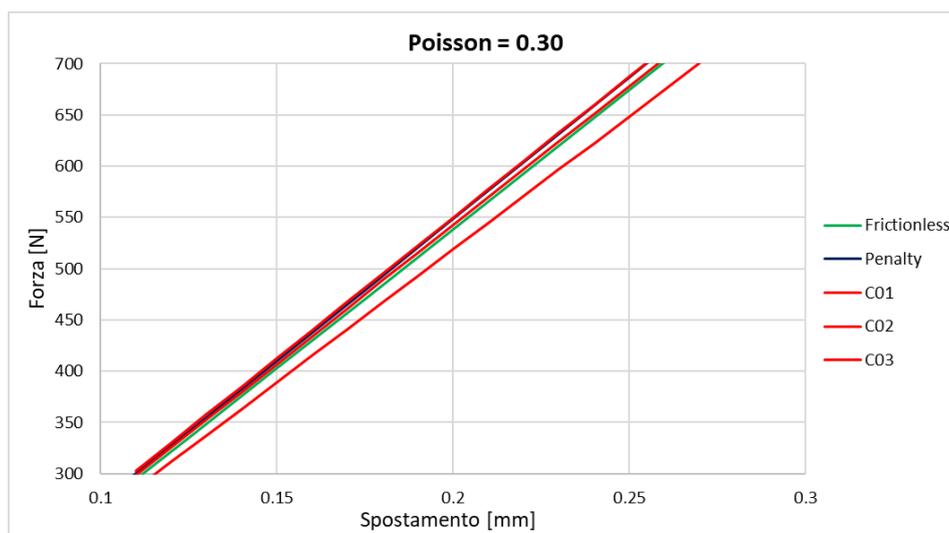


Figura 3.8: Confronto tra le curve Forza – Spostamento sperimentali e computazionale ottenuta dalla compressione del cilindro con un coefficiente di Poisson di 0.30.

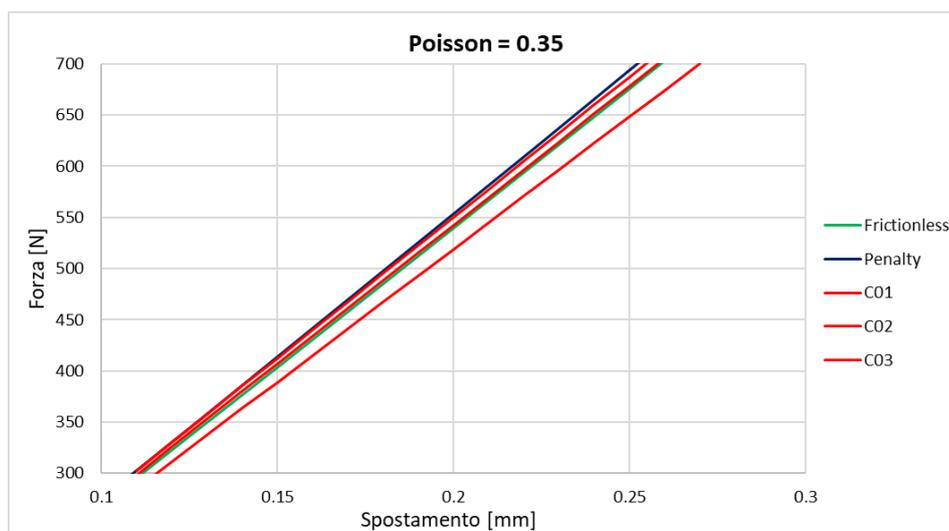


Figura 3.9: Confronto tra le curve Forza – Spostamento sperimentali e computazionale ottenuta dalla compressione del cilindro con un coefficiente di Poisson di 0.35.

Si è scelto come estremo superiore del range del coefficiente di Poisson il valore 0.35 così da ottenere una curva Forza – Spostamento computazionale in grado di comprendere anche la curva sperimentale dalla rigidità maggiore. In questo modo con l'analisi *in silico* sono comprese tutte le curve sperimentali.

In Figura 3.10 viene mostrato il confronto tra le curve Forza – Spostamento sperimentali e quella ottenuta dall’analisi a elementi finiti. La curva computazionale è stata ottenuta implementando la resina con un coefficiente di Poisson di 0.35.

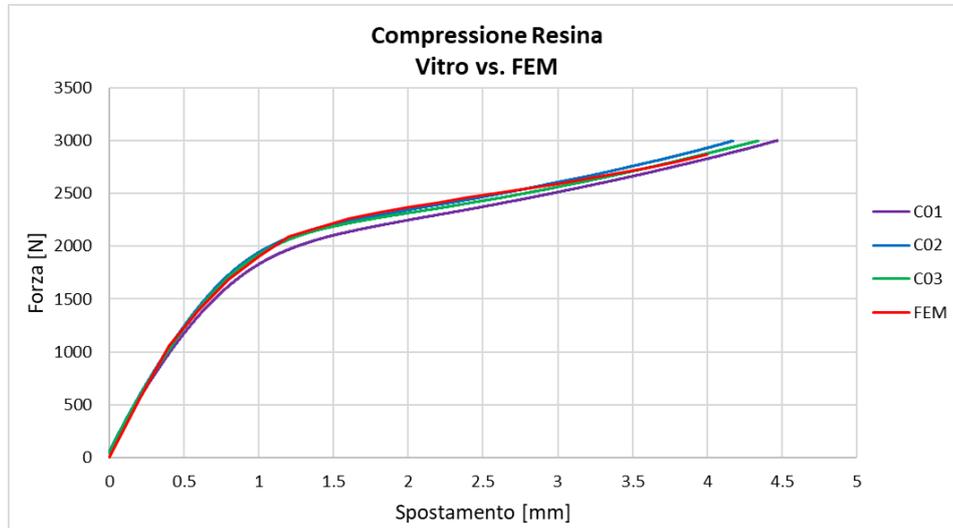


Figura 3.10: Confronto delle curve Forza – Spostamento ottenute dall’analisi in vitro ed in silico. Nel FEM la resina ha un coefficiente di Poisson di 0.35.

3.3. Nano-indentazione: analisi superficiale

Oltre alla compressione dei campioni cilindrici, sono state eseguite anche delle prove di nano-indentazione al fine di valutare microscopicamente il modulo elastico della resina. Rispetto al caso precedente, l’analisi è stata eseguita sul campione cubico. In particolare, il campione polimerico è stato incollato ad un vetrino, a sua volta incollato ad un cilindro metallico, ed il tutto è stato montato direttamente sulla macchina di prova Nanotest Platform 3 (Micro Materials) (Figura 3.11).

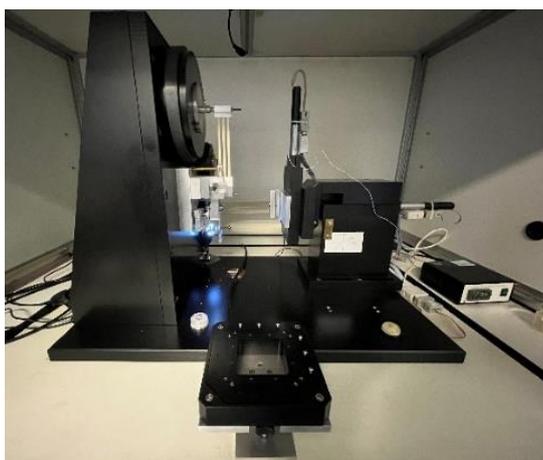


Figura 3.11: Fotografia del Nanotest Platform 3.

Dunque, in condizioni di temperatura controllate stabili a 28°C, si è andati a generare una compressione microscopica sulla resina. A partire dalle curve Forza – Spostamento registrate dall’azione di carico e scarico, assumendo trascurabile la compliance dell’insieme Cilindro-Vetrino-Colla, è possibile ottenere informazioni circa le caratteristiche meccaniche del materiale in esame [60].

Il test è stato condotto utilizzando la punta Berkovich, una particolare punta piramidale a tre lati [61]. In particolare, sono state eseguite cinque prove diverse sulla superficie esterna del provino e per ognuna sono state eseguite cinque indentazioni successive ad una distanza di 100 μm l’una dall’altra. La prova viene eseguita in controllo di forza, con una sollecitazione pari a 2.5 mN/s. In Tabella 3.10 vengono mostrate la forza massima applicata e il tempo di *creep*, ovvero il periodo di tempo in cui la punta è stata mantenuta alla massima forza applicata, per ogni test eseguito.

Prova	Carico	Tempo Creep
1	200 mN	30 s
2		60 s
3		90 s
4	300 mN	60 s
5	400 mN	60 s

Tabella 3.10: Condizioni di carico e creep utilizzati per le diverse prove.

La prova, quindi, consiste nel generare una penetrazione nel materiale polimerico. In particolare, dopo una prima fase di carico, la punta in diamante viene mantenuta per un periodo di tempo, più o meno lungo, al quale segue la fase di scarico. Quest'ultima, eseguita a velocità doppia rispetto alla fase di carico (5 mN/s), permette la valutazione e l'estrazione del modulo elastico associato al materiale. In questa fase, infatti, la pendenza della curva ottenuta durante l'allontanamento dell'*indenter* dal campione, permette di ottenere il valore di modulo elastico ridotto. Successivamente, grazie alla 3.12 è possibile risalire al valore del modulo di Young della resina [62]:

$$\frac{1}{E^*} = \frac{1 - \nu_d^2}{E_d} + \frac{1 - \nu^2}{E} \quad 3.12$$

Dove E^* è il modulo elastico ridotto ottenuto dalla nano-indentazione, E_d è il modulo elastico del diamante (1141 GPa), ν_d è il coefficiente di Poisson del diamante (0.07), E è il modulo elastico della resina e ν è il coefficiente di Poisson della resina.

3.3.1. Risultati

In Tabella 3.11 vengono riportati i valori di modulo ridotto ottenuti per una condizione di carico fissa al variare del tempo di *creep*; in Tabella 3.12 vengono mostrati i valori di modulo ridotto ottenuti per un tempo di *creep* costante al variare del carico applicato. In entrambi i casi vengono anche riportati i valori di modulo elastico associati ai diversi coefficienti di Poisson individuati precedentemente.

Creep [s]	Carico [mN]	Er medio [Gpa]	$E_{\nu=0.25}$	$E_{\nu=0.30}$	$E_{\nu=0.35}$
30	200	2.736	2.571	2.496	2.407
60	200	2.609	2.452	2.380	2.295
90	200	2.527	2.375	2.305	2.223

Tabella 3.11: Definizione del valore di modulo ridotto mediato sulle cinque nano-indentazioni eseguite al variare del tempo di *creep*. Viene mostrato anche il valore di modulo elastico associato ai diversi coefficienti di Poisson.

Creep [s]	Carico [mN]	Er medio [Gpa]	$E_{\nu=0.25}$	$E_{\nu=0.30}$	$E_{\nu=0.35}$
60	200	2.609	2.452	2.380	2.295
60	300	2.677	2.516	2.442	2.355
60	400	2.925	2.749	2.669	2.573

Tabella 3.12: Definizione del valore di modulo ridotto mediato sulle cinque nano-indentazioni eseguite al variare del carico applicato. Viene mostrato anche il valore di modulo elastico associato ai diversi coefficienti di Poisson.

Dalle tabelle si nota che, a parità di carico, l'aumentare del tempo di *creep* determini una diminuzione del modulo elastico mentre, al contrario, mantenendo il *creep* fisso a 60 secondi, l'aumento del carico applicato provoca un aumento del modulo elastico associato.

3.4. Nano-indentazione: analisi interna

Per una caratterizzazione efficace della resina polimerica, è importante tenere in considerazione i processi di post-produzione a cui quest'ultima è stata sottoposta. In particolare, proprio per il *curing* applicato per un tempo limitato su ciascun elemento, si ipotizza che l'effetto di quest'ultimo abbia interessato principalmente la superficie esterna, conferendole opportune proprietà meccaniche, e lasciando il cuore di ciascun elemento privo di una adeguata reticolazione delle catene.

Per questo motivo, si è deciso di eseguire ulteriori analisi nella sezione interna dei cilindri in modo da investigare se, proprio a causa di tali trattamenti superficiali, l'interno del componente polimerico avesse proprietà meccaniche diverse. L'analisi è stata eseguita su due provini cilindrici: un campione cilindrico precedentemente testato a compressione ed un campione vergine, che non ha subito alcuna sollecitazione meccanica.

Per valutare l'effetto del *post-processing* sui componenti polimerici, quindi, è stata adottata una strategia che permettesse di valutare fino a che profondità fosse rilevante l'effetto del *curing*. In altre parole, si è andati a valutare se ci fosse una variazione significativa del valore di modulo elastico al variare della distanza dalla superficie esterna.

Dunque, i provini scelti sono stati sezionati e preparati ad hoc per essere montati sulla macchina (Figura 3.12). Su ogni campione sono state eseguite delle rilevazioni in direzione radiale a partire dall'estremità esterna. Inizialmente, ci si è posizionati a 100 μm dal bordo della sezione cilindrica e, con una distanza pari a 100 μm tra

una indentazione e la successiva, ci si è mossi verso il centro del provino. In particolare, sono stati eseguiti quattro set di nano-indentazioni, ciascuno composto da 5 rilevazioni, con una distanza tra un set e il successivo pari a $1000\ \mu\text{m}$. Questa operazione è stata ripetuta anche in posizione diametralmente opposta rispetto al punto di partenza. In **Figura 3.13** vengono mostrate schematicamente le acquisizioni eseguite.

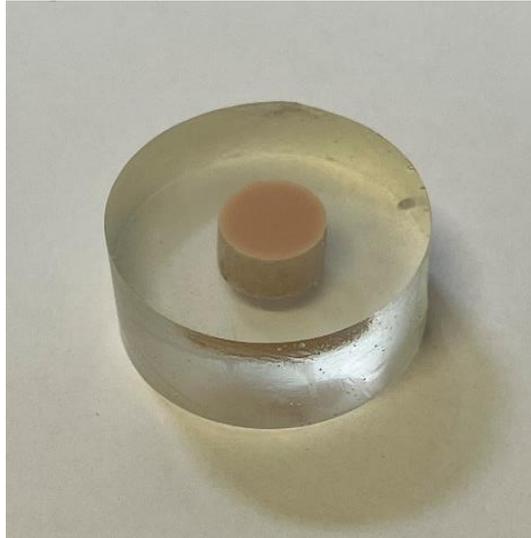


Figura 3.12: Fotografia del componente cilindrico sezionato pronto per essere montato sulla macchina per la nano-indentazione.

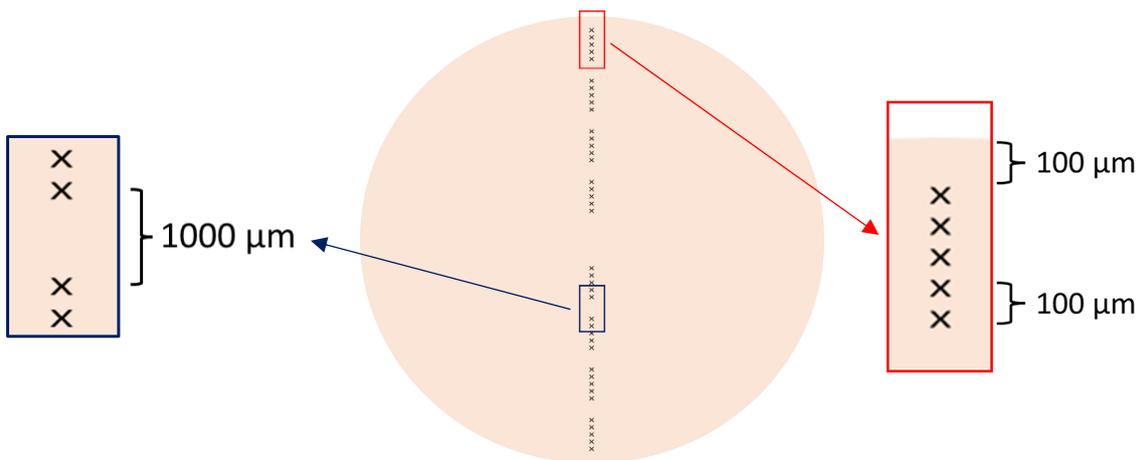


Figura 3.13: Rappresentazione schematica delle nano-indentazioni eseguite sulla sezione del cilindro.

Sul provino vergine, inoltre, è stata definita un'ulteriore matrice di nano-indentazioni per valutare il valore del modulo elastico esattamente al centro della

sezione. È stata, quindi, impostata una matrice 5x5 con una distanza tra un campionamento e quello adiacente sempre di 100 μm (Figura 3.14).

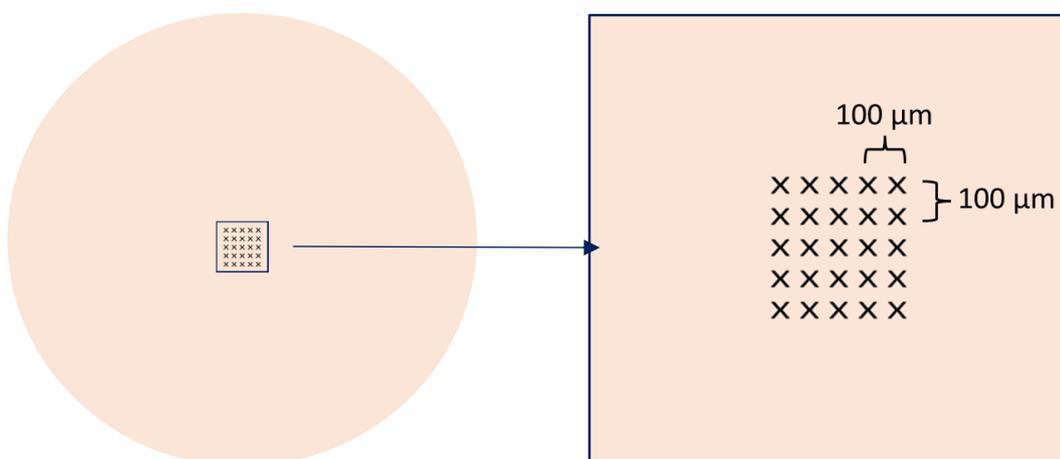


Figura 3.14: Rappresentazione schematica della matrice di nano-indentazioni eseguita al centro del provino cilindrico vergine.

Per verificare che esistesse una differenza significativa tra le proprietà meccaniche della porzione interna ed esterna del cilindro, è stata eseguita una analisi statistica. In particolare, è stato eseguito il Mann – Whitney U Test utilizzando il sito www.statskingdom.com. Per condurre l'analisi statistica è stato impostato un intervallo di confidenza del 95%, tale per cui la differenza risulta statisticamente significativa se $p < 0.05$.

3.4.1. Risultati

In Tabella 3.13 viene riportato il valore del modulo ridotto e dei moduli elastici associati a ciascun coefficiente di Poisson. Ogni valore è stato ottenuto dalla media di tutte le rilevazioni eseguite sulle sezioni di entrambi i cilindri.

E_r [GPa]	$E_{\nu=0.25}$ [GPa]	$E_{\nu=0.30}$ [GPa]	$E_{\nu=0.35}$ [GPa]
1.505	1.413	1.371	1.322

Tabella 3.13: Definizione del modulo elastico medio, associato a diversi coefficienti di Poisson, ottenuto dalle nano-indentazioni interne ai cilindri.

Da questi valori si nota una netta diminuzione del modulo elastico rispetto ai valori ottenuti superficialmente ma non è possibile fare nessuna considerazione circa la

dipendenza del modulo elastico dalla posizione in cui è stata eseguita l'indentazione. Per questo motivo, in [Figura 3.15](#) viene riportato graficamente il valore di modulo ridotto (E_r) in funzione della distanza dall'estremità della sezione. In particolare, vengono mostrate le rilevazioni eseguite in direzione radiale sulle sezioni di entrambi i cilindri.

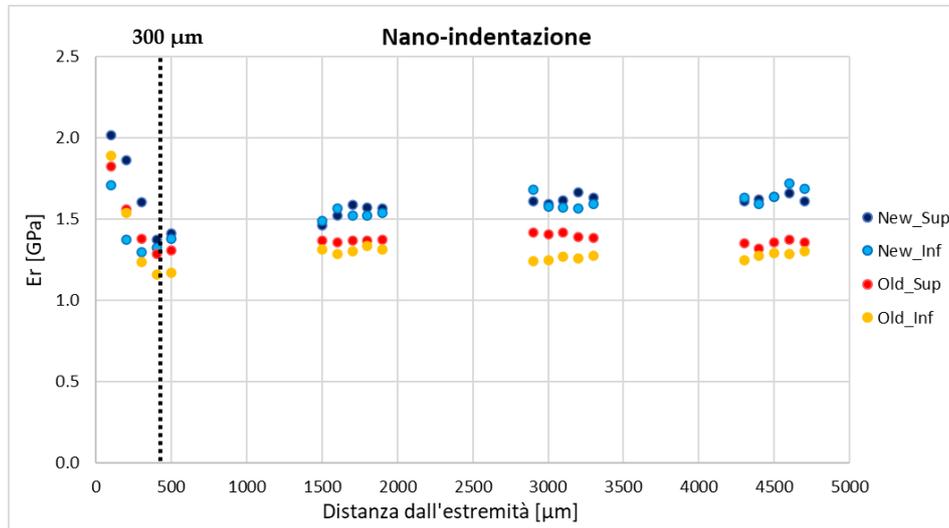


Figura 3.15: Rappresentazione grafica dei valori di modulo ridotto E_r in funzione della distanza dall'estremità. New_Sup e New_Inf si riferiscono alle porzioni superiore e inferiore del provino vergine, rispettivamente. Old_Sup e Old_Inf si riferiscono alle porzioni superiore e inferiore del provino già sottoposto a compressione, rispettivamente.

Dal grafico si nota che:

- Tra 100 μm e 200 μm dal bordo, è presente un gradiente del modulo ridotto;
- A partire da 300 μm dal bordo, il valore di modulo ridotto si assesta intorno ad un valore simile a quello presente nelle zone più profonde della resina.

Dunque, si ipotizza che le caratteristiche meccaniche della porzione più interna del provino di resina siano diverse da quelle della porzione più esterna proprio per il trattamento di *curing* eseguito a valle del processo di realizzazione. In [Tabella 3.14](#) viene riportato, per ciascun coefficiente di Poisson, il valore di modulo elastico associato alla porzione esterna (A) e alla porzione interna (B). I valori di modulo elastico riportati corrispondono alla media algebrica dei dati ottenuti dalla prova di nano-indentazione.

E_A [GPa]	E_B [GPa]
-------------	-------------

$\nu = 0.25$	1.616	1.396
$\nu = 0.30$	1.568	1.355
$\nu = 0.35$	1.512	1.307

Tabella 3.14: Moduli elastici associati alle due porzioni in funzione del coefficiente di Poisson. E_A si riferisce alla zona compresa tra [100 ; 200] μm dall'estremità; E_B si riferisce alla zona compresa tra 300 μm e il centro del provino.

Dai dati ottenuti, grazie al Mann – Whitney U Test, è stato verificato che esiste una differenza statisticamente significativa delle proprietà meccaniche tra la porzione più esterna, compresa tra [100 ; 200] μm dall'estremità, e quella più interna, compresa tra 300 μm dall'estremità e il cuore del provino. In **Tabella 3.15** vengono mostrati i risultati dell'analisi statistica al variare del coefficiente di Poisson.

Questa differenza, quindi, può essere imputata al processo di *curing* eseguito a valle della produzione dei componenti. La polimerizzazione delle catene polimeriche nello strato più esterno della resina determina un incremento delle proprietà meccaniche di quest'ultima.

	p-value	Z
$\nu = 0.25$	0.008	2.6453
$\nu = 0.30$	0.008	2.6453
$\nu = 0.35$	0.008	2.6514

Tabella 3.15: Definizione del p-value e del parametro Z in funzione del coefficiente di Poisson.

Infine, la differenza emersa tra il modulo elastico della resina, ottenuto rispettivamente dalle prove di compressione e le prove di nano-indentazione, può essere imputata al "*size effect*". Le nano-indentazioni eseguite su piccola scala determinano una sovrastima delle proprietà meccaniche rispetto all'analisi

macroscopica a compressione. Le nano-indentazioni vengono eseguite solo superficialmente e, proprio per un diverso volume di materiale coinvolto nell'analisi, possibili criticità e difetti presenti non vengono presi in considerazione.

4. Prove sperimentali

Una volta progettati e realizzati tutti i componenti, è iniziata la fase di sperimentazione e test in laboratorio. Per prima cosa, tutti gli elementi sono stati assemblati e montati nella macchina di prova (Figura 4.1).

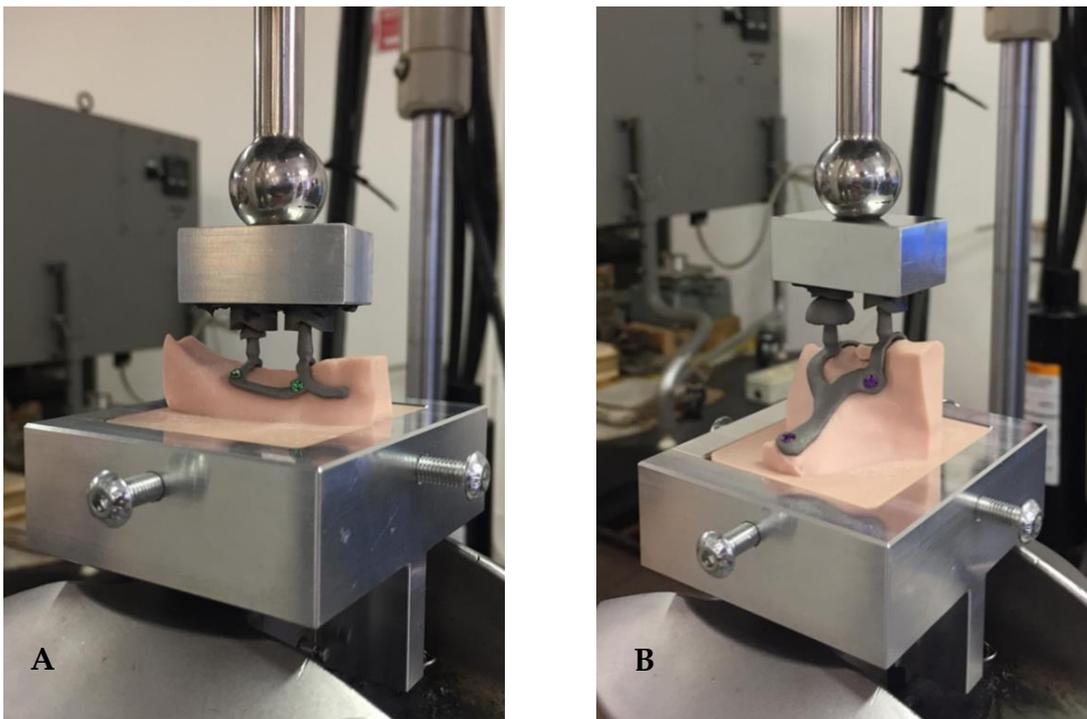


Figura 4.1: Fotografia del setup sperimentale montato sulla macchina di prova.
A) Setup mandibolare; B) Setup mascellare.

L'accoppiamento tra l'impianto e la componente ossea è stato eseguito grazie ad una strumentazione ad hoc in modo da garantire un adeguato inserimento delle viti senza alcuna sovrastimolazione di queste ultime, condizione che ne avrebbe potuto compromettere il corretto funzionamento.

La prima fase dell'assemblaggio ha visto il fissaggio del contenitore alla macchina di prova garantendo, di fatto, un vero e proprio incastro grazie alle ganasce poste nella parte inferiore della macchina.

Una volta inserita la componente ossea all'interno del contenitore, sono stati posizionati gli elementi utili al carico contemporaneo di entrambi i monconi dell'impianto. Inizialmente sono stati posizionati gli spaziatori sui rispettivi *abutment*. Dopodiché, per garantire un adeguato assestamento delle componenti durante la sollecitazione, la superficie superiore di entrambi gli spaziatori è stata rivestita di grasso in modo da eliminare la possibilità di attrito durante l'interazione con il componente soprastante. L'incertezza legata alla presenza di attrito, infatti, avrebbe potuto compromettere i risultati. Per ultimo, è stato posizionato il piatto superiore con la cura necessaria a mantenere tutto il sistema quanto più in asse possibile.

4.1. Test a compressione

Entrambi gli impianti, sia mandibolare che mascellare, sono stati sottoposti a prove statiche. I test sono stati eseguiti in controllo di spostamento, con una velocità pari a 0.02 mm/s. Durante la preparazione della macchina di prova, per evitare qualsiasi possibile fallimento legato allo snervamento della lega di Titanio o alla rottura della resina sottostante, si è deciso di definire un limite superiore della forza generata durante la sollecitazione. In particolare, si è scelto di eseguire diverse prove, con un incremento del carico tra una prova e la successiva (Tabella 4.1), in modo da rimanere con sicurezza in campo elastico ed evitare, così, la plasticizzazione o la rottura di qualsiasi componente.

Prova	1	2	3	4
Carico Max	200 N	500 N	750 N	1000 N

Tabella 4.1: Definizione della condizione di carico associata a ciascuna prova.

Per ciascuna prova sono stati eseguiti cinque cicli di carico/scarico consecutivi. Di questi, il primo ciclo è servito per l'assemblaggio e l'assestamento di tutte le

componenti presenti nel setup sperimentale. I seguenti quattro cicli, invece, sono serviti per valutare l'effettiva risposta del setup: ciascun ciclo è stato caratterizzato da una prima fase di carico eseguita fino al limite massimo a cui è seguita una fase di scarico fino al limite inferiore di 10 N.

Dalle prove eseguite sono state estratte le curve Forza – Spostamento (frequenza di campionamento = 50 Hz). Trattandosi di una sollecitazione a compressione, sia le forze che gli spostamenti acquisiti sono stati estratti con valori negativi. Per una più facile lettura dei grafici ottenuti, tutte le curve sono state riprodotte nel primo quadrante.

Per le considerazioni descritte sopra, si è deciso di escludere dalle future analisi il primo ciclo di ogni prova. Le curve sperimentali associate ai successivi quattro cicli di carico sono state traslate all'origine dell'asse delle ascisse così da garantire le medesime condizioni iniziali: spostamento nullo ed un precarico di 10 N.

Delle quattro prove eseguite, per il confronto con l'analisi *in silico*, è stata presa in considerazione solo quella associata al carico massimo di 1000 N.

4.2. Calibrazione compliance del setup sperimentale

Dai test eseguiti in laboratorio sarà possibile ottenere la rigidità dell'insieme precedentemente assemblato. Durante l'acquisizione dei dati, però, è importante tenere a mente che la relazione Forza – Spostamento ottenuta si riferisce all'insieme di tutte le componenti sottoposte a sollecitazione, sia il setup sia gli elementi costituenti la macchina di prova. Dunque, non si tratta della relazione reale ma necessita di alcune manipolazioni.

Il test in laboratorio, come detto, è caratterizzato da una sollecitazione messa in atto dal punzone sferico superiore che interessa tutti i componenti, anche la macchina di prova stessa. Dunque, i dati ottenuti dovranno essere "corretti" tenendo in considerazione la rigidità stessa della macchina che, venendo anch'essa sollecitata, contribuirà alla definizione della rigidità complessiva.

Per ottenere la rigidità della macchina di prova, ovvero per valutare la sua compliance alla sollecitazione subita, sono stati eseguiti test analoghi ai precedenti mantenendo, però, la macchina priva di qualsiasi elemento interposto (Figura 4.2).



Figura 4.2: Rappresentazione della macchina MTS sottoposta a compressione.

Il test è stato eseguito generando una compressione fino alla forza massima consentita di 1500 N a cui, ovviamente, è stato associato uno spostamento. Tale acquisizione, come nel caso precedente, è avvenuta con una frequenza di 50 Hz.

Per realizzare la correzione dei dati sono stati eseguiti i seguenti step:

1. Pulizia del rumore dalle curve Forza – Spostamento ottenute dai test sugli impianti;
2. Pulizia del rumore dalle curve Forza – Spostamento ottenute dal test della compliance della macchina di prova;
3. Correzione della compliance e ottenimento di nuove curve.

Per realizzare questi passaggi è stato necessario l'utilizzo del software Matlab®. Per ciascuna fase, infatti, sono stati realizzati dei codici opportuni (Appendice B) al fine di rendere la correzione il più fluida possibile.

Per i primi due casi, i codici realizzati sono pressoché identici in quanto il fine ultimo di tale pulizia è eliminare il rumore creatosi durante la sperimentazione. Per l'ottenimento delle curve corrette, invece, è stato necessario qualche passaggio in più. Inizialmente, è stata definita una linea di tendenza polinomiale di secondo grado in grado di riprodurre in maniera quanto più fedele possibile la curva Forza – Spostamento associata alla macchina di prova, precedentemente pulita. Il codice, successivamente, creerà una funzione, definita come l'inversa della curva polinomiale, la quale, prendendo in ingresso in valori di forza acquisiti durante il test sperimentale, fornirà in uscita uno spostamento associato. Quest'ultimo costituirà, di fatto, la correzione di nostro interesse. Dunque, ad ogni valore di forza ottenuto sperimentalmente sarà associato un nuovo valore di spostamento, calcolato grazie alla sottrazione tra lo spostamento sperimentale iniziale e lo spostamento legato alla compliance della macchina, appena calcolato. Questo

processo dovrà essere eseguito per ciascun ciclo di carico effettuato durante i test, in modo da ottenere il reale comportamento del setup sottoposto a compressione.

4.3. Risultati

In **Figura 4.3** **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.** e in **Figura 4.4** vengono riportate le curve sperimentali Forza – Spostamento, a valle del processo di filtrazione e correzione, in risposta alla sollecitazione massima di 1000 N per il setup mandibolare e mascellare, rispettivamente. Per le future considerazioni, infatti, si è scelto di considerare solamente la risposta al carico di 1000 N in modo da valutare la reazione di entrambi i sistemi alla massima sollecitazione subita.

Tutte le curve sono state traslate manualmente per ottenere la medesima origine per ciascun ciclo di prova.

Le curve vergini, prive di qualsiasi manipolazione, così come la curva sperimentale ottenuta dalla sollecitazione della sola macchina di prova, sono riportate in Appendice C. In tutti i casi, per facilitare la lettura del grafico, vengono mostrate solo le curve di carico.

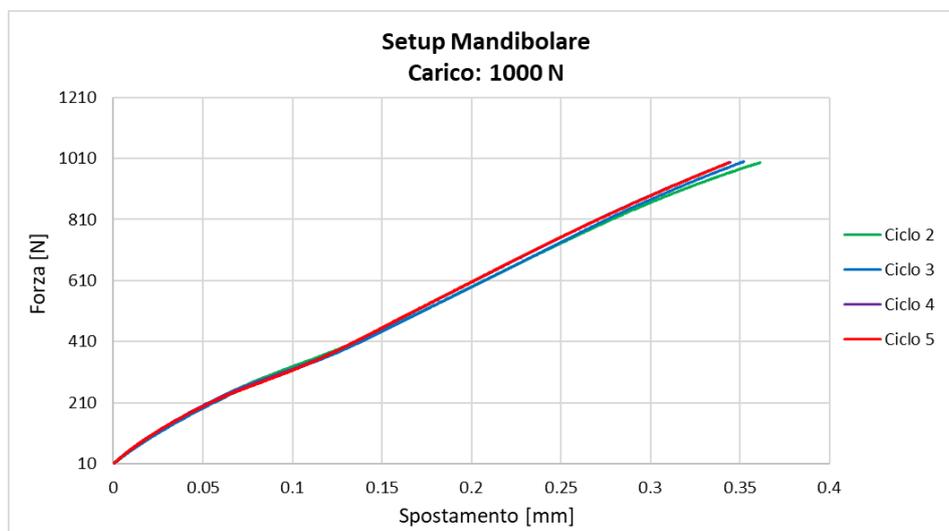


Figura 4.3: Curva sperimentale Forza – Spostamento ottenuta per l’impianto mandibolare in risposta ad una sollecitazione di 1000 N.

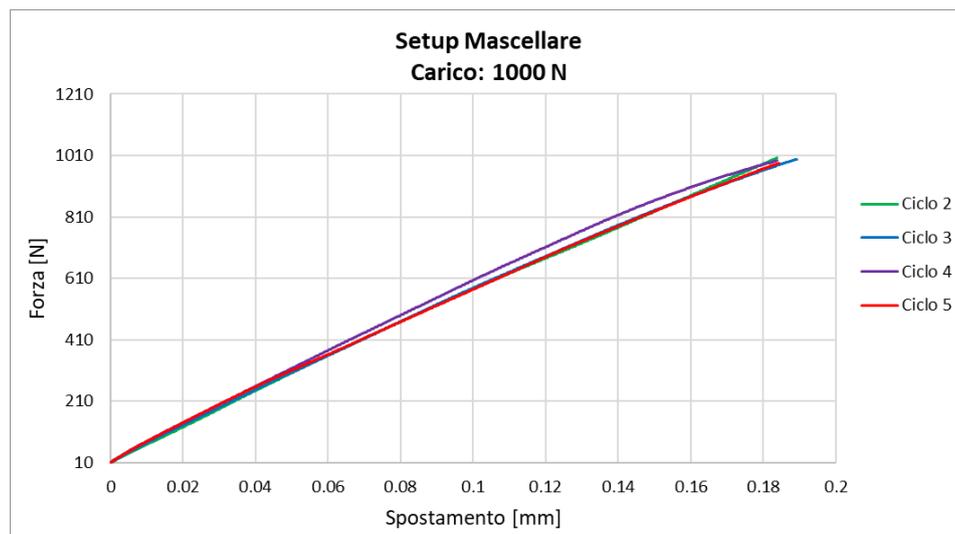


Figura 4.4: Curva sperimentale Forza – Spostamento ottenuta per l'impianto mascellare in risposta ad una sollecitazione di 1000 N.

Come si vede dai grafici, la risposta di entrambi i setup rimane lineare ($R^2 > 0.997$) per tutto il range di forza investigato. Non essendo presenti bruschi cambiamenti di pendenza si ipotizza che:

- Nessuno dei componenti metallici entra in campo plastico;
- Non si generano fratture nel componente polimerico.

5. Analisi *in silico*

Il setup sperimentale progettato è stato sottoposto ad un'analisi computazionale utilizzando il software Abaqus® (Dassault Systemes SIMULIA Corp., Providence, RI).

5.1. Discretizzazione volumetrica

Per poter eseguire un'analisi ad elementi finiti su Abaqus®, è necessario che ciascun componente sia caratterizzato da una *mesh* superficiale omogenea dalla quale generare una *mesh* volumetrica omogenea. Per fare ciò ci sono due possibilità (Figura 5.1 *Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.*):

1. Procedimento 1:
 - a. Esportare i file da SolidWorks® in formato STL;
 - b. Importarli su Gmsh® per creare la *mesh* volumetrica;
 - c. Esportare i file da Gmsh® in formato INP;
 - d. Importare i file su Abaqus®.
2. Procedimento 2:
 - a. Esportare i file da SolidWorks® in formato STL;
 - b. Importare i file su MeshLab® per creare la *mesh* superficiale omogenea;
 - c. Esportare i file da MeshLab® in formato STL;
 - d. Importarli su Gmsh® per creare la *mesh* volumetrica;
 - e. Esportare i file da Gmsh® in formato INP;
 - f. Importare i file su Abaqus®.

Gmsh® è un programma che, per l'appunto, permette di passare da una *mesh* superficiale, creata con SolidWorks® o MeshLab®, ad una *mesh* volumetrica. L'utilizzo di questo software verrà approfondito in seguito.

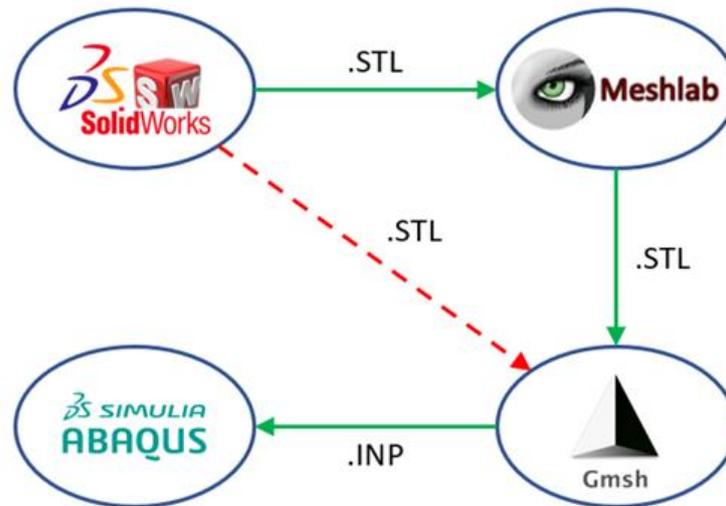


Figura 5.1: Step per l'analisi computazionale del setup sperimentale.

Nel primo procedimento, la *mesh* superficiale da cui viene poi ottenuta quella volumetrica è la *mesh* generata in automatico dal software SolidWorks®. Essendo molto scarsa la qualità della *mesh* di SolidWorks®, si è preferito seguire il percorso più lungo, passando per MeshLab®, ma generando una *mesh* superficiale di qualità superiore, con un numero limitato di elementi distorti. Inoltre, per i pezzi aventi una geometria più complicata (impianto e componente ossea), a causa della presenza di elementi eccessivamente distorti, ottenere una *mesh* volumetrica a partire dalla *mesh* superficiale di SolidWorks® potrebbe non essere possibile.

Dunque, i file di ogni elemento sono stati esportati dal software SolidWorks® come file STL e, successivamente, importati su MeshLab®, dove, grazie al comando “*Isotropic Explicit Remeshing*” si è ottenuta una *mesh* superficiale omogenea di ogni componente del setup. Per ogni pezzo è stata impostata manualmente la dimensione degli elementi discreti scegliendo un giusto compromesso tra una *mesh* fitta, in grado di riprodurre la geometria nel miglior modo possibile, e una più rada, in grado, invece, di garantire un risparmio di memoria e tempo computazionale, ma con una maggiore percentuale di elementi distorti.

In Figura 5.2 viene mostrato l'impianto mandibolare, prima e dopo la fase di *re-meshing* superficiale.

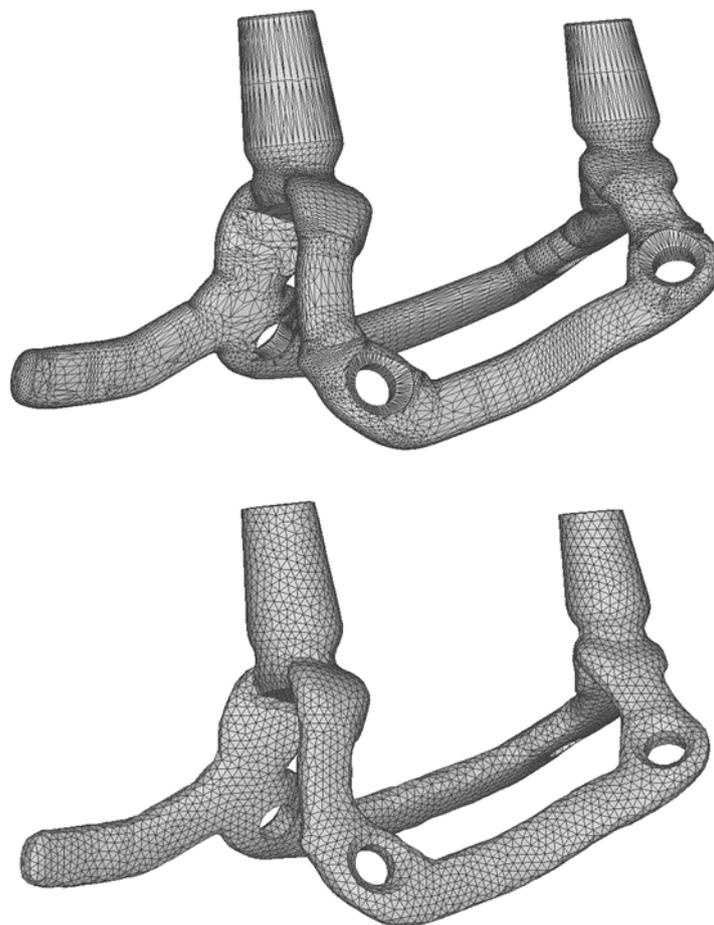


Figura 5.2: Rappresentazione dell'impianto mandibolare prima (sopra) e dopo (sotto) la fase di *re-meshing* superficiale.

Come detto precedentemente, la modellazione e l'analisi a elementi finiti in Abaqus® deve essere eseguita su elementi dotati di *mesh* volumetrica. Dunque, i file STL ottenuti sono stati processati ulteriormente attraverso il software Gmsh®. Questo software è in grado di generare, sulla base della *mesh* superficiale inizialmente importata, una discretizzazione tridimensionale di ciascun componente, riproducendo l'intera geometria con un numero finito di elementi tetraedrici. In questo caso, quindi, grazie ai comandi "*Add Volume*", "*3D mesh*" e "*Delete Surface*" (per mantenere solo la *mesh* volumetrica), è stato possibile esportare ciascun componente del setup in formato .INP, in modo da poter essere importato all'interno di Abaqus®.

5.2. Setup sperimentale in Abaqus®

Dopo la creazione della *mesh* volumetrica, ogni pezzo è stato importato su Abaqus®.

Inizialmente, ogni componente viene definito da una “*mesh* orfana”, ossia una *mesh* che Abaqus® salva come un elenco di nodi, elementi e superfici a cui, però, non è associata alcuna geometria e che non può essere modificata (in termini di dimensione degli elementi, tipologia e ordine). Per risolvere questo problema, nel modulo “Parte”, è stato utilizzato il *plug-in* “*Create Geometry From Mesh*” che, a partire dalla *mesh* orfana, ha permesso di generare delle parti aventi la stessa geometria di quelle importate su cui, però, è possibile generare una *mesh* modificabile.

All’interno del modulo “*Assembly*” è stato possibile ricreare il *setup* sperimentale completo, inserendo singolarmente le parti precedentemente importate. In [Figura 5.3](#) **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.** è possibile vedere i *setup* realizzati, mandibolare e mascellare, rispettivamente, riprodotti in ambiente Abaqus®.

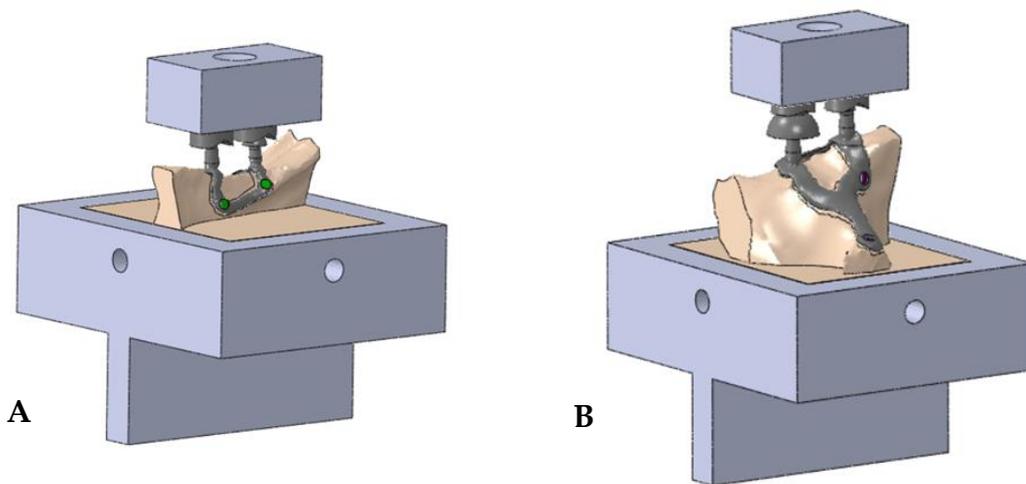


Figura 5.3: Setup sperimentale riprodotto in Abaqus®:

A) Setup mandibolare; B) Setup mascellare.

Viti di fissaggio

Come anticipato nei paragrafi precedenti, è stato necessario progettare e posizionare manualmente le viti per vincolare l’impianto alla componente ossea. Per evitare problematiche legate alla compenetrazione degli elementi durante l’analisi numerica, in fase di progettazione è stata realizzata una sottrazione

booleana nella componente ossea in corrispondenza del punto di inserimento di ogni vite. Questa operazione è stata necessaria per realizzare le interazioni tra il fantoccio di osso e le viti stesse. Una volta scelta la posizione di ciascuna vite, grazie alla funzione “Cavità” presente in SolidWorks®, è stato eliminato dall’osso il volume occupato da ciascuna vite. In [Figura 5.4](#) *Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.* viene mostrato il dettaglio per il componente mandibolare dopo il processo di sottrazione booleana.

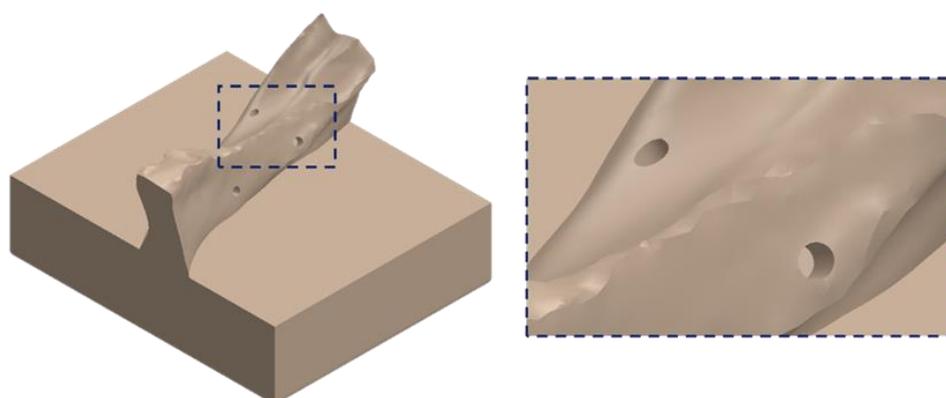


Figura 5.4: Dettaglio della sottrazione booleana eseguita sulla componente ossea mandibolare.

5.2.1. Definizione e assegnazione dei materiali

Una volta riprodotto il setup sperimentale è necessario associare a ciascun componente il proprio materiale con le opportune proprietà meccaniche. I materiali utilizzati per la realizzazione delle parti sono:

- Lega di Titanio Ti-6Al-4V ELI (Grado 23)

Gli impianti (mandibolare e mascellare) e gli spaziatori sono stati prodotti utilizzando la lega di Titanio Ti-6Al-4V ELI (Grado 23). Le proprietà meccaniche di questo materiale, ottenute da un lavoro precedente, sono riportate in [Tabella 5.1](#) [63]. Questo materiale è stato definito come isotropo avente proprietà elastoplastiche. In particolare, in [Figura 5.5](#) *Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.* viene riportata la relazione Sforzo – Deformazione del materiale a partire dallo sforzo di prima plasticizzazione ($\sigma_{SN} = 1025 \text{ MPa}$).

Modulo di Young	Coefficiente di Poisson	Densità
107007 MPa	0.342	4.43E-06 kg/mm ³

Tabella 5.1: Proprietà meccaniche della lega di titanio Ti-6Al-4V ELI (www.matweb.com) [63].

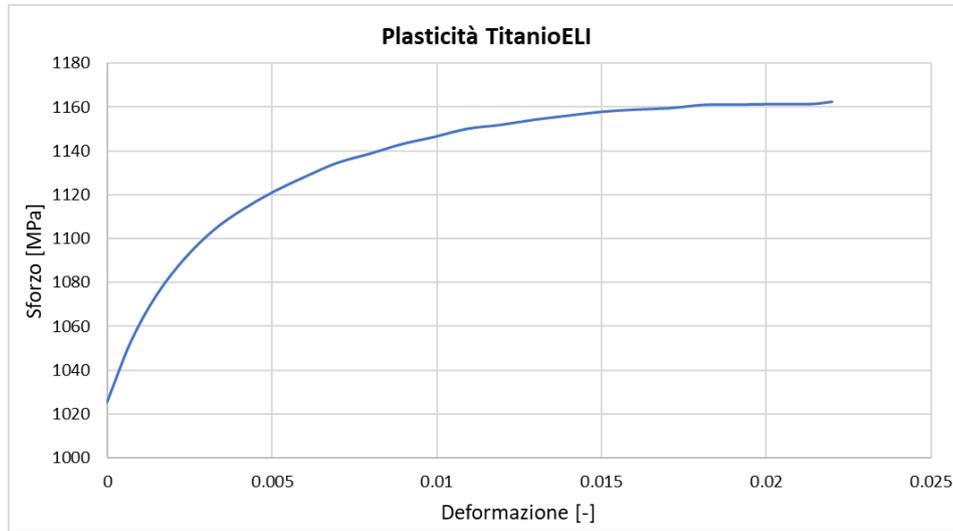


Figura 5.5: Relazione Sforzo-Deformazione della lega di titanio Ti-6Al-4V ELI dopo la prima plasticizzazione.

- Resina

I fantocci di osso sono stati realizzati grazie alla resina *Liqcreate Dental Model Pro Beige*, particolarmente adatta alla realizzazione di componenti dentali con tecniche di AM. Questo materiale è stato scelto in modo da garantire un adeguato sostegno ed una adeguata fissazione dell'impianto con le viti. Il materiale è stato implementato con le proprietà elastoplastiche ottenute dalle caratterizzazioni eseguite nei paragrafi precedenti. In **Tabella 5.2** **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.** vengono riportati il valore del modulo elastico e del coefficiente di Poisson utilizzato per queste analisi.

Modulo Elastico	Coefficiente di Poisson
875 MPa	0.35

Tabella 5.2: Proprietà meccaniche assegnate alla resina.

Si è scelto di utilizzare il modulo elastico ottenuto dalla caratterizzazione macroscopica della resina in quanto la sollecitazione risentita dal provino in tale test rispecchia maggiormente quella subita dallo stesso materiale in entrambi i setup sperimentali.

- Lega di Titanio Ti-6Al-4V (Grado 5)

Le viti utilizzate per il fissaggio dell'impianto all'osso del paziente vengono solitamente realizzate in lega di titanio Ti-6Al-4V (Grado 5), le cui proprietà sono state riportate in [Tabella 5.3](#). Questo materiale è stato implementato come lineare elastico ed isotropo.

Modulo di Young	Coefficiente di Poisson	Densità
114000 <i>MPa</i>	0.33	4.43E-06 <i>kg/mm³</i>

[Tabella 5.3](#): Proprietà meccaniche della lega di titanio Ti-6Al-4V (Grado 5) [64].

- Lega di Alluminio (Peraluman)

Il contenitore ed il piatto superiore sono stati realizzati in Peraluman, una particolare lega di alluminio, le cui proprietà sono riportate in [Tabella 5.4](#). In questo caso, non conoscendo a priori l'esatta composizione chimica di tale lega si è preso come riferimento la media dei moduli elastici presenti in letteratura. Anche in questo caso, il materiale è stato implementato come lineare elastico isotropo.

Modulo di Young	Coefficiente di Poisson
69800 <i>MPa</i>	0.3

[Tabella 5.4](#): Proprietà meccaniche del Peraluman [65].

5.2.2. Interazione tra i componenti

Per una fedele riproduzione *in silico* del setup sperimentale, è stato necessario definire come i diversi elementi interagiscono tra loro. I contatti tra le superfici sono stati realizzati grazie al comando "*SurfaceToSurface*" all'interno del modulo "*Interaction*". Nel dettaglio, in [Tabella 5.5](#) vengono definiti gli accoppiamenti per realizzare ogni tipo di interazione.

Superficie 1	Superficie 2	Interazione
Contenitore_Superiore	Mandibola_Laterale	Peraluman_Resina
Impianto_Inferiore	Mandibola_Superiore	TitanioELI_Resina
Piatto_Superiore	Spaziatori_Superiore	Peraluman_TitanioELI
Spaziatore1_Inferiore	Cappuccio_Moncone1	TitanioELI_TitanioELI
Spaziatore2_Inferiore	Cappuccio_Moncone2	TitanioELI_TitanioELI
TestaVite1a	ImpiantoSvaso1a	Titanio5_TitanioELI
TestaVite1b	ImpiantoSvaso1b	Titanio5_TitanioELI
TestaVite2a	ImpiantoSvaso2a	Titanio5_TitanioELI
TestaVite2b	ImpiantoSvaso2b	Titanio5_TitanioELI

Tabella 5.5: Definizione degli accoppiamenti tra le superfici per realizzare le interazioni. Per ogni coppia viene definito il tipo di interazione.

Data la presenza di 4 viti per ciascun impianto, per comodità si è deciso di differenziarle utilizzando la definizione 1A, 1B, 2A, 2B. In [Figura 5.6](#), viene riportata schematicamente la posizione delle viti rispetto alla geometria dell'impianto mandibolare e mascellare, rispettivamente.

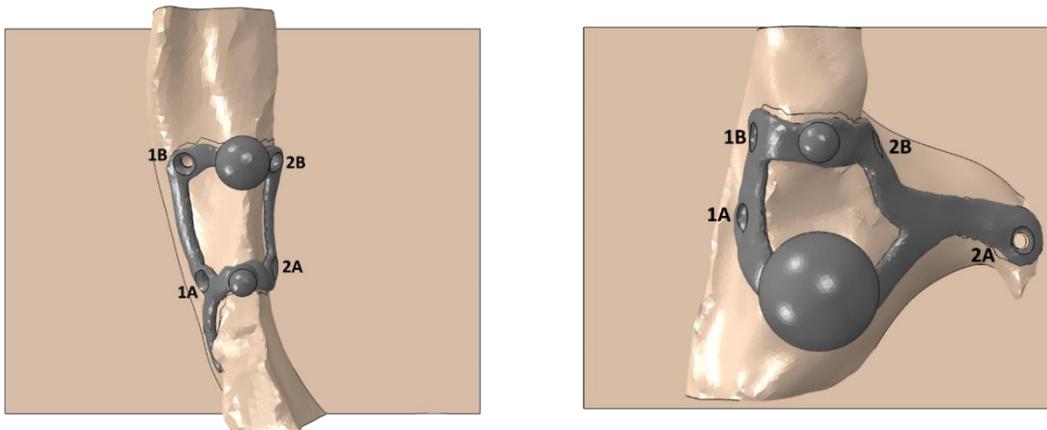
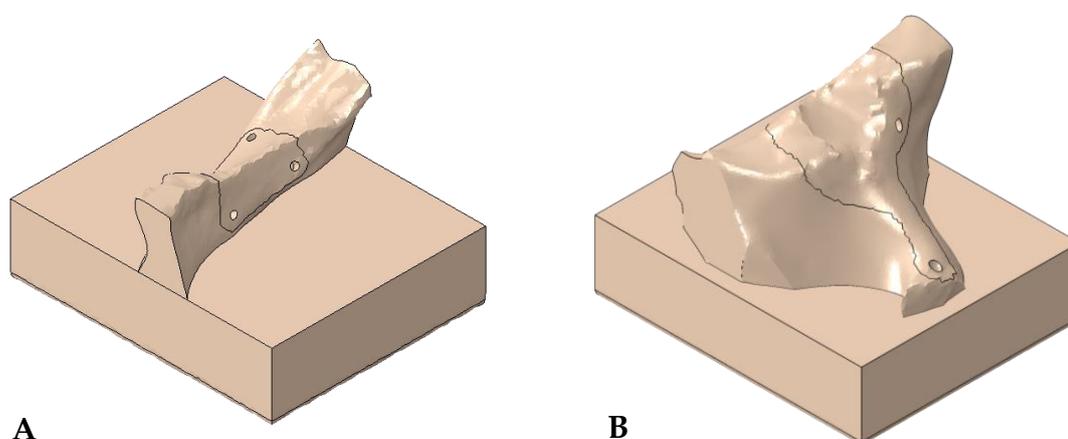


Figura 5.6: Rappresentazione schematica della posizione delle viti in ciascun impianto. A sinistra l'impianto mandibolare mentre a destra quello mascellare.

Le superfici definite per la realizzazione delle interazioni, in alcuni casi, venivano ottenute dalla semplice delimitazione geometrica. In altri casi, invece, come nell'accoppiamento Impianto – Mandibola/Mascella è stato necessario eseguire una partizione della superficie dell'impianto e della componente ossea, rispettivamente, in modo da realizzare un accoppiamento circoscritto alle effettive porzioni in contatto. Dunque, per i componenti in questione, grazie al comando “*Virtual Topology: Restore Entities*” è stato possibile selezionare e ripristinare individualmente tutti gli elementi interessati. Viene mostrata in [Figura 5.7](#) la realizzazione della partizione per le componenti ossee mandibolare e mascellare, rispettivamente.



[Figura 5.7](#): Rappresentazione delle partizioni eseguite sulle componenti ossee per identificare la superficie di appoggio degli impianti. A) Componente ossea mandibolare; B) Componente ossea mascellare.

Ciascuna interazione di contatto è stata definita con due proprietà, inerenti al comportamento normale (“*Hard Contact*”) e tangenziale (“*Penalty*”). In particolare, ogni interazione viene caratterizzata da un proprio coefficiente di attrito a seconda dei materiali in contatto tra loro e delle condizioni emerse durante la sperimentazione *in vitro*. In [Tabella 5.6](#) **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.** sono riportati i diversi coefficienti di attrito utilizzati.

Interazione	Coefficiente di attrito
Peraluman_Resina	0.5
TitanioELI_Resina	0.9
Peraluman_TitanioELI	0.01
TitanioELI_TitanioELI	0.45
Titanio5_TitanioELI	0.45

Tabella 5.6: Definizione dei coefficienti di attrito per ciascuna tipologia di interazione.

Come detto, la scelta del valore di alcuni coefficienti di attrito è dovuta a ragioni legate al setup sperimentale reale. Questo vale per il coefficiente tra TitanioELI e il Peraluman: il suo basso valore è dovuto alla presenza di grasso tra le componenti meccaniche in contatto tra loro. Il lubrificante posto tra gli spaziatori e il piatto superiore, infatti, è necessario per favorire un eventuale scorrimento degli elementi tale da garantire l'assestamento del setup in fase di sollecitazione.

La scelta del coefficiente di attrito utilizzato per il contatto Titanio-Titanio, invece, si basa sul *post-processing* utilizzato per la realizzazione di questi componenti. Di fatti, come riporta lo studio di Azgomi et al., il coefficiente di attrito varia a seconda del processo di lavorazione che segue la vera e propria realizzazione del componente con AM. In questo caso, non essendo a conoscenza del processo seguito da tali componenti, si è deciso di prendere come riferimento la media dei coefficienti [66].

Infine, per quanto riguarda l'accoppiamento TitanioELI_Resina, ovvero tra impianto e la componente ossea, l'alto valore del coefficiente è stato scelto a valle di considerazioni circa l'effettivo contatto tra le componenti. Come detto, la struttura dell'impianto viene realizzata a partire dalle informazioni anatomiche dell'osso residuo del paziente. Tuttavia, sebbene l'impianto sub-periosteale venga realizzato ad-hoc per avvolgere l'osso mandibolare/mascellare, può capitare che tale accoppiamento non si verifichi esattamente su tutta la superficie, lasciando alcune parti di osso non in contatto con l'impianto. Inoltre, proprio per la presenza delle viti, le quali assicurano un opportuno fissaggio dell'impianto all'osso, si presume che spostamenti relativi tra le due componenti siano estremamente limitati.

Un'altra tipologia di interazione, necessaria a riprodurre il setup reale, è stata la creazione di vincoli tra determinate superfici. In particolare, è stato definito il "Tie

constrain” tra la superficie esterna dello stelo di ciascuna vite e le superfici interne dei rispettivi fori, realizzati precedentemente sulle componenti ossee. In questo modo, infatti, è possibile ricreare il collegamento tra l’impianto e la resina grazie al fissaggio delle viti all’interno di quest’ultima.

Infine, l’ultimo vincolo creato è stato il “*Coupling*” tra un punto di riferimento definito nell’apice dell’intero setup e lo svaso presente nel piatto superiore. Grazie a questa interazione è possibile vincolare e rendere identici tutti i gradi di libertà degli elementi accoppiati. In questo modo, quindi, la sollecitazione applicata al solo “*Reference Point*” verrà trasmessa interamente al componente sottostante.

5.2.3. Carico e condizioni al contorno

- **Condizioni al contorno [Step 0]**

Così come nel test *in vitro*, in cui la porzione inferiore viene vincolata con delle ganasce per impedire qualsiasi tipo di movimento, *in silico* viene definito il vincolo di incastro all’estrusione inferiore del contenitore.

- **Forza di serraggio delle viti [Step 1]**

Data la presenza delle viti a garantire il fissaggio dell’impianto alla componente in resina, è stata implementata l’azione generata da queste. Nel caso reale il momento di serraggio esercitato sulla vite genera una trazione sullo stelo della vite stessa. Per inserire questo effetto all’interno dell’analisi *in silico* è stato necessario l’utilizzo del comando “*Bolt Load*”. Si è scelto di applicare questo carico ad una sezione dello stelo della vite ottenuta a partire da una partizione di cella precedentemente eseguita. Per valutare il tiro prodotto sulla vite si sono utilizzate le equazioni 5.1, 5.2 e 5.3:

$$M_s = M_{1s} + M_{2s} = V \cdot \left[f_1 \frac{D_m}{2} + \frac{d_m}{2} \operatorname{tg}(\varphi' + \alpha) \right] \quad 5.1$$

$$\varphi' = \operatorname{arctg} \left(\frac{f_2}{\cos \theta} \right) \quad 5.2$$

$$\alpha = \operatorname{arctg} \left(\frac{p}{\pi d_m} \right) \quad 5.3$$

Dove:

- M_s , momento di serraggio applicato alla testa della vite;
- M_{1s} , momento resistente trasmesso al sotto-testa per attrito;
- M_{2s} , momento resistente trasmesso al fusto della vite e alla madre vite per attrito;
- V , tiro della vite;

- f_1 , coefficiente di attrito tra la vite e l'impianto;
- D_m , diametro medio testa della vite ($\cong 1.5 d$)
- d , diametro stelo della vite;
- d_m , diametro medio vite ($\cong 0.9 d$);
- f_2 , coefficiente di attrito tra la vite e la resina;
- θ , metà angolo compreso nella filettatura;
- p , passo della vite.

Non avendo a disposizione sufficienti informazioni sulle viti utilizzate, ci si è basati su informazioni ottenute dalla letteratura per determinare i parametri tipici (passo (p) e l'angolo (θ) della filettatura) delle principali tipologie di viti utilizzate per queste applicazioni. Inoltre, per definire il tiro generato sulla vite, è stato necessario tenere in considerazione il range del momento di serraggio utile a garantire l'adeguata fissazione dell'impianto. In [Tabella 5.7](#) vengono mostrate le possibili combinazioni [66, 67].

Momento di serraggio (M_s)	Passo della vite (p)	Coefficiente di attrito	Angolo filettatura (θ)
$5 N \cdot cm$	$0.8 mm$	$f_1 = 0.45$	15°
$10 N \cdot cm$	$1.0 mm$	$f_2 = 0.9$	30°
			45°

[Tabella 5.7](#): Elenco dei parametri utilizzati per il calcolo del tiro V della vite.

Tra tutte le possibili combinazioni è stato determinato il range di carico all'interno del quale ci si aspetta il tiro esercitato dalla vite. La medesima analisi è stata eseguita sia per il caso mandibolare che per il caso mascellare e, essendo gli impianti fissati con viti di dimensioni diverse, la differenza di diametro tra le due ha determinato forze agenti diverse nei due casi. In [Tabella 5.8](#) vengono riportati gli estremi del range di forza sia per l'impianto mandibolare che per quello mascellare.

Impianto	Mandibolare	Mascellare
Diametro fusto vite	$1.5 mm$	$2 mm$
V [$5 N \cdot cm$]	$\cong 25.5 N$	$\cong 21.2 N$
V [$10 N \cdot cm$]	$\cong 70.2 N$	$\cong 55.9 N$

[Tabella 5.8](#): Estremità del range di tiro V della vite.

La forza di serraggio applicata alle viti è stata di 25 N per il setup mandibolare e di 21 N per il setup mascellare.

- **Applicazione del carico [Step 2]**

Nel test *in vitro* la sollecitazione dell'intero sistema avviene imponendo uno spostamento verticale controllato ad un punzone sferico posto al disopra del piatto superiore. Per riprodurre questa condizione, è stato imposto uno spostamento verticale di 0.4 mm verso il basso al "*Reference Point*", precedentemente realizzato, in modo da garantire la sollecitazione delle strutture sottostanti.

5.2.4. Generazione della nuova mesh volumetrica

Per lanciare la simulazione è necessario creare una *mesh* volumetrica per ogni elemento. All'interno del modulo "*Mesh*" è stata definita per ogni componente una nuova discretizzazione volumetrica ottimizzata. In particolare, per poter cogliere al meglio la tridimensionalità dei componenti sono stati utilizzati dei tetraedri la cui dimensione e ordine sono stati specializzati a seconda dell'elemento.

Per lo stesso motivo, per alcuni componenti, è stata effettuato un infittimento localizzato della *mesh* in modo da garantire, oltre ad una migliore riproduzione della geometria, anche una migliore interazione tra le superfici in contatto. Grazie a questo accorgimento, è possibile superare criticità come la distorsione degli elementi o la deformazione eccessiva di questi ultimi durante la fase di sollecitazione.

In Appendice D vengono mostrati tutti gli elementi presenti in entrambi i setup, ciascuno caratterizzato dalla propria discretizzazione volumetrica, la tipologia di elementi utilizzati, il numero di elementi presenti in ciascuna discretizzazione e la percentuale di elementi distorti.

5.3. Risultati

Per valutare la risposta di ciascun setup, le curve Forza – Spostamento sono state estratte dal *Reference Point* creato in precedenza. Analogamente ai risultati sperimentali, anche in questo caso le curve sono state riportate nel primo quadrante.

5.3.1. Setup Mandibolare

In Figura 5.8 viene riportata la curva Forza – Spostamento.

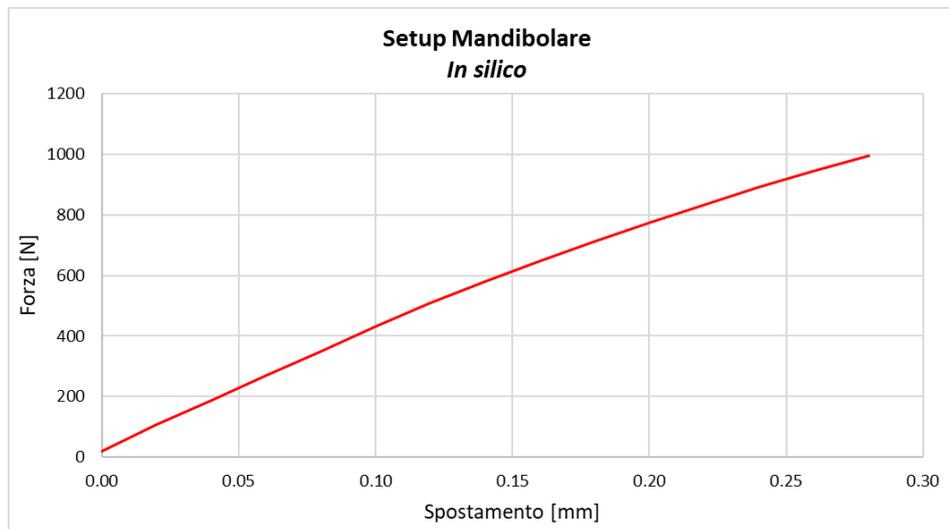


Figura 5.8: Curva Forza – Spostamento ottenuta dall’analisi in silico del setup mandibolare.

La curva riportata mostra uno spostamento complessivo inferiore a 0.4 mm in quanto si è scelto di riportare graficamente il tratto di curva fino a 1000 N essendo, questo valore, lo stesso limite definito per le curve sperimentali. La curva ottenuta dall’analisi numerica è stata traslata in modo da mostrare la relazione in corrispondenza di un effettivo contatto tra tutti gli elementi del setup. Per questo motivo, il punto di inizio della curva non si trova all’origine degli assi ma ad uno spostamento nullo è associata una forza di 20.3 N.

L’andamento non lineare della curva è imputabile alle proprietà elastoplastiche attribuite alla resina utilizzata per realizzare i fantocci di osso. Quest’ultima, proprio per le proprietà meccaniche molto inferiori rispetto agli altri materiali metallici utilizzati, è la componente che risente maggiormente delle sollecitazioni subite. Dunque, dalle relazioni ottenute non ci si aspetta uno snervamento dell’impianto ma piuttosto una plasticizzazione della resina polimerica. Questa ipotesi viene confermata dalla distribuzione degli sforzi di Von Mises sull’impianto mandibolare riportata in Figura 5.9.

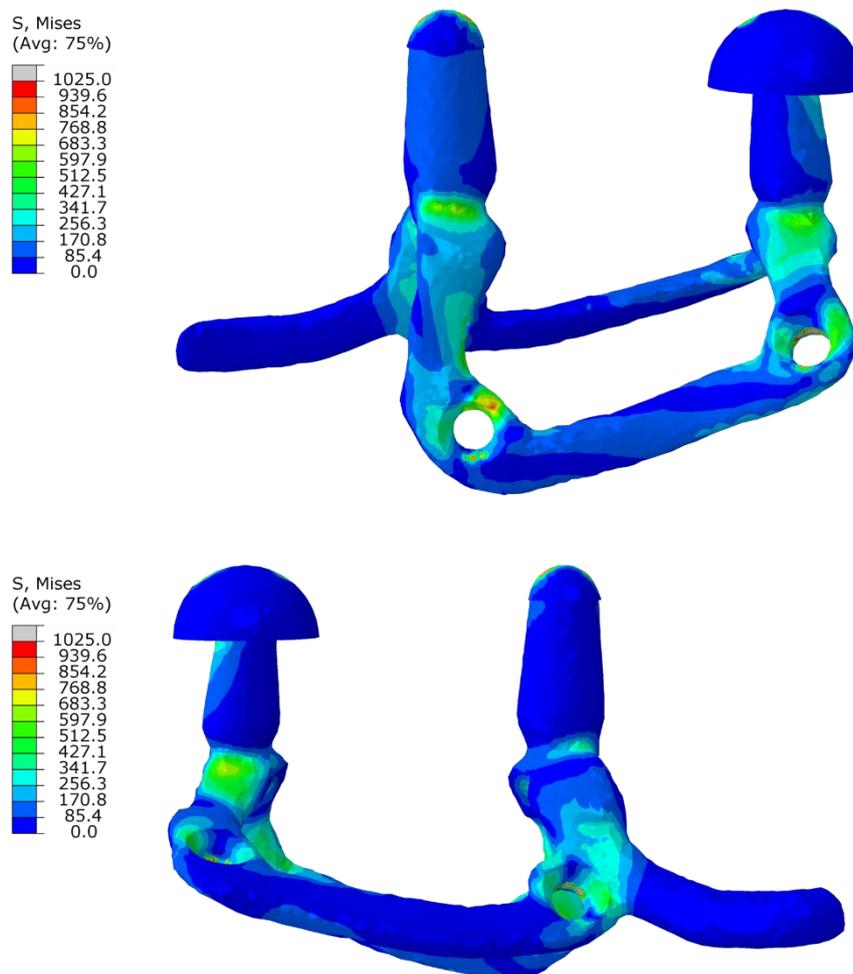


Figura 5.9: Distribuzione degli sforzi di Von Mises sull'impianto mandibolare.
A) Vista laterale destra; B) Vista laterale sinistra.

La legenda è stata definita impostando come valore massimo lo sforzo di prima plasticizzazione del titanio, pari a 1025 MPa. Dalle immagini riportate si nota l'assenza di zone snervate (mostrate in grigio) nelle zone più critiche, ossia in corrispondenza del colletto di ciascun *abutment*. Le zone snervate, invece, si verificano in punti localizzati, come per esempio negli svassi dove viene implementata l'interazione di contatto tra l'impianto e le viti. Trattandosi, infatti, di un'interazione puntale, legata al posizionamento manuale di ciascuna vite, questi effetti possono essere trascurati. In Figura 5.10 viene mostrato il dettaglio di questa criticità.

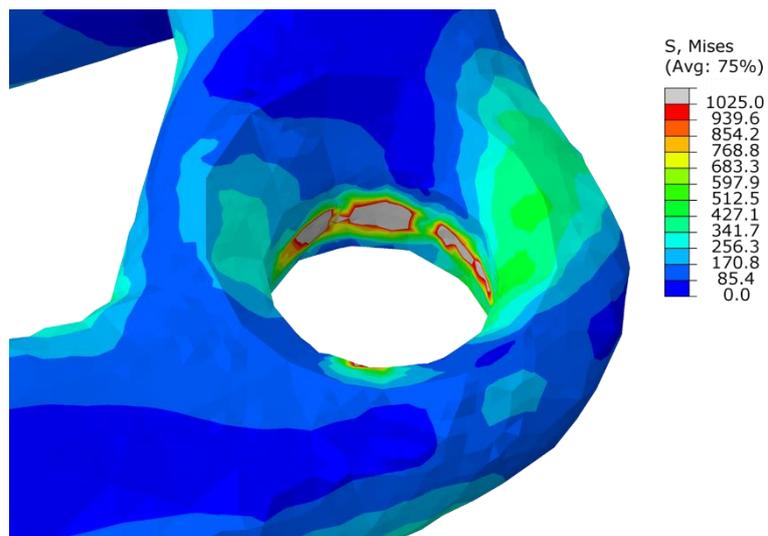
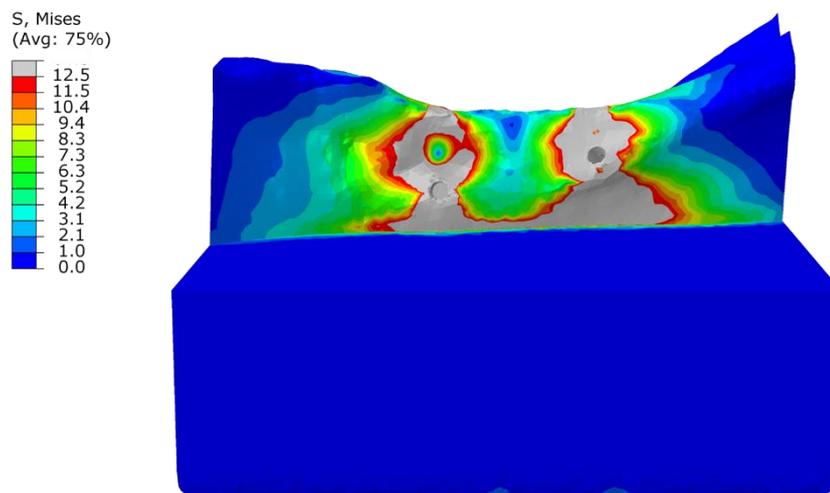


Figura 5.10: Distribuzione degli sforzi di Von Mises sull'impianto mandibolare. Viene mostrato il dettaglio dello svaso per l'inserimento delle viti.

In Figura 5.11 viene mostrata la distribuzione degli sforzi di Von Mises sulla componente polimerica mandibolare.



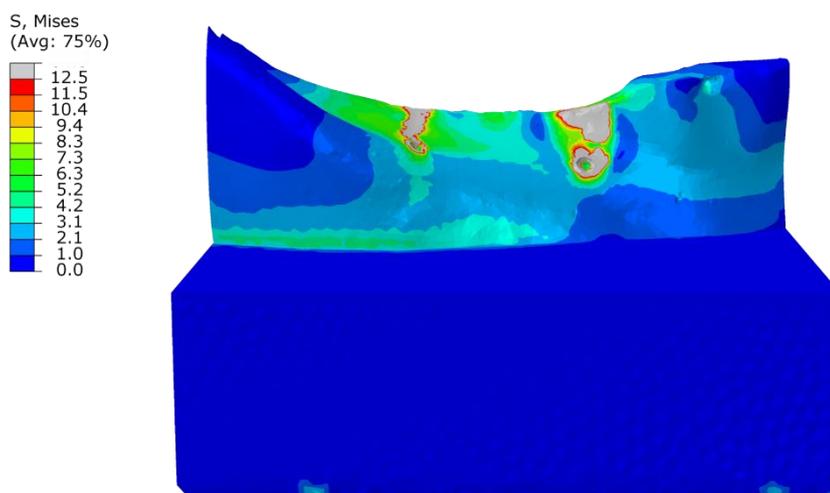
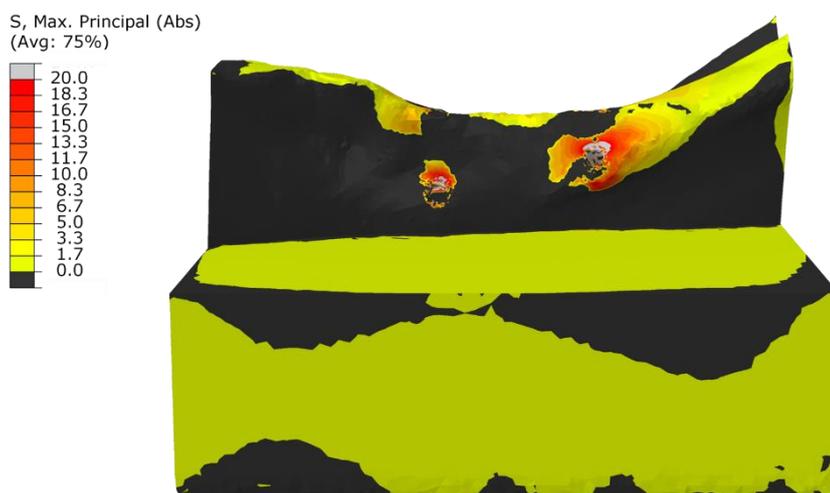


Figura 5.11: Distribuzione degli sforzi di Von Mises sul componente mandibolare.
A) Vista laterale destra; B) Vista laterale sinistra.

Le aree mostrate in grigio mostrano le zone dove gli sforzi agenti hanno causato la plasticizzazione della resina polimerica. Per una più chiara interpretazione delle sollecitazioni agenti, in Figura 5.12 e in Figura 5.13 viene mostrata la distribuzione dei Max Principal Stress (Abs) per identificare quali zone sono soggette a trazione e quali a compressione, rispettivamente.



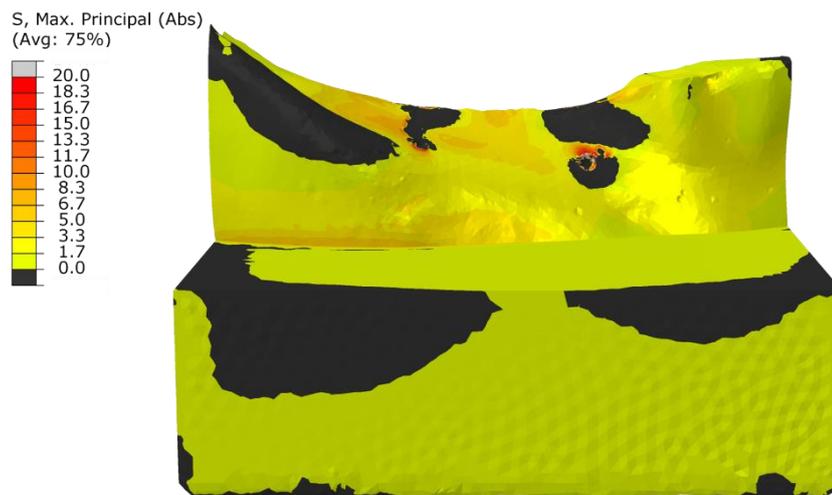
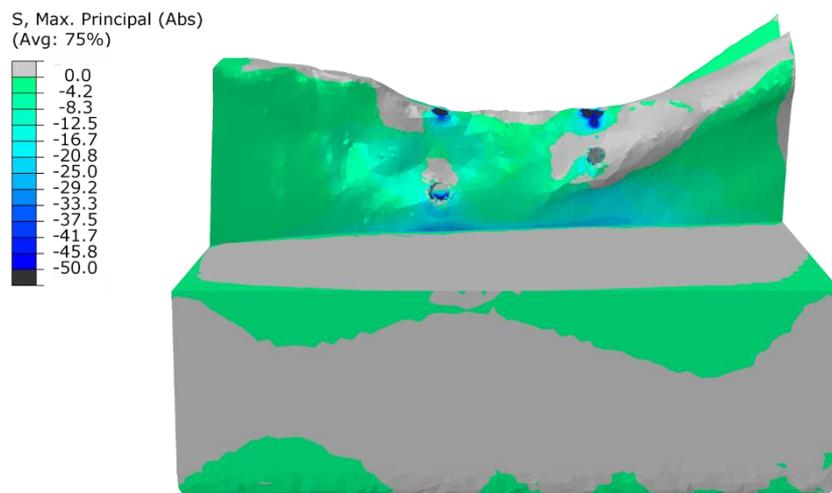


Figura 5.12: Distribuzione dei Max Principal Stress (Abs) sul componente osseo mandibolare. Vengono evidenziate le zone soggette a trazione.



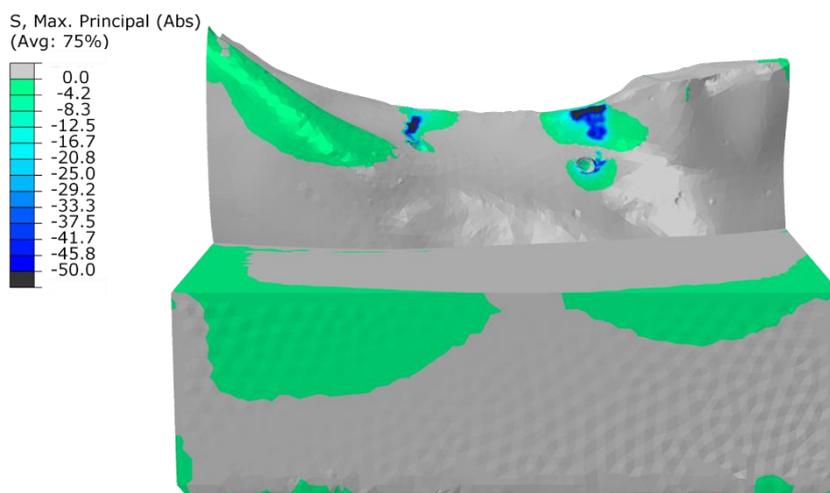
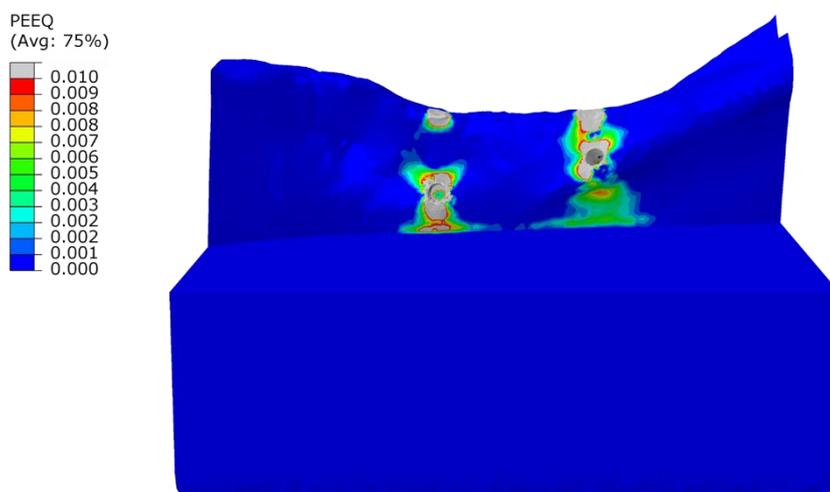


Figura 5.13: Distribuzione dei Max Principal Stress (Abs) sul componente osseo mandibolare. Vengono evidenziate le zone soggette a compressione.

Infine, in Figura 5.14 viene mostrata la distribuzione delle deformazioni plastiche equivalenti. In particolare, vengono evidenziate le aree soggette ad una deformazione plastica superiore all'1%.



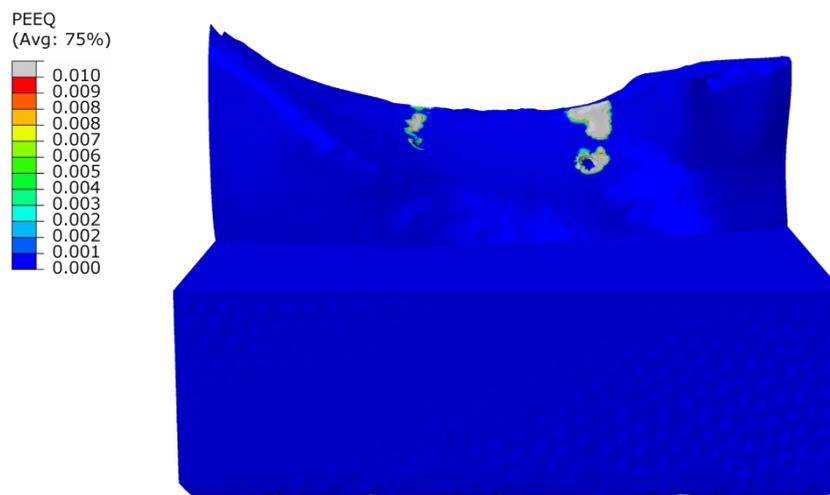
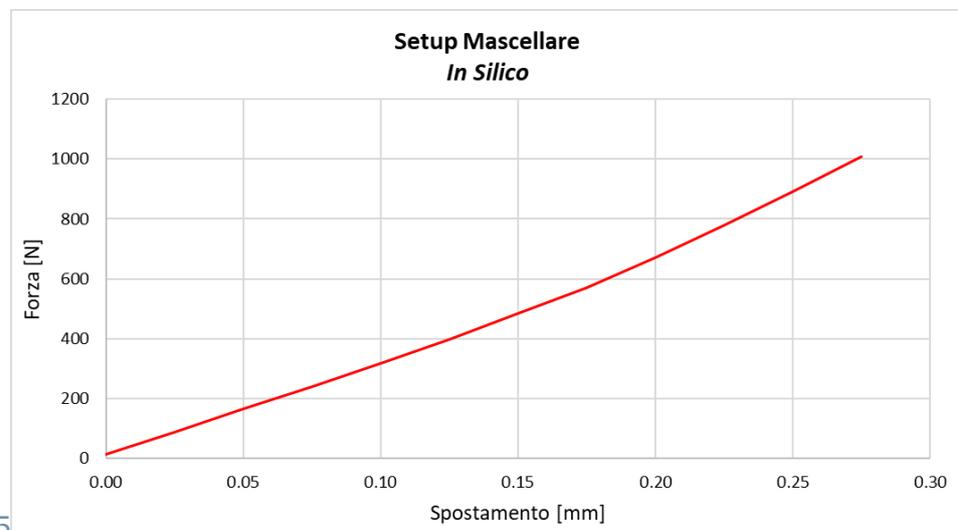


Figura 5.14: Distribuzione delle PEEQ (deformazioni plastiche equivalenti) sul componente polimerico mandibolare. Viene imposto un limite superiore dell'1% per evidenziare quali zone sono soggette a deformazioni maggiori.

5.3.2. Setup Mascellare



In Figura 5.15

Figura 5.15 viene riportata la curva computazionale Forza – Spostamento.

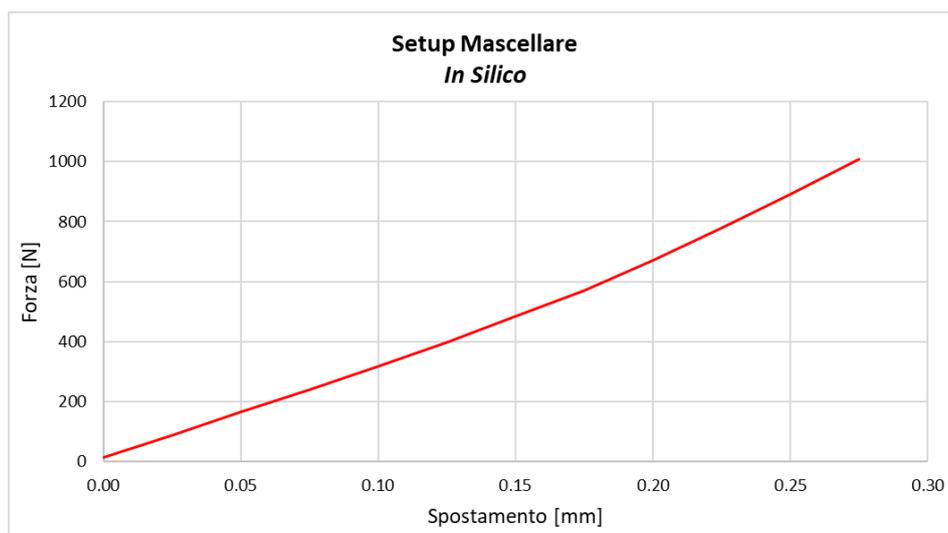


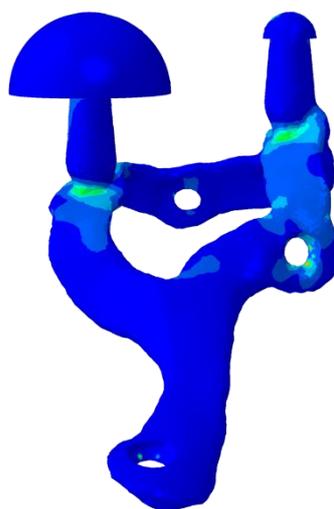
Figura 5.15: Curva Forza – Spostamento ottenuta dalla sperimentazione in silico per il setup mascellare al variare del coefficiente di Poisson.

Anche in questo caso lo spostamento compressivo riportato non raggiunge il valore di 0.4 mm per la traslazione eseguita manualmente sulle curve. La curva sperimentale mostra, per uno spostamento nullo, una forza associata di 13.7 N.

La relazione ottenuta mostra un andamento non lineare dovuto alle proprietà elastoplastiche attribuite alla resina. In Figura 5.16 viene mostrata la distribuzione degli sforzi di Von Mises sull'impianto mascellare.

S, Mises
(Avg: 75%)

1025.0
939.6
854.2
768.8
683.3
597.9
512.5
427.1
341.7
256.3
170.9
85.4
0.0



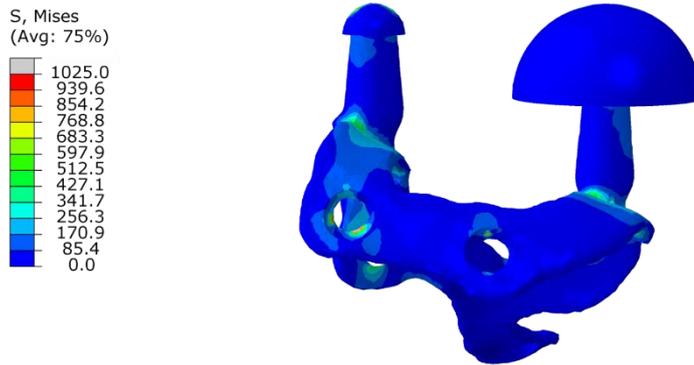
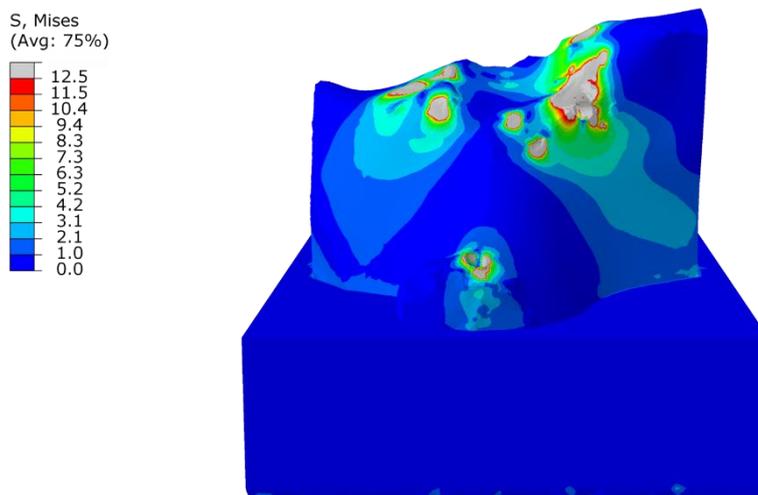


Figura 5.16: Distribuzione degli sforzi di Von Mises sull'impianto mascellare.
A) Vista laterale destra; B) Vista laterale sinistra.

La legenda è stata impostata in modo da mostrare in grigio tutte le soggette a snervamento e, anche in questo caso, alla massima sollecitazione subita le zone degli *abutment* sono lontane dalla plasticizzazione. Analogamente al caso mandibolare, gli sforzi più elevati emergono in corrispondenza degli svassi dove le interazioni localizzate con le viti determinano sollecitazioni in campo plastico.

In Figura 5.17 viene mostrata la distribuzione degli sforzi di Von Mises sul componente polimerico mascellare.



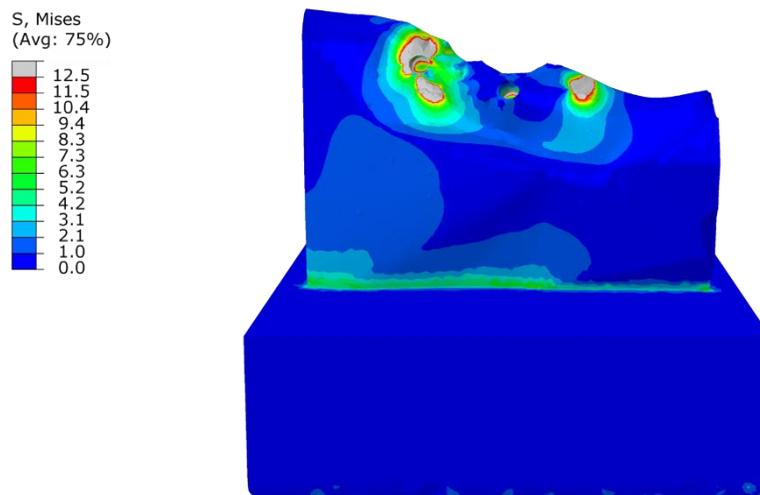
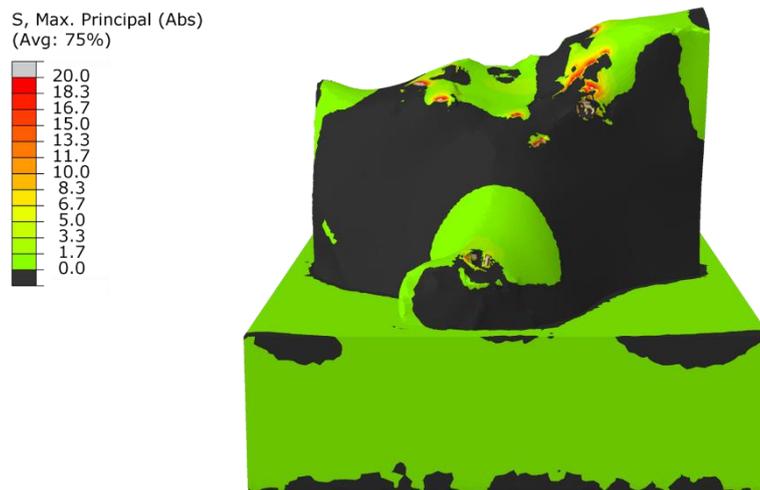


Figura 5.17: Distribuzione degli sforzi di Von Mises sul componente mascellare.
A) Vista laterale destra; B) Vista laterale sinistra.

Dalle immagini si nota che nei punti di appoggio dell'impianto, la resina sia sottoposta a sollecitazioni che superano lo sforzo di prima plasticizzazione. Per valutare l'effetto di tali sollecitazioni, viene mostrata in Figura 5.18 e in Figura 5.19 la distribuzione dei Max Principal Stress (Abs) per identificare quali zone sono soggette a trazione e quali a compressione, rispettivamente.



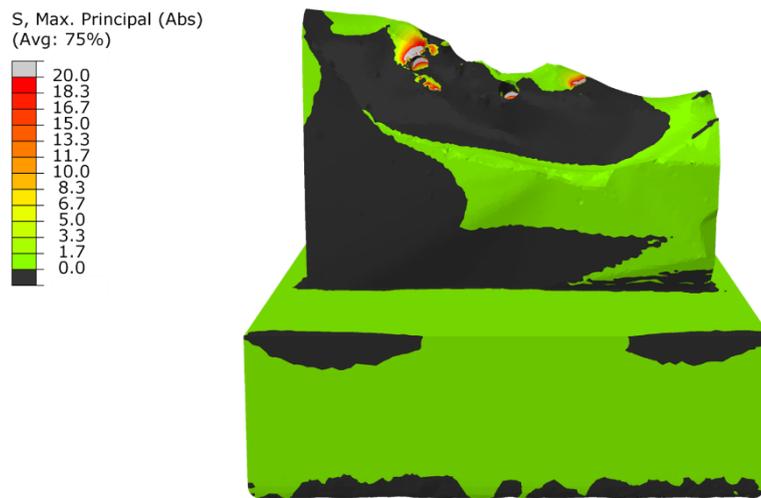
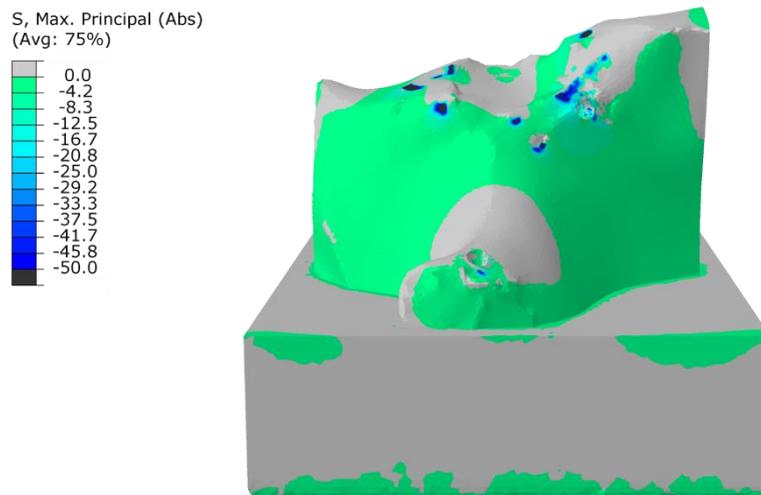


Figura 5.18: Distribuzione dei Max Principal Stress (Abs) sul componente osseo mascellare. Vengono evidenziate le zone soggette a trazione.



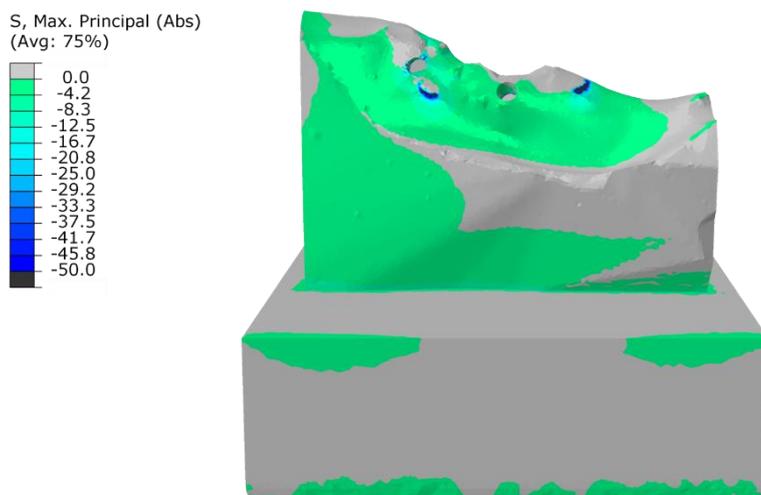
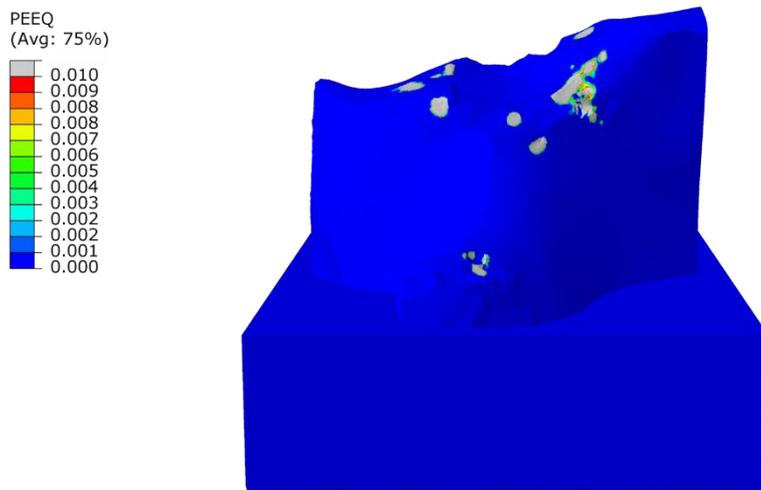


Figura 5.19: Distribuzione dei Max Principal Stress (Abs) sul componente osseo mascellare. Vengono evidenziate le zone soggette a compressione.

Infine, in [Figura 5.20](#)[Figura 5.14](#) viene mostrata la distribuzione delle deformazioni plastiche equivalenti. In particolare, vengono evidenziate le aree soggette ad una deformazione plastica superiore all'1%.



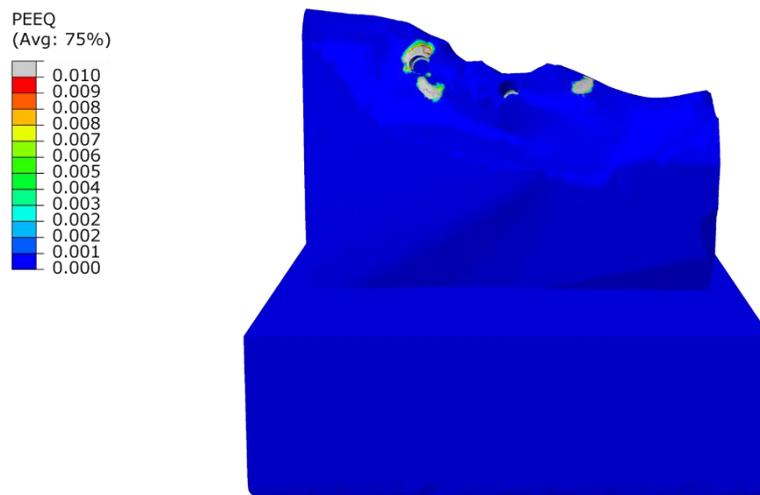


Figura 5.20: Distribuzione delle PEEQ (deformazioni plastiche equivalenti) sul componente polimerico mscellare. Viene imposto un limite superiore dell'1% per evidenziare le zone soggette a deformazioni maggiori.

6. Confronto: Analisi *in Vitro* vs Analisi *in Silico*

In questo capitolo vengono messi a confronto i risultati ottenuti *in silico* con i risultati ottenuti dalla sperimentazione in laboratorio. In particolare, utilizzando la formula 6.1, verrà messa in risalto la differenza percentuale tra le forze misurate, rispettivamente per ogni setup analizzato, ottenute dalle due diverse analisi.

$$\left(\frac{F_{silico} - F_{vitro}}{F_{vitro}}\right) \cdot 100 \quad 6.1$$

Dove F_{silico} è la forza misurata, per un dato spostamento, dall'analisi computazionale mentre F_{vitro} è la forza misurata, per il medesimo spostamento, dall'analisi di laboratorio.

Inoltre, per ciascun setup sperimentale, verrà valutata la risposta alla sollecitazione subita. Per opportuni range di spostamento, verrà calcolata la rigidezza (Equazione 6.2) di ciascun setup e verrà mostrata la differenza percentuale tra la risposta *in vitro* e quella *in silico*.

$$\left(\frac{K_{silico} - K_{vitro}}{K_{vitro}}\right) \cdot 100 \quad 6.2$$

Dove K_{silico} è la rigidezza misurata dalle curve computazionali mentre K_{vitro} è la rigidezza ottenuta dalle curve sperimentali.

6.1. Setup Mandibolare

In Figura 6.1 viene riportata la relazione Forza – Spostamento ottenuta da entrambe le analisi eseguite.

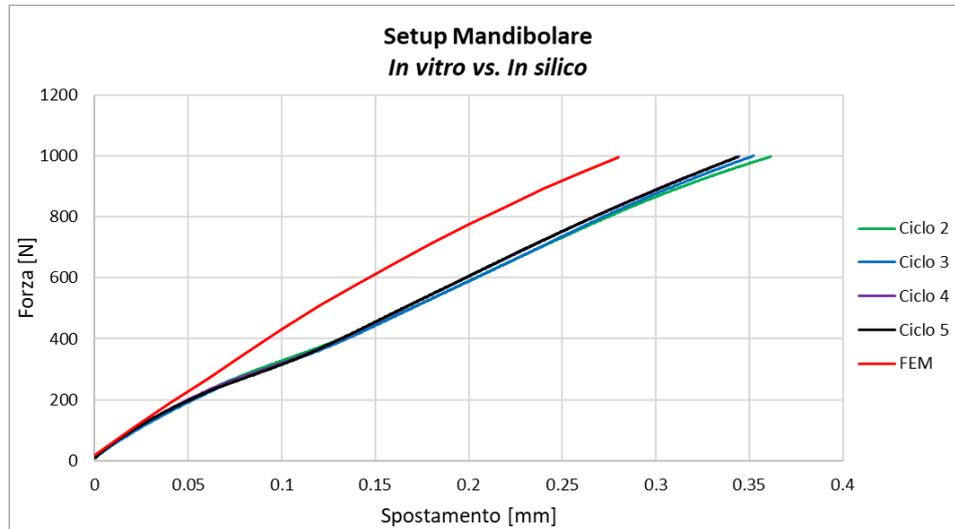


Figura 6.1: Confronto delle curve Forza – Spostamento ottenute dall'analisi *in vitro* e *in silico* per il setup mandibolare.

Dal confronto delle curve si nota una sovrastima della forza misurata con l'analisi *in silico*. Dalle curve sperimentali ottenute *in vitro*, emerge un cambiamento di pendenza che modifica la risposta complessiva del sistema. In particolare, si assiste ad una diminuzione della pendenza all'interno del range di spostamento compreso tra 0.04 mm e 0.12 mm dopo il quale la rigidità del setup torna ad aumentare. In Figura 6.2 viene evidenziata la variazione di pendenza nei diversi tratti di curva. Per una rappresentazione più chiara, viene mostrata solo la curva riferita al quinto ciclo di carico.

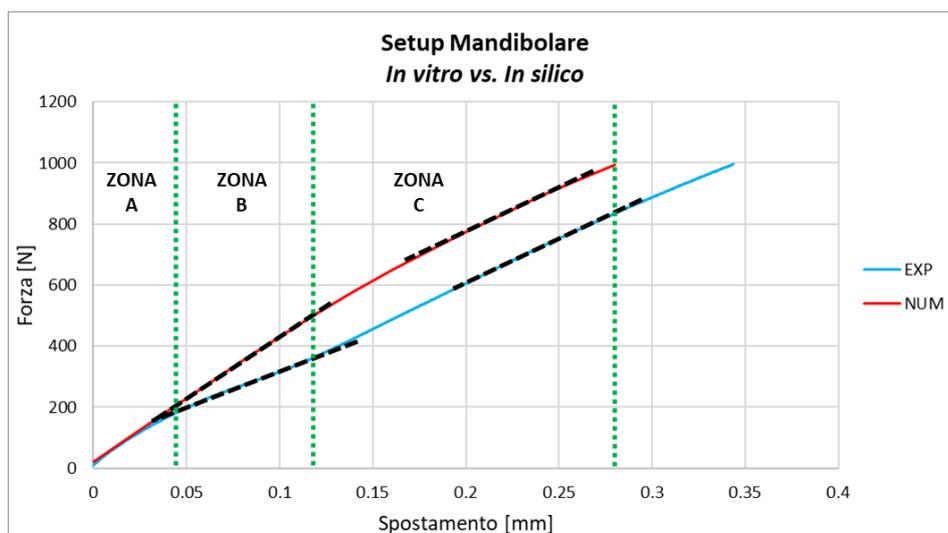


Figura 6.2: Rappresentazione delle curve Forza – Spostamento ottenute dal quinto ciclo di carico *in vitro* (EXP) e dall'analisi *in silico* (NUM). Vengono evidenziate le pendenze delle curve in diversi range di spostamento.

Viene mostrato in Figura 6.3 l'andamento dell'errore percentuale emerso tra le forze misurate *in silico* e *in vitro* a parità di spostamento. A partire da uno spostamento di 0.04 mm si verifica un incremento dell'errore commesso, fino ad un massimo del 38.4%, che tenderà ad assestarsi dopo 0.120 mm. Per spostamenti superiori, infatti, si riscontra una sovrastima della forza media misurata pari al 27.1%.

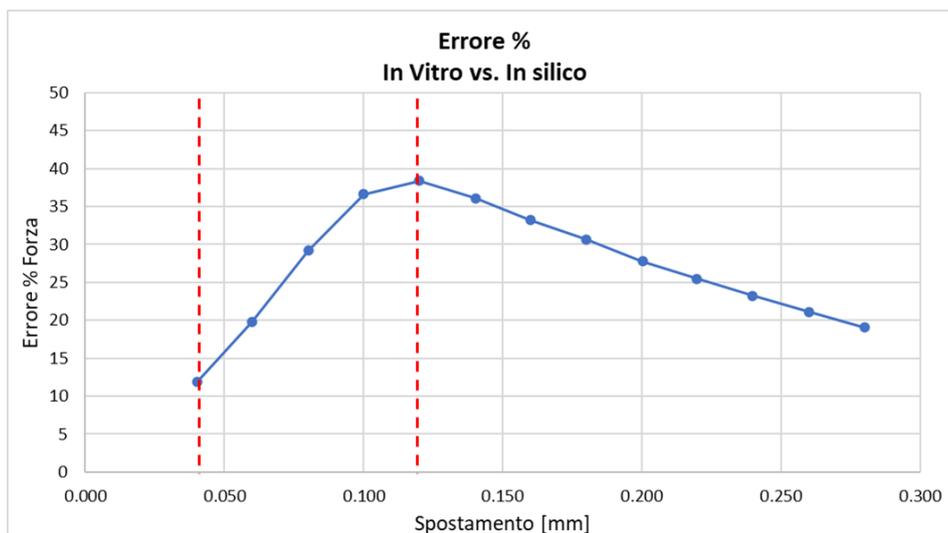


Figura 6.3: Andamento dell'errore percentuale ottenuto dal confronto tra forze misurate *in silico* e *in vitro*. Viene evidenziato il range nel quale emerge l'incremento della sovrastima ottenuta dall'analisi computazionale.

Nonostante questo scostamento, però, è possibile apprezzare come l'analisi *in silico* riesca a riprodurre in maniera efficace la rigidezza complessiva del setup *in vitro*. In Tabella 6.1 viene riportata la pendenza delle curve sperimentali, ottenute *in vitro* ed *in silico* nei range di spostamento compresi tra [0; 0.04] mm e [0.180; 0.225] mm, e l'errore percentuale commesso.

Range di spostamento [mm]	Rigidezza In vitro [N/mm]	Rigidezza In silico [N/mm]	Errore [%]
0 – 0.04	3863.3	4076.5	5.52
0.12 – 0.28	2943.4	3042	3.35

Tabella 6.1: Definizione delle rigidzze, associate a delimitati range di spostamento, ottenute dall'analisi *in vitro* ed *in silico*.

6.2. Setup Mascellare

In Figura 6.4 viene riportato il confronto tra le curve Forza – Spostamento ottenute da entrambe le analisi eseguite.

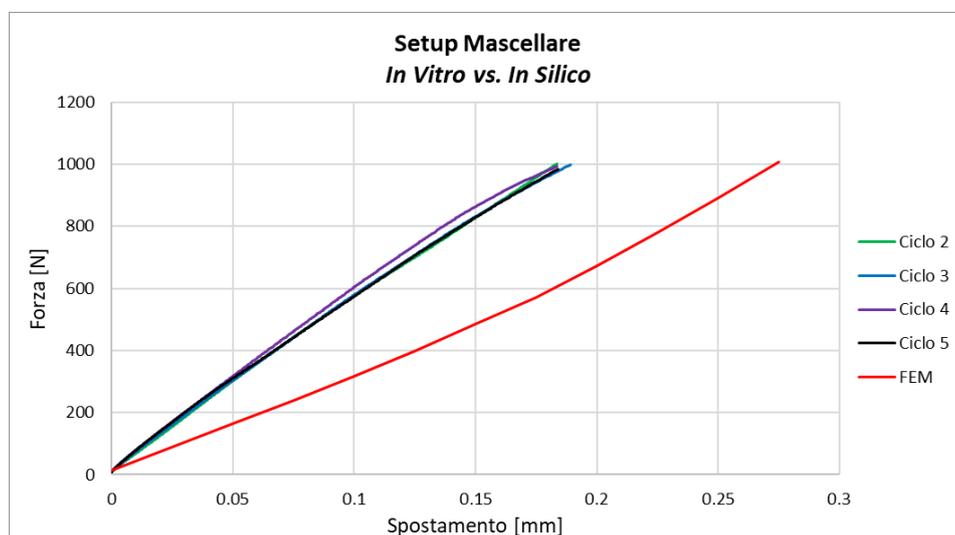
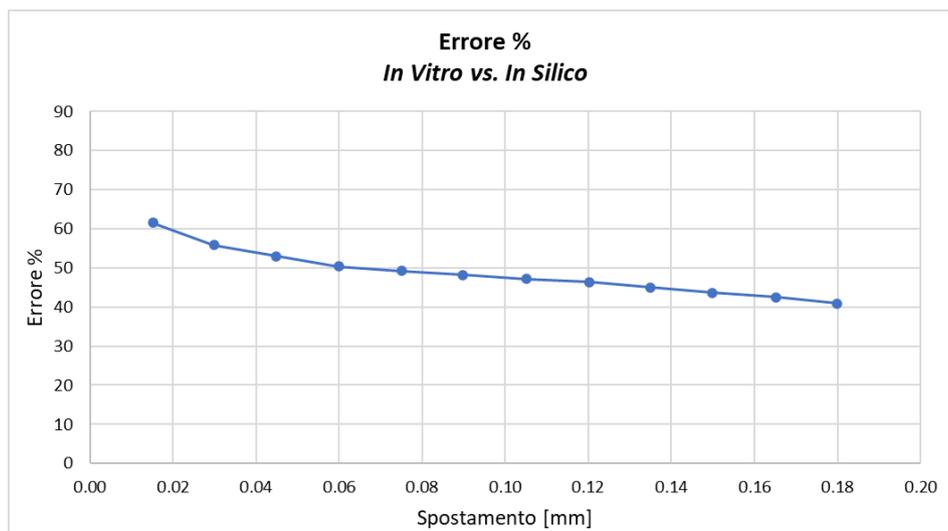


Figura 6.4: Confronto delle curve Forza – Spostamento ottenute dall'analisi *in vitro* e *in silico* per il setup mascellare.

Dalle curve riportate si nota una notevole sottostima delle forze misurate *in silico*, a parità di spostamento, rispetto a quelle misurate *in vitro*. Fin dalle prime sollecitazioni emerge una rigidezza sperimentale molto maggiore che tende,

all'aumentare dello spostamento imposto, ad incrementare il divario tra le forze misurate dalle due analisi eseguite.

In [Figura 6.5](#) viene mostrato l'andamento dell'errore percentuale commesso nella misurazione delle forze *in silico* rispetto a quelle *in vitro*. Sebbene si tratti di una sottostima, si è scelto di riportare il valore assoluto dell'errore commesso. Il confronto è stato eseguito con le rilevazioni ottenute dal solo quinto ciclo di carico sperimentale.



[Figura 6.5](#): Andamento dell'errore percentuale ottenuto dalla misurazione delle forze *in silico* e delle forze *in vitro* per il setup mascellare.

Dal grafico emerge un errore percentuale che tende ad assestarsi all'aumentare dello spostamento imposto. Dai dati ottenuti, emerge una sottostima della forza misurata media pari al 48.6%.

In [Tabella 6.2](#) vengono riportate le pendenze associate a tratti di curva sperimentale e computazionale compresi in un range di spostamento pari a [0; 0.045] mm e [0.135; 0.180] mm, e la loro differenza percentuale.

Range di spostamento [mm]	Rigidezza In vitro [N/mm]	Rigidezza In silico [N/mm]	Errore [%]
0 – 0.045	6098.8	2890.8	52.6
0.135 – 0.180	4686.7	3462.8	26.1

[Tabella 6.2](#): Definizione delle rigidezze, associate a delimitati range di spostamento, ottenute dall'analisi *in vitro* ed *in silico* del setup mascellare.

Conclusioni e sviluppi futuri

Questo lavoro di tesi è volto alla realizzazione di un setup sperimentale in grado di permettere l'analisi della risposta meccanica di un qualsiasi impianto dentale sub-periosteo *custom-made*, in condizioni di carico e di vincolo controllate e ripetibili.

Questo progetto basa il suo rationale sulla necessità di fornire in tempi ristretti una soluzione sicura e affidabile alle persone che, a causa di un riassorbimento osseo spontaneo o di una rimozione ossea chirurgica, hanno perso la capacità masticatoria fisiologica.

Nel dettaglio, l'attività descritta in questo elaborato si è occupata della progettazione di due setup sperimentali, rispettivamente per un impianto sub-periosteo mandibolare e per uno mascellare (forniti dall'azienda Ars&Technology), della loro riproduzione *in vitro* e *in silico* e di una prima verifica della loro funzionalità.

Per quanto riguarda la progettazione, il design e i materiali utilizzati hanno garantito un'adeguata sollecitazione sia dell'impianto mandibolare che dell'impianto mascellare. I principali vantaggi del setup progettato sono:

1. Gli elementi ausiliari (piatto, spaziatori e contenitore inferiore) sono stati progettati in modo tale da poter essere utilizzati sia per testare gli impianti sub-periosteici mandibolari che mascellari.
2. I materiali utilizzati rendono gli elementi ausiliari riutilizzabili. Di fatti, dai test sperimentali svolti, nessun elemento ha mostrato segni di danneggiamento o di rottura;
3. La geometria dei componenti rende facile sia la loro progettazione CAD che la loro realizzazione mediante AM e tecniche di produzione tradizionali;
4. Costo di produzione del setup ridotto;
5. Entrambi i setup sperimentali sono risultati facili e veloci da assemblare;

Un limite di questo setup è il fatto che l'accuratezza e la precisione con cui vengono allineati gli spaziatori ed il piatto superiore dipende dall'operatore. Tale limite può essere facilmente superabile ponendo particolare attenzione durante questa fase del processo di assemblaggio.

Passando alla riproduzione computazionale del setup sperimentale, tutti i software utilizzati, da MeshLab ad Abaqus, sono risultati funzionali allo scopo. Per come

sono state progettate le varie componenti, il posizionamento di queste ultime e la riproduzione delle condizioni di vincolo e di carico, è stata priva di particolari problematiche. Ad ogni modo, l'implementazione del modello computazionale eseguita porta con sé i seguenti limiti:

1. È stato attribuito un comportamento elastoplastico alla resina polimerica. Questo comportamento viene solitamente implementato per materiali metallici i quali, dopo il primo snervamento, non sono più in grado di tornare alla loro configurazione iniziale. Avendo a che fare con una resina polimerica, si presume che questa abbia una elasticità non lineare la quale, in assenza di sollecitazioni, permetta un ritorno delle catene ad una deformazione nulla senza una modifica permanente della struttura.
2. Risulta difficile, se non impossibile, riprodurre in modo esatto il reale posizionamento delle viti in quanto questo aspetto dipende dalle scelte prese dall'operatore coinvolto in questa fase data la mancanza di precise informazioni circa la loro inclinazione.
3. L'acquisizione dell'immagine anatomica porta con sé errori ed artefatti che devono essere corretti manualmente dall'operatore. Questo procedimento potrebbe dare origine a differenze più o meno importanti tra la reale componente ossea del paziente e quella riprodotta ed utilizzata per le analisi computazionali. Tale aspetto rappresenta un problema nel momento in cui l'approccio numerico, una volta validato, dovesse essere utilizzato per analizzare le sollecitazioni assorbite dall'impianto.

Per quanto riguarda i risultati ottenuti da una prima analisi della capacità del modello computazionale di riprodurre la risposta meccanica di entrambi i setup sperimentali, si può affermare che:

1. Nel caso mandibolare, la differenza di rigidità presente tra la risposta meccanica ottenuta *in vitro* e quella ottenuta *in silico* può essere considerata accettabile (errore < 6%).
2. Nel caso mascellare, invece, la differenza di rigidità presente tra la risposta meccanica ottenuta *in vitro* e quella ottenuta *in silico* non può essere considerata accettabile (errore > 25%).

Alla luce dei risultati ottenuti è evidente la necessità di investigare le motivazioni alla base di questa differente risposta dei test *in silico*. A tal proposito tra gli sviluppi futuri di questo lavoro ci sono:

1. Testare *in vitro* più esemplari dei medesimi impianti utilizzati così da ottenere una curva sperimentale Forza – Spostamento sperimentale di riferimento, derivante da dati statisticamente rilevanti;
2. Analizzare in maniera più approfondita le proprietà costitutive della resina. Da alcune analisi, infatti, sono emerse anche proprietà tempo-dipendenti: è

stato osservato che il modulo elastico ottenuto dalle prove di compressione di uno dei provini cilindrici in resina, eseguite con una velocità di 0.1 mm/s, sia stato di 1.09 GPa. Sicuramente questo valore non è esaustivo ma si ipotizza che l'utilizzo di un valore di modulo elastico maggiore per la resina permetterebbe da un lato di ridurre lo scostamento percentuale emerso dalle due analisi per il setup mascellare ma dall'altro determinerebbe un'ulteriore sovrastima della risposta del setup mandibolare. Inoltre, i cilindri in resina sono stati caratterizzati solo a compressione pertanto dovrà essere valutata anche la risposta a trazione di questo materiale.

3. Analizzare l'influenza delle viti sulla risposta complessiva di entrambi i setup sperimentali. Si ipotizza, infatti, che una diversa inclinazione e una diversa lunghezza delle viti inserite nella componente ossea possa determinare una risposta più o meno rigida.
4. Ottimizzare ulteriormente la discretizzazione volumetrica realizzata per le componenti ossee in modo da ottenere, durante l'analisi a elementi finiti, il miglior risultato possibile cercando, comunque, un compromesso tra il costo computazionale e l'affidabilità dei risultati affidabili.

Una volta validato il modello computazionale per gli impianti sub-periosteali presi in considerazione, in futuro si potrà verificare se tale setup sperimentale potrà essere utilizzato con successo per la caratterizzazione della risposta meccanica di impianti di diversa geometria e forma.

Inoltre, tra gli sviluppi futuri si potrà considerare di testare la risposta degli impianti sub-periosteali ad un carico ciclico sia con un approccio numerico sia con un approccio sperimentale. Trattandosi, infatti, della principale causa di fallimento degli impianti sub-periosteali, sarà utile capire, per un determinato carico applicato, dopo quanti cicli di sollecitazione si verificherà la rottura dell'impianto.

Infine, questo modello computazionale potrà essere utilizzato per effettuare confronti con modelli FEM biomeccanicamente più realistici, implementati, per esempio, con l'anisotropia delle proprietà meccaniche dell'osso, e con l'inserimento delle forze muscolari agenti in specifiche aree di riferimento. In questo modo, confrontando le sollecitazioni agenti sugli impianti, sarà possibile capire se la sollecitazione eseguita con il setup progettato avverrà con un discreto margine di sicurezza rispetto alle sollecitazioni agenti in vivo.

Bibliografia

- [1] L. J. Jin, I. B. Lamster, J. S. Greenspan, N. B. Pitts, C. Scully, and S. Warnakulasuriya, “Global burden of oral diseases: emerging concepts, management and interplay with systemic health,” *Oral Dis.*, vol. 22, no. 7, pp. 609–619, 2016, doi: 10.1111/odi.12428.
- [2] The Lancet, “Oral health: prevention is key,” *Lancet*, vol. 373, no. 9657, p. 1, 2009, doi: 10.1016/S0140-6736(08)61933-9.
- [3] P. E. Petersen, D. Bourgeois, H. Ogawa, S. Estupinan-Day, and C. Ndiaye, “The global burden of oral diseases and risks to oral health,” *Bull. World Health Organ.*, vol. 83, no. 9, pp. 661–669, 2005, doi: /S0042-96862005000900011.
- [4] I. Petrovic *et al.*, “Oral rehabilitation of the cancer patient: a formidable challenge,” vol. 117, no. 8, pp. 1729–1735, 2019, doi: 10.1002/jso.25075.ORAL.
- [5] F. Grecchi *et al.*, “Full-digital workflow for fabricating a custom-made direct metal laser sintering (Dmls) mandibular implant: A case report,” *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 17, no. 8, 2020, doi: 10.3390/ijerph17082693.
- [6] V. Varga *et al.*, “Classification of the level of mandibular atrophy – A computer-assisted study based on 500 CT scans,” *J. Cranio-Maxillofacial Surg.*, vol. 45, no. 12, pp. 2061–2067, 2017, doi: 10.1016/j.jcms.2017.09.014.
- [7] A. K. Khalifa, M. Wada, K. Ikebe, and Y. Maeda, “To what extent residual alveolar ridge can be preserved by implant? A systematic review,” *Int. J. Implant Dent.*, vol. 2, no. 1, 2016, doi: 10.1186/s40729-016-0057-z.
- [8] A. Alsaggaf and M. R. Fenlon, “A case control study to investigate the effects of denture wear on residual alveolar ridge resorption in edentulous patients,” *J. Dent.*, vol. 98, no. March, p. 103373, 2020, doi: 10.1016/j.jdent.2020.103373.
- [9] S. Cinel, E. Celik, E. Sagirkaya, and O. Sahin, “Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants: A finite element analysis,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 119, no. 3, pp. 417–425, 2018, doi: 10.1016/j.prosdent.2017.04.024.
- [10] A. J. Schuster, R. M. Marcello-Machado, A. M. Bielemann, L. de R. Pinto, and F. Faot, “Is predicting masticatory function based on mandibular bone atrophy as

- defined by clinical and radiographic parameters possible? A clinical study,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 121, no. 3, pp. 432–439, 2019, doi: 10.1016/j.prosdent.2018.05.018.
- [11] J. L. C. and R. A. Howell, “A classification of the edentulous jaws,” no. 13, pp. 232–236, 1988.
- [12] M. Cerea and G. A. Dolcini, “Custom-Made Direct Metal Laser Sintering Titanium Subperiosteal Implants: A Retrospective Clinical Study on 70 Patients,” *Biomed Res. Int.*, vol. 2018, 2018, doi: 10.1155/2018/5420391.
- [13] O. Implants, “Dental and Orofacial Implants,” *Craig’s Restor. Dent. Mater.*, pp. 355–367, 2012, doi: 10.1016/b978-0-323-08108-5.10015-5.
- [14] B. Guillaume, “Les implants dentaires : revue,” *Morphologie*, vol. 100, no. 331, pp. 189–198, 2016, doi: 10.1016/j.morpho.2016.02.002.
- [15] C. Van den Borre *et al.*, “Patient- and clinician-reported outcomes for the additively manufactured sub-periosteal jaw implant (AMSJI) in the maxilla: a prospective multicentre one-year follow-up study,” *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 80, pp. 4–11, 2021, doi: 10.1016/j.ijom.2021.05.015.
- [16] A. M. Gleizal and J. L. E. Beziat, “Maxillary and mandibular reconstruction using bicortical calvarial bone grafts: A retrospective study of 122 reconstructions in 73 patients,” *Plast. Reconstr. Surg.*, vol. 119, no. 2, pp. 542–548, 2007, doi: 10.1097/01.prs.0000246377.67189.c6.
- [17] N. C. Gellrich, B. Rahlf, R. Zimmerer, P. C. Pott, and M. Rana, “A new concept for implant-borne dental rehabilitation; how to overcome the biological weak-spot of conventional dental implants?,” *Head Face Med.*, vol. 13, no. 1, pp. 1–5, 2017, doi: 10.1186/s13005-017-0151-3.
- [18] N. C. Gellrich *et al.*, “A customised digitally engineered solution for fixed dental rehabilitation in severe bone deficiency: A new innovative line extension in implant dentistry,” *J. Cranio-Maxillofacial Surg.*, vol. 45, no. 10, pp. 1632–1638, 2017, doi: 10.1016/j.jcms.2017.07.022.
- [19] R. A. Meursinge Reynders, L. Ronchi, L. Ladu, F. Van Etten-Jamaludin, and S. Bipat, “Insertion torque and success of orthodontic mini-implants: A systematic review,” *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 142, no. 5, pp. 596–614.e5, 2012, doi: 10.1016/j.ajodo.2012.06.013.
- [20] S. Sreenivasagan, A. K. Subramanian, and B. Nivethigaa, “Assessment of Insertion Torque of Mini-implant and Its Correlation with Primary Stability and Pain Levels in Orthodontic Patients,” *J. Contemp. Dent. Pract.*, vol. 22, no. 1, pp. 84–88, 2021, doi: 10.5005/jp-journals-10024-2969.

- [21] S. Schou, L. Pallesen, E. Hjørting-Hansen, C. S. Pedersen, and B. Fibæk, “A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 11, no. 2, pp. 171–178, 2000, doi: 10.1034/j.1600-0501.2000.110210.x.
- [22] L. Young, J. D. Michel, and D. J. Moore, “A twenty-year evaluation of subperiosteal implants,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 49, no. 5, pp. 690–694, 1983, doi: 10.1016/0022-3913(83)90398-0.
- [23] C. Mangano *et al.*, “Custom-made 3D printed subperiosteal titanium implants for the prosthetic restoration of the atrophic posterior mandible of elderly patients: a case series,” *3D Print. Med.*, vol. 6, no. 1, pp. 1–14, 2020, doi: 10.1186/s41205-019-0055-x.
- [24] L. I. Linkow and J. R. Wagner, “TRIPODAL MANDIBULAR SUBPERIOSTEAL IMPLANT: BASIC SCIENCES, OPERATIONAL PROCEDURES, AND CLINICAL DATA,” 1984.
- [25] P. N. Garefis, “Complete mandibular subperiosteal implants for edentulous mandibles,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 39, no. 6, pp. 670–677, 1978, doi: 10.1016/S0022-3913(78)80078-X.
- [26] J. C. Minichetti, “A ANALYSIS OF HA- COATED S UBPERIOSTEAL Bone impression,” *J. Oral Implantol.*, vol. 07631, pp. 111–116, 1999.
- [27] J. S. Mamoun, “The path of placement of a removable partial denture: A microscope based approach to survey and design,” *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 7, no. 1, pp. 76–84, 2015, doi: 10.4047/jap.2015.7.1.76.
- [28] J. Hargraves and J. A. Hobkirk, “Casting defects in subperiosteal implants: an X-ray investigation,” *J. Dent.*, vol. 10, no. 1, pp. 1–6, 1982, doi: 10.1016/0300-5712(82)90002-1.
- [29] R.F. Mansueto, “REPLACEMENT OF A MANDIBULAR SUBPERIOSTEAL IMPLANT,” 1999.
- [30] L. Pacifici, F. De Angelis, A. Orefici, and A. Cielo, “Metals used in maxillofacial surgery,” *ORAL Implantol.*, vol. 9, no. Table 2, pp. 107–111, 2016, doi: 10.11138/orl/2016.9.1S.107.
- [31] J. Kónya, K. Kulcsár, and H. Hargitai, “Examination of welded joint of titanium alloy used in oral surgery,” *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.*, vol. 903, no. 1, 2020, doi: 10.1088/1757-899X/903/1/012016.
- [32] H. W. Roberts, D. W. Berzins, B. K. Moore, and D. G. Charlton, “Metal-ceramic alloys in dentistry: A review,” *J. Prosthodont.*, vol. 18, no. 2, pp. 188–194, 2009, doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00377.x.

- [33] J. E. Lemons, F. Misch-Dietsh, and M. S. McCracken, *Biomaterials for Dental Implants*, Second Edi. Elsevier Inc., 2015.
- [34] M. Colombo, C. Mangano, E. Mijiritsky, M. Krebs, U. Hauschild, and T. Fortin, "Clinical applications and effectiveness of guided implant surgery: A critical review based on randomized controlled trials," *BMC Oral Health*, vol. 17, no. 1, pp. 1–9, 2017, doi: 10.1186/s12903-017-0441-y.
- [35] L. Ciocca, M. Fantini, F. De Crescenzo, G. Corinaldesi, and R. Scotti, "Direct metal laser sintering (DMLS) of a customized titanium mesh for prosthetically guided bone regeneration of atrophic maxillary arches," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 49, no. 11, pp. 1347–1352, 2011, doi: 10.1007/s11517-011-0813-4.
- [36] M. Imburgia, S. Logozzo, U. Hauschild, G. Veronesi, C. Mangano, and F. G. Mangano, "Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study," *BMC Oral Health*, vol. 17, no. 1, pp. 1–13, 2017, doi: 10.1186/s12903-017-0383-4.
- [37] C. Blessy, M. Anburajan, and S. Ramkumar, "Evaluation of mandibular reconstruction plate using finite element analysis," *ICECT 2011 - 2011 3rd Int. Conf. Electron. Comput. Technol.*, vol. 3, pp. 344–349, 2011, doi: 10.1109/ICECTECH.2011.5941769.
- [38] F. Mangano, L. Chambrone, R. Van Noort, C. Miller, P. Hatton, and C. Mangano, "Direct metal laser sintering titanium dental implants: A review of the current literature," *Int. J. Biomater.*, vol. 2014, 2014, doi: 10.1155/2014/461534.
- [39] C. Zhang *et al.*, "Mechanical behavior of a titanium alloy scaffold mimicking trabecular structure," *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 15, no. 1, pp. 1–11, 2020, doi: 10.1186/s13018-019-1489-y.
- [40] D. A. Hollander *et al.*, "Structural, mechanical and in vitro characterization of individually structured Ti-6Al-4V produced by direct laser forming," *Biomaterials*, vol. 27, no. 7, pp. 955–963, 2006, doi: 10.1016/j.biomaterials.2005.07.041.
- [41] P. E. Carrion, N. Shamsaei, S. R. Daniewicz, and R. D. Moser, "Fatigue behavior of Ti-6Al-4V ELI including mean stress effects," *Int. J. Fatigue*, vol. 99, pp. 87–100, 2017, doi: 10.1016/j.ijfatigue.2017.02.013.
- [42] L. I. Linkow and R. Ghalili, "Critical Design Errors in Maxillary Subperiosteal Implants," *J. Oral Implantol.*, vol. XXIV, 1998.
- [43] D. F. Angelo and J. R. V. Ferreira, "The Role of Custom-made Subperiosteal Implants for Rehabilitation of Atrophic Jaws - A Case Report," *Ann. Maxillofac. Surg.*, vol. 8, no. 1, pp. 121–123, 2018, doi: 10.4103/ams.ams.
- [44] C. Van den Borre *et al.*, "Radiographic evaluation of bone remodeling after additively

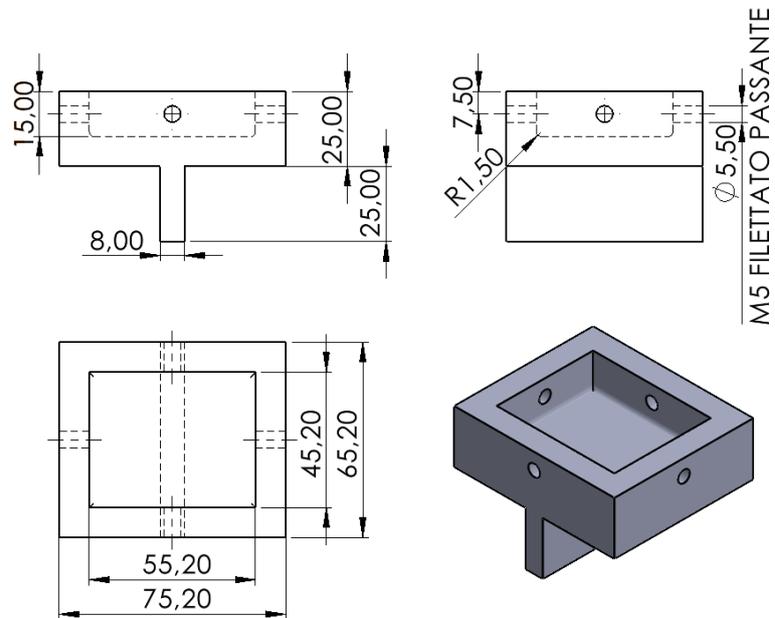
- manufactured subperiosteal jaw implantation (Amsji) in the maxilla: A one-year follow-up study,” *J. Clin. Med.*, vol. 10, no. 16, 2021, doi: 10.3390/jcm10163542.
- [45] S. Szmukler-Moncler, A. Piattelli, G. A. Favero, and J. H. Dubruille, “Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 11, no. 1, pp. 12–25, 2000, doi: 10.1034/j.1600-0501.2000.011001012.x.
- [46] V. M. Brás, “Patient Specific Implant – A Reliable Alternative to Atrophic Maxillas,” *J. Dent. Oral Sci.*, vol. 3, no. 1, pp. 1–2, 2020, doi: 10.37191/mapsoci-2582-3736-3(1)-068.
- [47] G. de la Rosa Castolo, S. V. Guevara Perez, P. J. Arnoux, L. Badih, F. Bonnet, and M. Behr, “Mechanical strength and fracture point of a dental implant under certification conditions: A numerical approach by finite element analysis,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 119, no. 4, pp. 611–619, 2018, doi: 10.1016/j.prosdent.2017.04.030.
- [48] C. N. J. Blamphin, T. R. Brafield, B. Jobbins, J. Fisher, and E. J. Watson, C JRedfern, “A Simple Instrument for the Measurement of Maximum Occlusal Force in Human Dentition,” pp. 1–4, 1990, doi: 10.1243/PIME.
- [49] M. X. Chong, C. D. Khoo, K. H. Goh, F. Rahman, and Y. Shoji, “Effect of age on bite force,” *J. Oral Sci.*, vol. 58, no. 3, pp. 361–363, 2016, doi: 10.2334/josnurd.15-0675.
- [50] M. Palinkas *et al.*, “Age and gender influence on maximal bite force and masticatory muscles thickness,” *Arch. Oral Biol.*, vol. 55, no. 10, pp. 797–802, 2010, doi: 10.1016/j.archoralbio.2010.06.016.
- [51] D. Koc, A. Dogan, and B. Bek, “Bite Force and Influential Factors on Bite Force Measurements: A Literature Review,” *Eur. J. Dent.*, vol. 04, no. 02, pp. 223–232, 2010, doi: 10.1055/s-0039-1697833.
- [52] K. Ando, Y. Fuwa, M. Kurosawa, T. Kondo, and S. Goto, “Bite force measurement system using pressure-sensitive sheet and silicone impression material,” *Dent. Mater. J.*, vol. 28, no. 2, pp. 212–218, 2009, doi: 10.4012/dmj.28.212.
- [53] S. Barone, M. Casinelli, M. Frascaria, A. Paoli, and A. V. Razionale, “Interactive design of dental implant placements through CAD-CAM technologies: from 3D imaging to additive manufacturing,” *Int. J. Interact. Des. Manuf.*, vol. 10, no. 2, pp. 105–117, 2016, doi: 10.1007/s12008-014-0229-0.
- [54] G. Z. Mukanov, S. I. Stepanov, and Y. N. Loginov, “Additively manufactured Ti-6-4 ELI customized subperiosteal dental exo-implant,” *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.*, vol. 1029, no. 1, pp. 6–11, 2021, doi: 10.1088/1757-899X/1029/1/012100.

- [55] A. Carnicero, A. Peláez, A. Restoy-Lozano, I. Jacquott, and R. Perera, “Improvement of an additively manufactured subperiosteal implant structure design by finite elements based topological optimization,” *Sci. Rep.*, vol. 11, no. 1, pp. 1–9, 2021, doi: 10.1038/s41598-021-94980-1.
- [56] BSI Standards Publication dentistry, “BSI Standards Publication Dentistry — Implants — Dynamic loading test for endosseous dental implants,” 2016.
- [57] Commissione Europea, “REGOLAMENTO (UE) 2017/745 - relativo ai dispositivi medici che modifica la direttiva 2001/83/CE, il regolamento (CE) n. 178/2002 e il regolamento (CE) n. 1223/2009 e che abroga le direttive 90/385/CEE e 93/42/CEE del Consiglio,” *Gazz. Uff. dell’Unione Eur.*, vol. 2013, no. 4, pp. 2003–2005, 2017.
- [58] J. I. J. Green, “Medical Device Regulation: Requirements for Dental Professionals Who Prescribe and Manufacture Custom-Made Devices,” *Prim. Dent. J.*, vol. 10, no. 1, pp. 64–88, 2021, doi: 10.1177/2050168420980980.
- [59] H. Strazzi-Sahyon, E. Rocha, W. Assunção, and P. dos Santos, “Influence of Light-Curing Intensity on Color Stability and Microhardness of Composite Resins,” *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, vol. 40, no. 1, pp. 129–134, 2020, doi: 10.11607/prd.4437.
- [60] T. Iqbal, S. S. C. Jr, S. Yasin, U. Farooq, and A. Shakeel, “Nano-Indentation Response of Ultrahigh Molecular,” 2020.
- [61] S. R. Jian, G. J. Chen, and T. C. Lin, “Berkovich nanoindentation on AlN thin films,” *Nanoscale Res. Lett.*, vol. 5, no. 6, pp. 935–940, 2010, doi: 10.1007/s11671-010-9582-5.
- [62] W. C. Oliver, G. M. Pharr, and I. Introduction, “An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments,” 1992.
- [63] C. Rocco and L. Volontè, “Finite element analysis of static and fatigue behaviour in LPBF-Titanium custom-made dental implant,” 2020.
- [64] S. Mehkri, N. R. Abishek, K. S. Sumanth, and N. Rekha, “Study of the Tribocorrosion occurring at the implant and implant alloy Interface: Dental implant materials,” *Mater. Today Proc.*, vol. 44, pp. 157–165, 2021, doi: 10.1016/j.matpr.2020.08.550.
- [65] Rheinfelden Aluminium GmbH, “Primary Aluminium Casting Alloys,” vol. 9, pp. 74–79, 2016.
- [66] N. Azgomi, F. Tetteh, S. H. Duntu, and S. Boakye-Yiadom, “Effect of Heat Treatment on the Microstructural Evolution and Properties of 3D-Printed and Conventionally Produced Medical-Grade Ti6Al4V ELI Alloy,” *Metall. Mater. Trans. A Phys. Metall. Mater. Sci.*, vol. 52, no. 8, pp. 3382–3400, 2021, doi: 10.1007/s11661-021-06310-9.

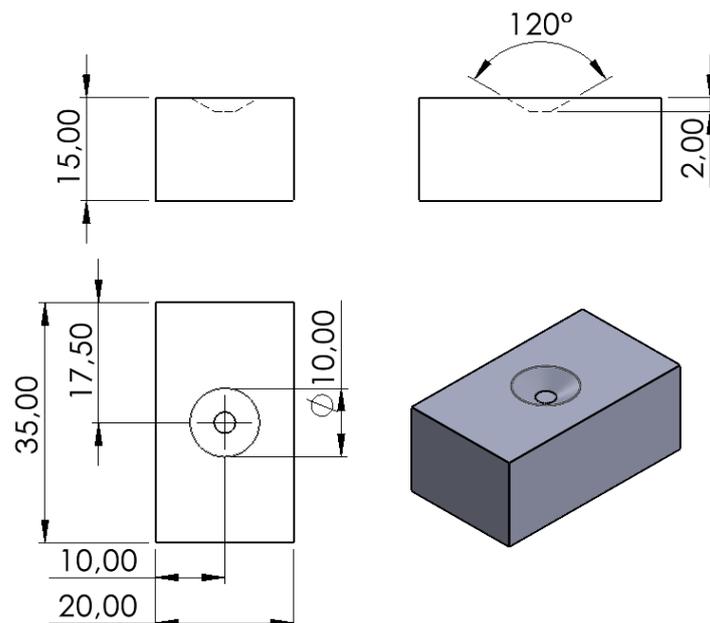
- [67] O. Eraslan and Ö. Inan, “The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: A 3D finite element analysis,” *Clin. Oral Investig.*, vol. 14, no. 4, pp. 411–416, 2010, doi: 10.1007/s00784-009-0305-1.
- [68] L. Kong *et al.*, “Comparative study of 12 thread shapes of dental implant designs: a three-dimensional finite element analysis,” *ISSN UK World J. Model. Simul.*, vol. 1, no. 2, pp. 746–7233, 2006.

Appendice A

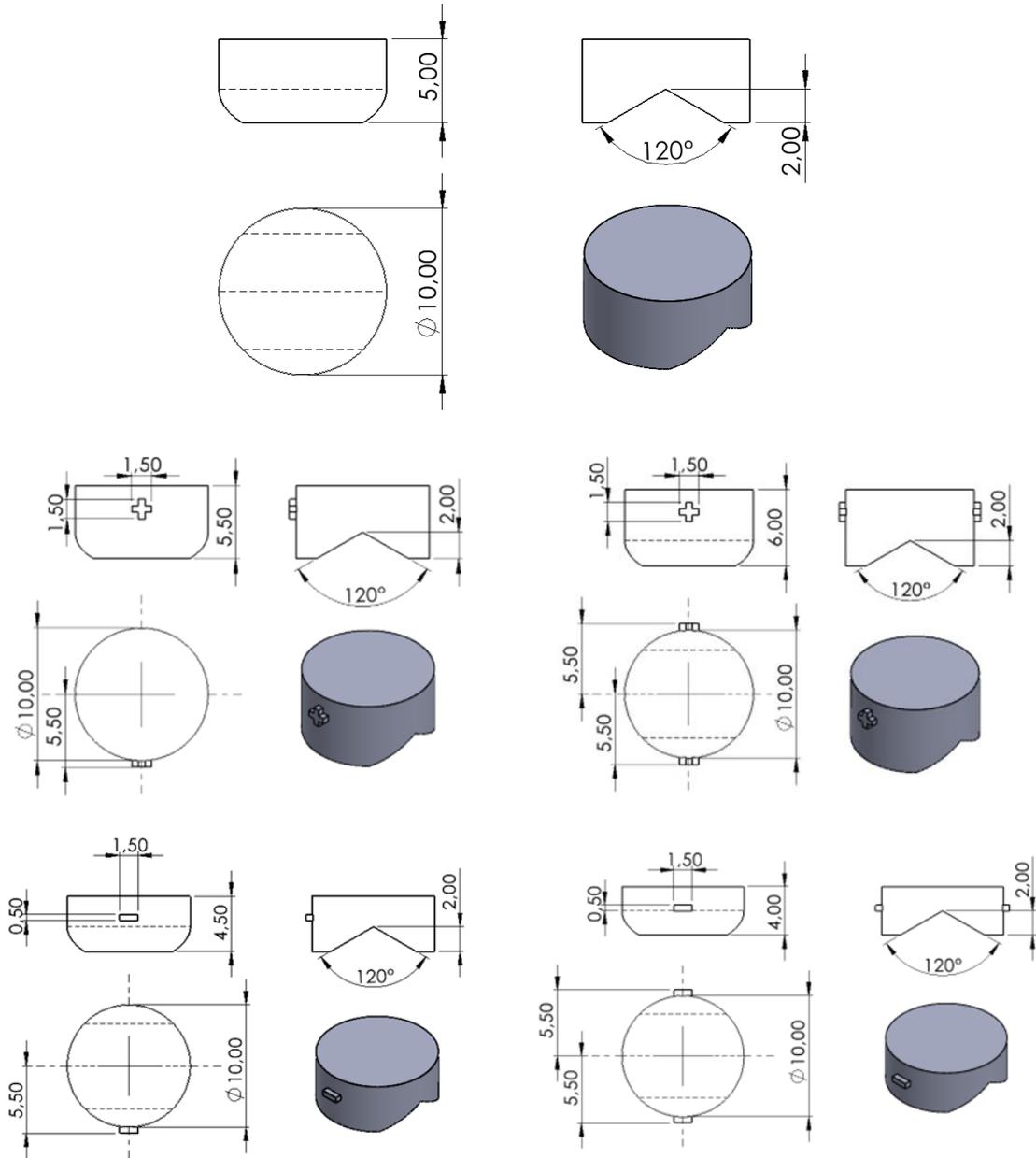
A1: Contenitore



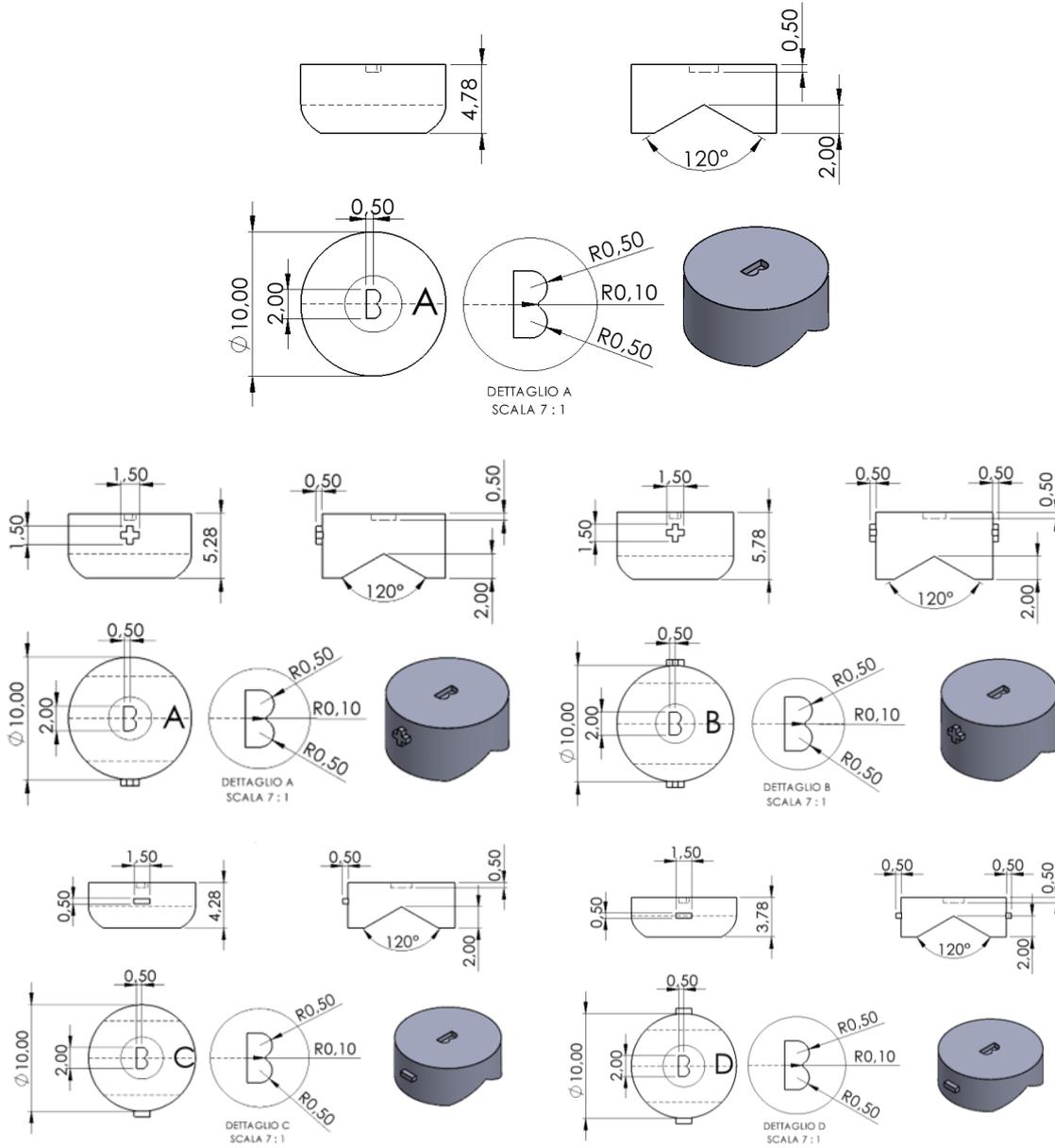
A2: Piatto superiore



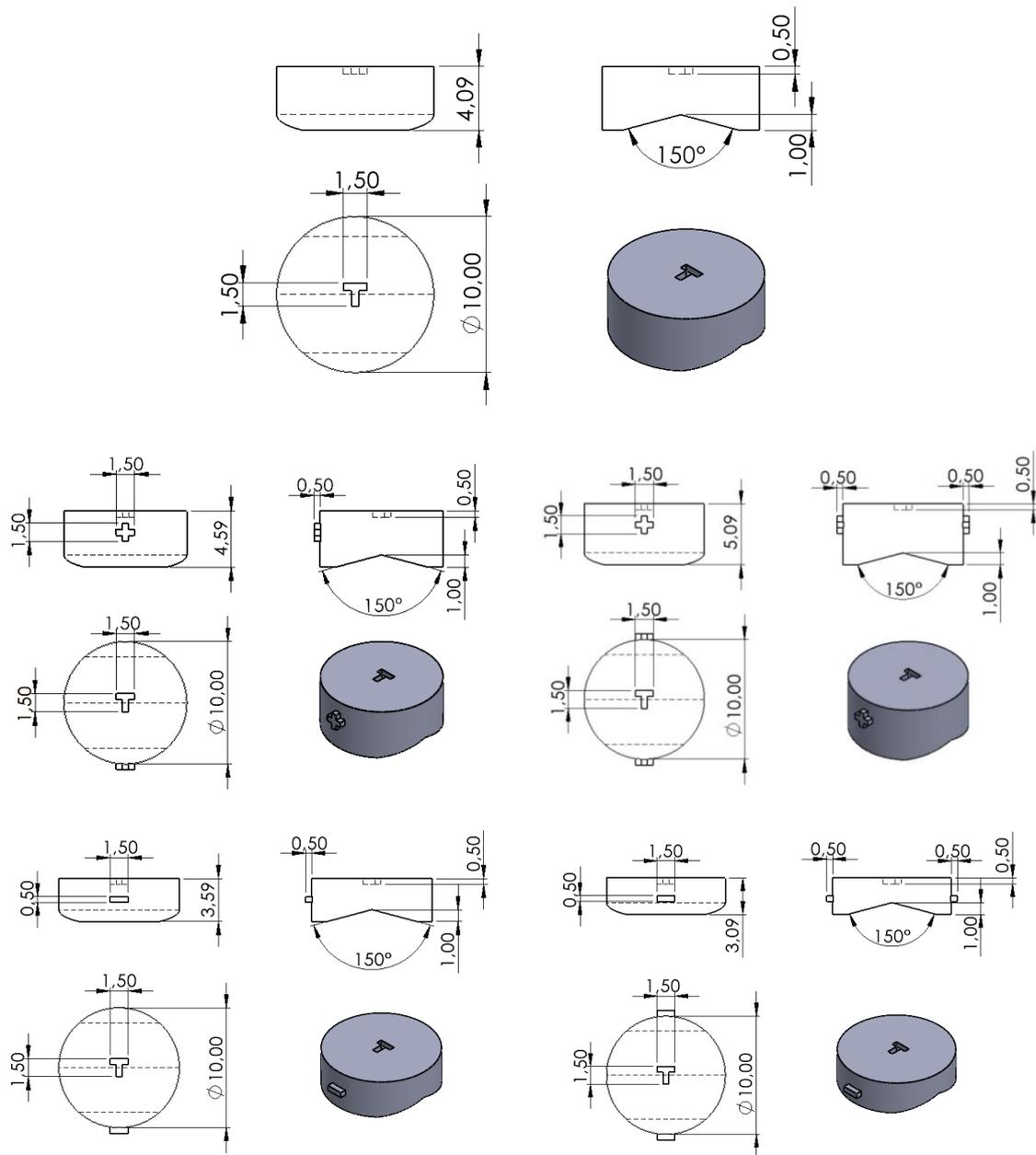
A3: 5 prototipi di Spaziatore 1

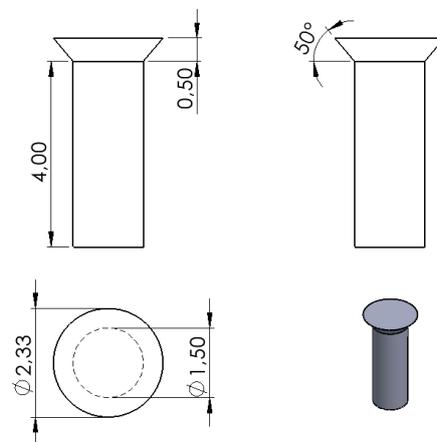
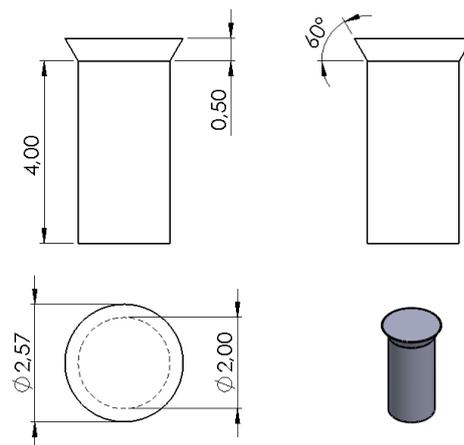


A4: 5 prototipi di Spaziatore 2



A5: 5 prototipi di Spaziatore 3



A6: Vite per impianto mandibolare**A7: Vite per impianto mascellare**

Appendice B

Filtro Curva sperimentale

```

Test_1 = xlsread('Mascella1000_Cicli', 5);
%leggo i dati dal file excel. Definisco il nome del file
%e il numero del foglio da cui estrarre i valori.

Test_1_filtrato=smoothdata(Test_1,'rloess');
% Definisco la funzione per filtrare i dati

xlswrite('MascellaCiclo5_Filtrato.xls',Test_1_filtrato);
% Scrivo su un nuovo file excel i nuovi valori ottenuti

```

Correzione dati sperimentali

```

syms x;
f = 791438 * x.^2 -13958 * x +43.078;
% Scrivo manualmente la funzione interpolante (polinomio 2° grado) i dati
% corretti del test della sola macchina di prova

g = finverse (f);
% Definisco la funzione inversa della curva interpolante

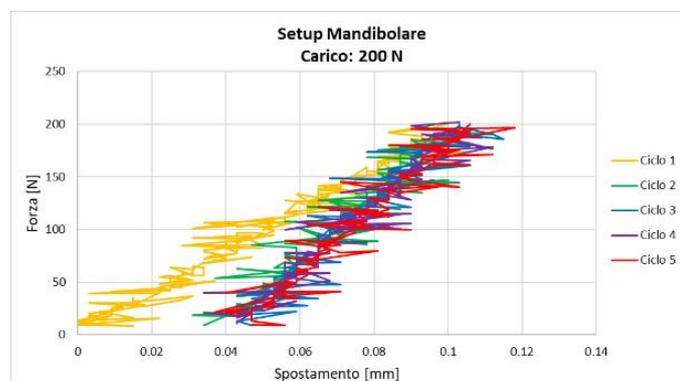
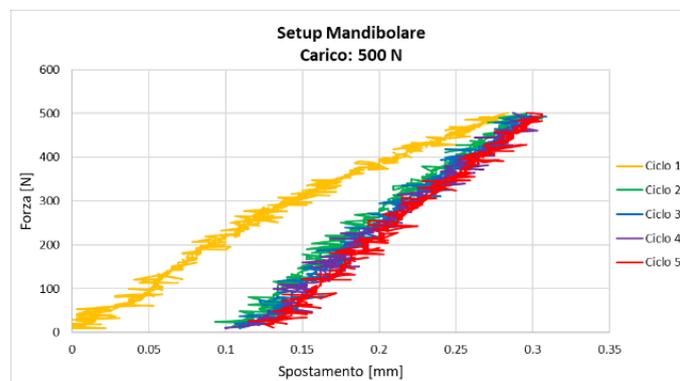
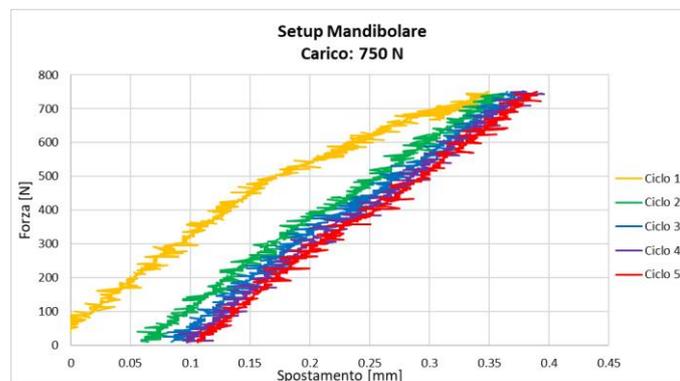
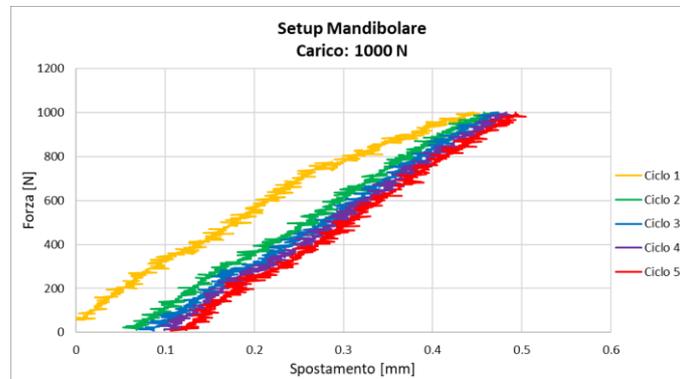
f_invers = matlabFunction(g);
EXP_filtrata = xlsread ('MandibolaCiclo5_Filtrato', 1);
% Leggo i dati ottenuti dalle curve filtrate dal rumore di ciascun ciclo
Pulizia_EXP = f_invers(EXP_filtrata(:,2)*(1));
dim=size(EXP_filtrata, 1);

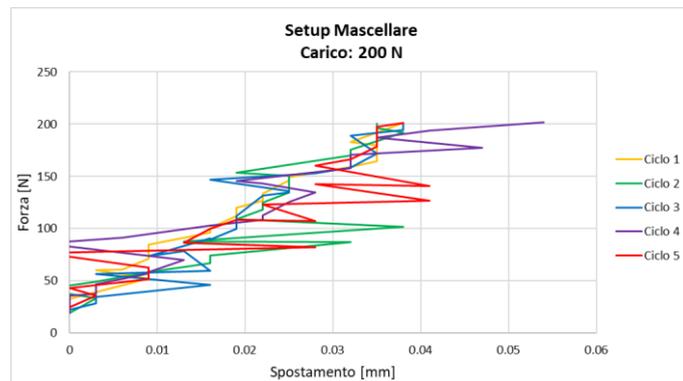
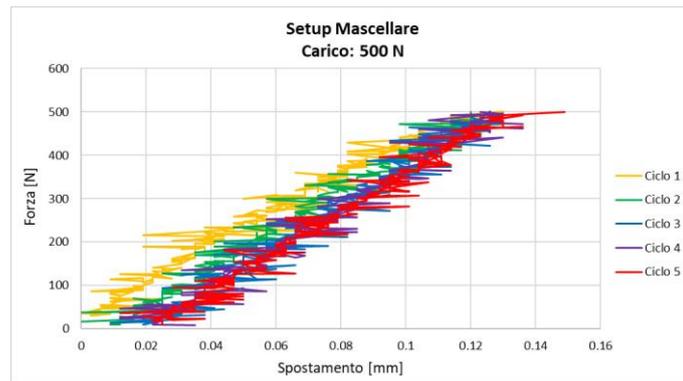
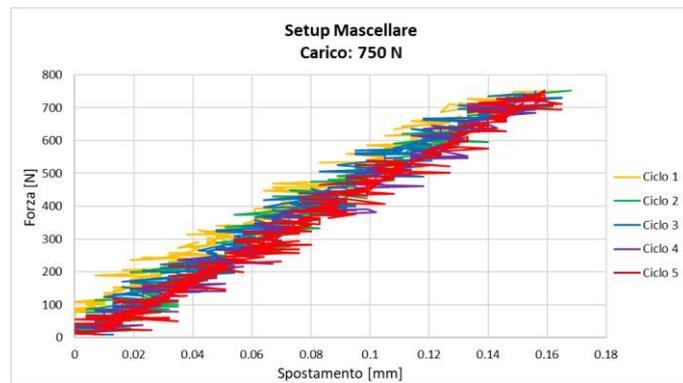
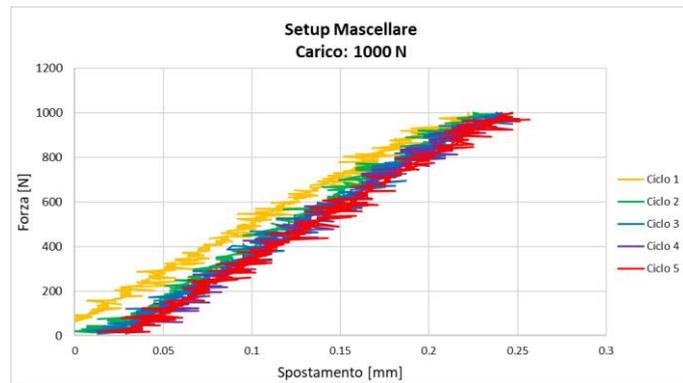
for i = 1 : dim
    EXP(i,1) = EXP_filtrata(i,1) - Pulizia_EXP(i);
    EXP(i,2) = EXP_filtrata(i,2);
end

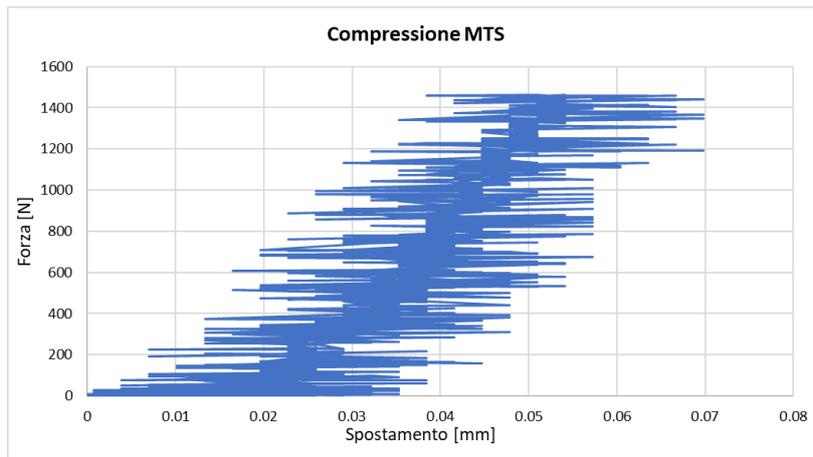
xlswrite('MandibolaCiclo5_Compliance2.xls',EXP);
% Riporto su un nuovo file excel la curva filtrata

```

Appendice C







Appendice D

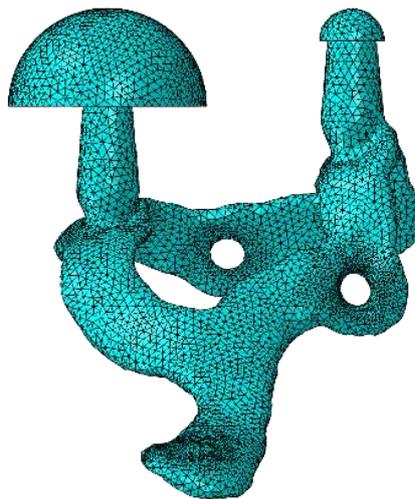
Impianto mandibolare



C3D10M

Num. Elementi: 56818 (2.02%)

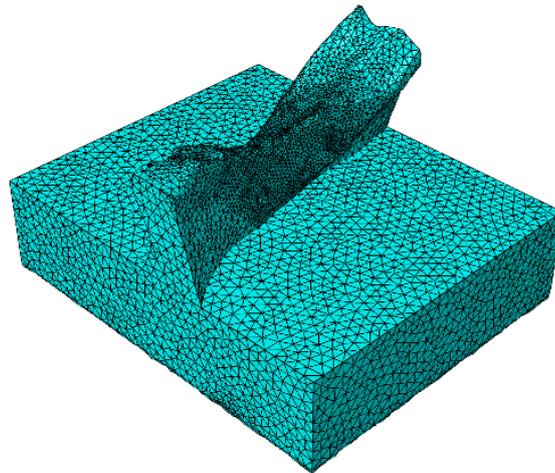
Impianto mascellare



C3D10M

Num. Elementi: 91962 (1.25%)

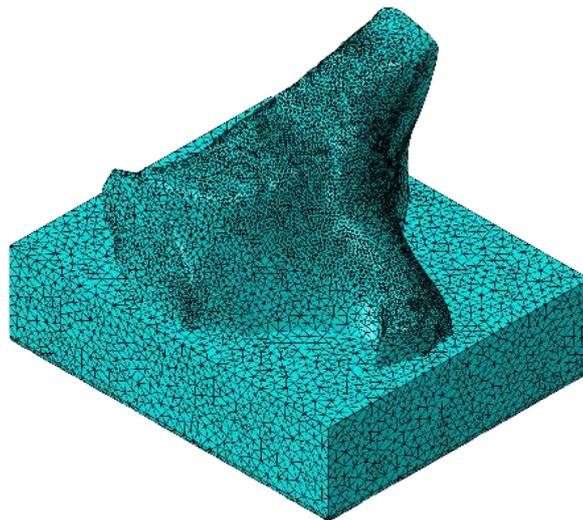
Componente Mandibolare



C3D10M

Num. Elementi: 180733 (0.56%)

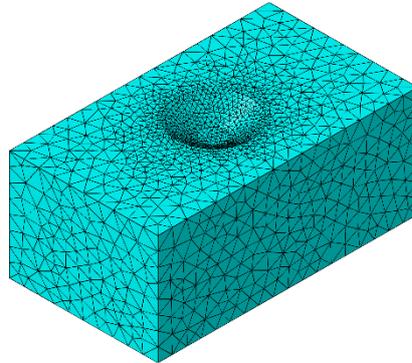
Componente Mascellare



C3D10M

Num. Elementi: 341603 (0.34%)

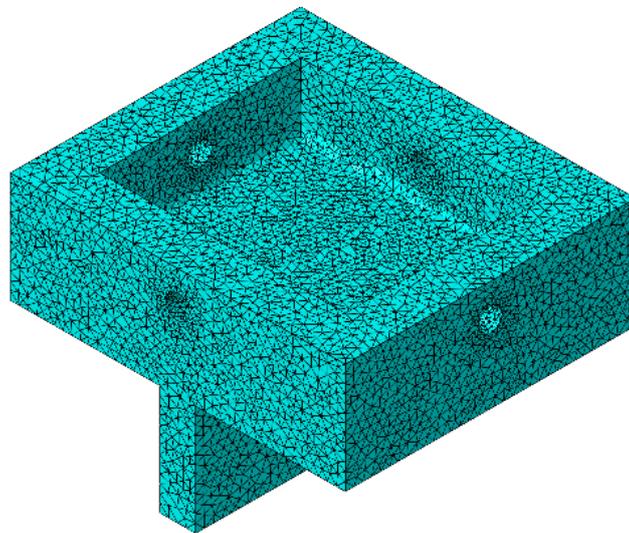
Piatto Superiore



C3D4

Num. Elementi: 29634 (0%)

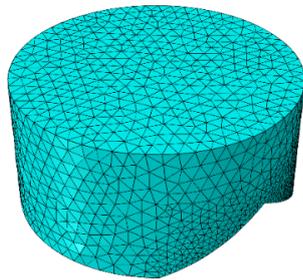
Contenitore



C3D4

Num. Elementi: 141994 (0%)

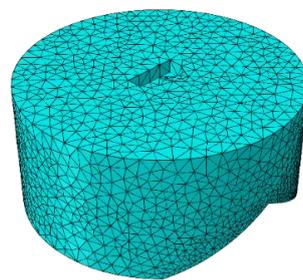
Spaziatore1



C3D4

Num. Elementi: 61751 (0%)

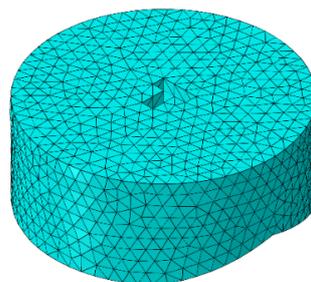
Spaziatore2



C3D4

Num. Elementi: 73652 (0%)

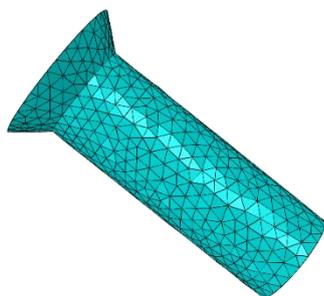
Spaziatore3



C3D4

Num. Elementi: 17257 (0%)

Viti Mandibola



C3D4

Num. Elementi: 8594 (0%)

Viti Mascella



C3D4

Num. Elementi: 14874 (0%)

Indice delle figure

Figura 1.1: Tomografia computerizzata che mostra la presenza di una massa tumorale nella regione anteriore della mandibola [5].	9
Figura 1.2: Trasformazione dell'osso (da bianco a grigio) dovuta al processo di rimodellamento [11].	10
Figura 1.3: Rappresentazione grafica della Classificazione di Cawood & Howell in base alla gravità dell'atrofia ossea. L'immagine superiore è riferita alla mandibola anteriore mentre l'immagine inferiore a quella posteriore. In bianco è rappresentato l'osso alveolare mentre in grigio quello basale [11].	11
Figura 1.4: Rappresentazione di diverse tipologie di impianto endosseo (a lama, a cilindro e a vite) [13].	12
Figura 1.5: Rappresentazione di un impianto endosseo. [andersonperiodontal.com]	12
Figura 1.6: Esempio di impianto sub-periosteale mascellare [17].	14
Figura 1.7: Esempio di impianto sub-periosteale mandibolare [18].	14
Figura 1.8: Impronta dell'osso [27].	16
Figura 1.9: Scanner intra-orale: A, arcata mandibolare; B, arcata mascellare; C, occlusione delle arcate [23].	19
Figura 1.10: Realizzazione CAD di un impianto sub-periosteale custom-made. A) Vista buccale; B) Vista superiore; C) Vista linguale; D) Impianto con relative viti di fissaggio [23].	19
Figura 1.11: Valutazione della posizione ed inclinazione degli <i>abutment</i> [23].	20
Figura 1.12: Ottenimento di componenti con la tecnica di LPBF [40].	21
Figura 1.13: Dispositivo di acquisizione delle forze generate dai denti [52].	25

Figura 1.14: Rappresentazione del carico applicato durante l'analisi a elementi finiti. [54]	26
Figura 1.15: Impianto mascellare sottoposto ad ottimizzazione topologica [55]. ...	27
Figura 1.16: Rappresentazione dello stato di sforzo su un impianto sub-periosteale mandibolare [17].	28
Figura 2.1: Anatomia ossea di paziente con impianto sub-periosteale mandibolare. A) Vista frontale; B) Vista laterale.	32
Figura 2.2: Anatomia ossea di paziente con impianto sub-periosteale mascellare. A) Vista frontale; B) Vista laterale.	33
Figura 2.3: Immagini anatomiche fornite dall'azienda. A sinistra sono evidenziati esempi di artefatti dovuti alla tecnica di acquisizione; a destra sono mostrate le caratteristiche morfologiche interne all'osso mandibolare.....	34
Figura 2.4: Componenti ossee a valle del processo di pulizia e di re-meshing. A sinistra, vista laterale del tratto mandibolare; A destra, vista laterale del tratto mascellare.	34
Figura 2.5: Rappresentazione dell'impianto sub-periosteale mandibolare. A sinistra, vista frontale; A destra, vista laterale.	35
Figura 2.6: Rappresentazione dell'impianto sub-periosteale mascellare. A sinistra, vista frontale; A destra, vista laterale.	35
Figura 2.7: Fotografia della macchina di prova utilizzata.	36
Figura 2.8: Rappresentazione schematica dell'idea alla base del setup sperimentale progettato.....	37
Figura 2.9: Rappresentazione dell'insieme del setup mandibolare al centro; attorno vengono mostrati i singoli elementi e il materiale con cui sono stati prodotti.....	37
Figura 2.10: Effetto della rotazione dell'impianto per garantire che la superficie superiore degli <i>abutment</i> sia il più ortogonale possibile alla direzione verticale. ...	38
Figura 2.11: Rappresentazione dell'effetto dello spostamento dell'attuatore su un <i>abutment</i> inclinato.	39
Figura 2.12: Impianti sub-periosteali con l'applicazione di semisfere all'estremità di ogni <i>abutment</i> . A sinistra c'è l'impianto mandibolare, mentre a destra quello mascellare.	40
Figura 2.13: Rappresentazione del componente osseo modificato secondo le esigenze di progettazione: a sinistra c'è il componente mandibolare mentre a destra quello mascellare.	41

Figura 2.14: Stampante 3D Dentiq [Ackuretta.com].....	41
Figura 2.15: Rappresentazione delle viti di fissaggio: Vite mandibolare; B) Vite mascellare.....	A) 42
Figura 2.16: Vista isometrica del contenitore inferiore.....	43
Figura 2.17: Rappresentazione degli spaziatori applicati all'impianto mandibolare (a sinistra) e all'impianto mascellare (a destra).....	44
Figura 2.18: A sinistra, Spaziatore 1; al centro, Spaziatore 2 (B per bottom); a destra, Spaziatore 3 (T per top).....	44
Figura 2.19: A sinistra, spaziatore mandibolare di altezza = altezza nominale + 0.5 mm; a destra, spaziatore mascellare di altezza = altezza nominale - 0.5 mm.	45
Figura 2.20: Vista isometrica del piatto superiore.	46
Figura 2.21: Vista isometrica dei setup sperimentali con tutti gli elementi assemblati. A) Setup Mandibolare; B) Setup Mascellare.	47
Figura 3.1: Fotografia dei campioni utilizzati per la caratterizzazione della resina.	49
Figura 3.2: Fotografia del test a compressione su provino cilindrico.	49
Figura 3.3: Macchina di prova MTS con piastre per la compressione.	51
Figura 3.4: Relazione Forza - Spostamento ottenuta dalla compressione dei tre cilindri polimerici.	53
Figura 3.5: Relazione Sforzo-Deformazione della resina polimerica dopo la prima plasticizzazione.....	56
Figura 3.6: Discretizzazione volumetrica del setup di compressione del cilindro polimerico.	57
Figura 3.7: Confronto tra le curve Forza - Spostamento sperimentali e computazionale ottenuta dalla compressione del cilindro con un coefficiente di Poisson di 0.25.....	59
Figura 3.8: Confronto tra le curve Forza - Spostamento sperimentali e computazionale ottenuta dalla compressione del cilindro con un coefficiente di Poisson di 0.30.....	59
Figura 3.9: Confronto tra le curve Forza - Spostamento sperimentali e computazionale ottenuta dalla compressione del cilindro con un coefficiente di Poisson di 0.35.....	60

Figura 3.10: Confronto delle curve Forza – Spostamento ottenute dall’analisi in vitro ed in silico. Nel FEM la resina ha un coefficiente di Poisson di 0.35.	60
Figura 3.11: Fotografia del Nanotest Platform 3.	61
Figura 3.12: Fotografia del componente cilindrico sezionato pronto per essere montato sulla macchina per la nano-indentazione.....	64
Figura 3.13: Rappresentazione schematica delle nano-indentazioni eseguite sulla sezione del cilindro.....	65
Figura 3.14: Rappresentazione schematica della matrice di nano-indentazioni eseguita al centro del provino cilindrico vergine.....	65
Figura 3.15: Rappresentazione grafica dei valori di modulo ridotto E_r in funzione della distanza dall’estremità. New_Sup e New_Inf si riferiscono alle porzioni superiore e inferiore del provino vergine, rispettivamente. Old_Sup e Old_Inf si riferiscono alle porzioni superiore e inferiore del provino già sottoposto a compressione, rispettivamente.	66
Figura 4.1: Fotografia del setup sperimentale montato sulla macchina di prova. A) Setup mandibolare; B) Setup mascellare.	69
Figura 4.2: Rappresentazione della macchina MTS sottoposta a compressione.	72
Figura 4.3: Curva sperimentale Forza – Spostamento ottenuta per l’impianto mandibolare in risposta ad una sollecitazione di 1000 N.	73
Figura 4.4: Curva sperimentale Forza – Spostamento ottenuta per l’impianto mascellare in risposta ad una sollecitazione di 1000 N.....	74
Figura 5.1: Step per l’analisi computazionale del setup sperimentale.....	76
Figura 5.2: Rappresentazione dell’impianto mandibolare prima (sopra) e dopo (sotto) la fase di <i>re-meshing</i> superficiale.....	77
Figura 5.3: Setup sperimentale riprodotto in Abaqus®: A) Setup mandibolare; B) Setup mascellare.	78
Figura 5.4: Dettaglio della sottrazione booleana eseguita sulla componente ossea mandibolare.....	79
Figura 5.5: Relazione Sforzo-Deformazione della lega di titanio Ti-6Al-4V ELI dopo la prima plasticizzazione.	80
Figura 5.6: Rappresentazione schematica della posizione delle viti in ciascun impianto. A sinistra l’impianto mandibolare mentre a destra quello mascellare...	82

Figura 5.7: Rappresentazione delle partizioni eseguite sulle componenti ossee per identificare la superficie di appoggio degli impianti. A) Componente ossea mandibolare; B) Componente ossea mascellare.....	83
Figura 5.8: Curva Forza – Spostamento ottenuta dall’analisi in silico del setup mandibolare.....	88
Figura 5.9: Distribuzione degli sforzi di Von Mises sull’impianto mandibolare. A) Vista laterale destra; B) Vista laterale sinistra.	89
Figura 5.10: Distribuzione degli sforzi di Von Mises sull’impianto mandibolare. Viene mostrato il dettaglio dello svaso per l’inserimento delle viti.....	90
Figura 5.11: Distribuzione degli sforzi di Von Mises sul componente mandibolare. A) Vista laterale destra; B) Vista laterale sinistra.	91
Figura 5.12: Distribuzione dei Max Principal Stress (Abs) sul componente osseo mandibolare. Vengono evidenziate le zone soggette a trazione.	92
Figura 5.13: Distribuzione dei Max Principal Stress (Abs) sul componente osseo mandibolare. Vengono evidenziate le zone soggette a compressione.....	93
Figura 5.14: Distribuzione delle PEEQ (deformazioni plastiche equivalenti) sul componente polimerico mandibolare. Viene imposto un limite superiore dell’1% per evidenziare quali zone sono soggette a deformazioni maggiori.	94
Figura 5.15: Curva Forza – Spostamento ottenuta dalla sperimentazione in silico per il setup mascellare al variare del coefficiente di Poisson.....	94
Figura 5.16: Distribuzione degli sforzi di Von Mises sull’impianto mascellare. A) Vista laterale destra; B) Vista laterale sinistra.	95
Figura 5.17: Distribuzione degli sforzi di Von Mises sul componente mascellare. A) Vista laterale destra; B) Vista laterale sinistra.	96
Figura 5.18: Distribuzione dei Max Principal Stress (Abs) sul componente osseo mascellare. Vengono evidenziate le zone soggette a trazione.	97
Figura 5.19: Distribuzione dei Max Principal Stress (Abs) sul componente osseo mascellare. Vengono evidenziate le zone soggette a compressione.	98
Figura 5.20: Distribuzione delle PEEQ (deformazioni plastiche equivalenti) sul componente polimerico mscellare. Viene imposto un limite superiore dell’1% per evidenziare le zone soggette a deformazioni maggiori.	99
Figura 6.1: Confronto delle curve Forza – Spostamento ottenute dall’analisi <i>in vitro</i> e <i>in silico</i> per il setup mandibolare.	101

- Figura 6.2: Rappresentazione delle curve Forza – Spostamento ottenute dal quinto ciclo di carico *in vitro* (EXP) e dall'analisi *in silico* (NUM). Vengono evidenziate le pendenze delle curve in diversi range di spostamento. 102
- Figura 6.3: Andamento dell'errore percentuale ottenuto dal confronto tra forze misurate *in silico* e *in vitro*. Viene evidenziato il range nel quale emerge l'incremento della sovrastima ottenuta dall'analisi computazionale..... 102
- Figura 6.4: Confronto delle curve Forza – Spostamento ottenute dall'analisi *in vitro* e *in silico* per il setup mascellare. 103
- Figura 6.5: Andamento dell'errore percentuale ottenuto dalla misurazione delle forze *in silico* e delle forze *in vitro* per il setup mascellare. 104

Indice delle tabelle

Tabella 1.1: Classificazione di Cawood & Howell dei pazienti in base alla gravità dell'atrofia ossea [11].	11
Tabella 1.2: Dati relativi al tasso di sopravvivenza degli impianti sub-periosteici in diversi studi trovati in letteratura.	15
Tabella 1.3: Forza masticatoria media misurata al variare dell'età. Nei campioni di persone erano presente sia uomini che donne [50].	24
Tabella 1.4: Diverse tipologie di carico e vincolo dell'impianto sub-periosteico utilizzate da Carnicero et al.	27
Tabella 2.1: Definizione del raggio delle semisfere associate agli <i>abutment</i> mostrati in Figura 2.12.	39
Tabella 2.2: Dimensioni delle viti utilizzate per il fissaggio dell'impianto mandibolare e mascellare, rispettivamente.	42
Tabella 3.1: Misure eseguite sui diversi campioni testati.	50
Tabella 3.2: Dimensioni del provino cilindrico in acciaio.	51
Tabella 3.3: Elenco delle linee di tendenza, con rispettivo valore di R ² , associate a ciascun provino cilindrico in resina.	54
Tabella 3.4: Definizione della rigidità e del modulo elastico associata a ciascun provino cilindrico per il range di carico 300 N – 700 N.	54
Tabella 3.5: Valori medi di rigidità e modulo elastico (\pm deviazione standard) dei provini in resina associati al range di carico di 300 N – 700 N.	54
Tabella 3.6: Media dei valori di lunghezza e diametro ottenuta dalle misurazioni sui tre campioni.	55
Tabella 3.7: Definizione delle combinazioni Poisson – Attrito delle diverse simulazioni eseguite.	56

Tabella 3.8: Caratteristiche della <i>mesh</i> utilizzata per la riproduzione del cilindro.	57
Tabella 3.9: Definizione della rigidezza ottenuta dall'analisi <i>in silico</i> della compressione del cilindro per tutte le combinazioni di Poisson – Attrito.	58
Tabella 3.10: Condizioni di carico e creep utilizzati per le diverse prove.	62
Tabella 3.11: Definizione del valore di modulo ridotto mediato sulle cinque nano-indentazioni eseguite al variare del tempo di <i>creep</i> . Viene mostrato anche il valore di modulo elastico associato ai diversi coefficienti di Poisson.	63
Tabella 3.12: Definizione del valore di modulo ridotto mediato sulle cinque nano-indentazioni eseguite al variare del carico applicato. Viene mostrato anche il valore di modulo elastico associato ai diversi coefficienti di Poisson.	63
Tabella 3.13: Definizione del modulo elastico medio, associato a diversi coefficienti di Poisson, ottenuto dalle nano-indentazioni interne ai cilindri.	66
Tabella 3.14: Moduli elastici associati alle due porzioni in funzione del coefficiente di Poisson. <i>EA</i> si riferisce alla zona compresa tra [100 ; 200] μm dall'estremità; <i>EB</i> si riferisce alla zona compresa tra 300 μm e il centro del provino.	67
Tabella 3.15: Definizione del p-value e del parametro Z in funzione del coefficiente di Poisson.	68
Tabella 4.1: Definizione della condizione di carico associata a ciascuna prova.	70
Tabella 5.1: Proprietà meccaniche della lega di titanio Ti-6Al-4V ELI (www.matweb.com) [63].	79
Tabella 5.2: Proprietà meccaniche assegnate alla resina.	80
Tabella 5.3: Proprietà meccaniche della lega di titanio Ti-6Al-4V (Grado 5) [64].	81
Tabella 5.4: Proprietà meccaniche del Peraluman [65].	81
Tabella 5.5: Definizione degli accoppiamenti tra le superfici per realizzare le interazioni. Per ogni coppia viene definito il tipo di interazione.	82
Tabella 5.6: Definizione dei coefficienti di attrito per ciascuna tipologia di interazione.	84
Tabella 5.7: Elenco dei parametri utilizzati per il calcolo del tiro V della vite.	86
Tabella 5.8: Estremità del range di tiro V della vite.	86
Tabella 6.1: Definizione delle rigidezze, associate a delimitati range di spostamento, ottenute dall'analisi <i>in vitro</i> ed <i>in silico</i> .	103
Tabella 6.2: Definizione delle rigidezze, associate a delimitati range di spostamento, ottenute dall'analisi <i>in vitro</i> ed <i>in silico</i> del setup mascellare.	104

Glossario

DMLS	<i>Direct Metal Laser Sintering</i>
TC	Tomografia Computerizzata
AM	<i>Additive Manufacturing</i>
ELI	<i>Extra Low Interstitial</i>
STL	<i>STereo Lithography</i>
CE	Conformità Europea
LED	<i>Light-Emitting Diode</i>

Ringraziamenti

Un ringraziamento particolare a

Prof. Dario Gastaldi, per avermi dato l'opportunità di svolgere tale progetto di tesi, fornendomi tutti i mezzi necessari e guidandomi lungo questo percorso.

Ing. Matteo Bonacina per avermi dato la possibilità di studiare in prima persona i dispositivi prodotti nella sua azienda

Ing. Luca Ciriello e Ing. Ilaria Rota per avermi affiancato passo dopo passo nello svolgimento di questo progetto.

