

POLITECNICO DI TORINO

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA MECCANICA ED
AEROSPAZIALE

Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



**Politecnico
di Torino**

**Analisi sperimentale e numerica di
diversi metodi di sintesi delle
fratture metacarpali**

Candidato:
Matteo Fassi

Relatori:
Prof. Alberto Audenino
Ing. Mara Terzini
Ing. Andrea Tancredi Lugas

Anno Accademico 2020/2021

Indice

Sommario	1
Abstract	3
1 Introduzione	5
1.1 Anatomia della mano	6
1.1.1 Ossa e articolazioni	6
1.1.2 Legamenti	9
1.1.3 Muscoli	9
1.1.4 Nervi	10
1.2 Fratture del metacarpo	10
1.2.1 Frattura della base	11
1.2.2 Frattura della diafisi	11
1.2.3 Frattura del collo	12
1.2.4 Frattura della testa	13
1.3 Trattamenti non chirurgici	13
1.4 Trattamenti chirurgici	14
1.4.1 Placche metacarpali	15
1.4.2 Fili di Kirschner	15
1.4.3 Viti interframmentarie	16
1.5 Complicazioni	17
1.6 Prove sperimentali	19
1.6.1 Confronti in letteratura	21
2 Materiali e metodi	23
2.1 Fili di Kirschner e morsetti di Joshi	23
2.1.1 Preparazione del metacarpo	23
2.1.2 Sintesi della frattura	24
2.1.3 Prove sperimentali - macchina di prova	27
2.1.4 Afferraggi	27
2.1.5 Prova di flessione a sbalzo	32
2.1.6 Prova di torsione	33
2.1.7 Analisi statistica	35
2.2 Placche dorsali	35
2.2.1 Sintesi dei metacarpi fratturati	35
2.2.2 Prova di flessione a sbalzo	36
2.2.3 Prova di torsione	38

2.3	Simulazione numerica	39
2.3.1	Scansione del metacarpo	39
2.3.2	Realizzazione dei modelli	40
3	Risultati	48
3.1	Sintesi con fili di Kirschner e morsetti di Joshi	48
3.1.1	Prova di flessione a sbalzo	48
3.1.2	Prova di torsione	50
3.1.3	Confronto	53
3.2	Sintesi con placche dorsali	53
3.2.1	Prova di flessione a sbalzo	53
3.2.2	Prova di torsione	54
3.3	Discussione	56
3.4	Simulazione numerica	57
3.4.1	Analisi degli spostamenti	57
3.4.2	Analisi delle tensioni	62
4	Conclusioni	65
	Bibliografia	68

Sommario

Le placche dorsali rappresentano lo standard attuale per sintetizzare le fratture aperte o instabili del metacarpo; permettono di ottenere un fissaggio molto stabile e una rapida ripresa. Queste placche presentano però alcune problematiche legate al danneggiamento di tessuti molli e tendini della mano ed un'eccessiva rigidità. In questo studio viene presentato un nuovo metodo di fissaggio delle fratture metacarpali, molto meno invasivo e con meno problematiche, metodo che utilizza l'accoppiamento di fili di Kirschner e morsetti di Joshi; l'obiettivo di questo lavoro è verificare che questa sintesi riesca ad ottenere un fissaggio stabile della frattura ed essere quindi un valido sostituto delle placche dorsali. I metodi di sintesi analizzati sono tre: sintesi trasversale con cinque fili di cui uno interframmentario, sintesi trasversale bimetacarpale con quattro fili passanti anche attraverso al metacarpo sano adiacente e sintesi con due fili intramidollari. Le tre tipologie di sintesi vengono riprodotte su metacarpi Sawbone fratturati, i quali vengono successivamente testati con prove di flessione a sbalzo e prove di torsione al fine di analizzare la qualità della sintesi. Dai risultati delle prove si ottengono rispettivamente le curve forza-spostamento e momento-rotazione e da esse si ricavano la rigidità flessionale/torsionale e il carico/momento di fallimento, i parametri più importanti per verificare la stabilità della sintesi. Tramite test ANOVA viene definita una differenza significativa tra la sintesi bimetacarpale e le altre, in quanto essa presenta i valori più elevati di rigidità flessionale e carico di fallimento, risultando essere quindi la migliore.

Per verificare la stabilità di questa sintesi vengono svolte le stesse prove anche su provini fratturati e sintetizzati con placche dorsali lineari non bloccanti, la cui efficacia è comprovata. Da queste prove vengono ricavati gli stessi parametri delle prove precedenti e confrontando i risultati della sintesi con placca e di quella con il doppio metacarpo si ottiene che la sintesi con placca dorsale presenta valori maggiori e quindi una migliore sintesi della frattura ma comunque i valori ottenuti dalla sintesi con il doppio metacarpo sono abbastanza elevati per ottenere un'ottima stabilità.

In ultimo si è svolta anche una simulazione numerica della prova di flessione delle tre sintesi con fili di Kirschner e morsetti di Joshi; l'obiettivo è duplice: determinare le tensioni agenti sulla sintesi e verificare se è possibile ricreare la prova sperimentale con un'analisi numerica. Partendo da una scansione 3D del metacarpo si sono ricreate le tre sintesi ad immagine di quelle reali tramite il software HyperMesh; si sono realizzate le mesh 3D e sono state aggiunte le proprietà, i contatti e le condizioni al contorno. Come carico si è scelta una forza puntuale di 50 N applicata sull'epifisi distale del metacarpo. Si sono quindi analizzati i risul-

tati in termini di spostamento verticale e tensione di Von Mises; gli spostamenti risultano molto vicini a quelli ottenuti sperimentalmente con carico di 50 N, per quanto riguarda le tensioni i valori maggiori si trovano per tutte e tre le sintesi nella zona dove i fili vanno a contatto con il metacarpo. Valori di tensione minori si trovano nella sintesi con doppio metacarpo, mentre per le altre due sintesi si raggiungono valori oltre ai limiti di snervamento, a riprova del fatto che la prima risulta essere la sintesi più stabile.

Abstract

Dorsal plates represent the current standard for fixing open or unstable metacarpal fractures; they provide a very stable fixation and a quick recovery. However, these plates show some problems related to the damage of soft tissues and tendons of the hand and excessive stiffness. This study introduces a new method for fixing metacarpal fractures, much less invasive and with fewer problems, a method that uses the coupling of Kirschner wires and Joshi's clamps; the aim of this work is to check the stability of the fixation and therefore verify if it can be a valid substitute for the dorsal plates. Three fixation methods are analyzed here: the fixation with five wires, one of which interfragmentary, fixation with four wires also passing through the adjacent healthy metacarpal and fixation with two intramedullary wires. The three types of fixation are reproduced on fractured Sawbone metacarpals, which are subsequently tested with cantilever bending and torsion tests in order to analyze the quality of the fixation. Force-displacement and torque-rotation curves are obtained from tests results and bending/torsional stiffness and failure load/torque are obtained from them; these are the most important parameters for checking the stability of the fixation. Through ANOVA test a significant difference is defined between the bimetacarpal fixation and the others, as it has the highest values of flexible stiffness and failure load, proving to be the best.

To verify the stability of this fixation, the same tests are also carried out on fractured metacarpals fixed with linear non-blocking dorsal plates, the effectiveness of which is already proven. From these tests the same parameters of the previous tests are obtained and by comparing the results of plate fixation and bimetacarpal fixation, it's clear that the fixation with dorsal plate has higher values and therefore a better fixation of the fracture but, however, the values obtained from the bimetacarpal fixation are high enough to reach an excellent stability of the fracture.

Finally, a numerical simulation of the bending test of the three fixations with Kirschner wires and Joshi's clamps was also carried out. The aim is twofold: to check the stress acting on the fixation and to verify if it's possible to recreate the experimental test with a numerical analysis. Starting from a 3D scan of the metacarpal, the three fixations were recreated by copying the real ones using the HyperMesh software; 3D meshes have been created and properties, contacts and boundary conditions have been added. The load chosen was a punctual force of 50 N applied to the metacarpal distal epiphysis. The results in terms of vertical displacement and Von Mises stress were then analyzed; the displacements are very close to those obtained experimentally with a load of 50 N; as for the stresses, the highest values are found for the three fixations in the area where the wires come

into contact with the bone. Lower stress values are found in the fixation with double metacarpal, while for the other two fixations values exceed the yield point, proving that the first is the most stable fixation.

Capitolo 1

Introduzione

La frattura del metacarpo è una delle fratture più comuni, soprattutto in giovane età, a seguito di incidenti sul lavoro o durante attività sportive. La maggior parte di esse possono guarire senza dover intervenire con la chirurgia, necessaria invece nei casi di fratture aperte o instabili. Negli anni sono stati proposti numerosi metodi per fissare le fratture metacarpali ma non è ancora chiaro quale sia il migliore. Le placche dorsali sono attualmente il metodo di sintesi più utilizzato, visto che riescono ad ottenere un fissaggio molto stabile e il paziente riesce a riutilizzare la mano e sopportare carichi già in breve tempo dopo l'operazione, confrontate con altri metodi che necessitano di un tempo post-operatorio superiore per la riabilitazione [1–4]. Si stanno però cercando delle alternative alle placche perché esse presentano numerose problematiche, come per esempio un'ampia incisione per essere impiantate, infiammazione dei tendini e una loro possibile rottura, il danneggiamento dei tessuti molli e un'eccessiva rigidità del dito che limita il range di movimento [5]. Una possibile alternativa si basa sull'utilizzo dei fili di Kirschner, i quali, pur non garantendo una stabilità iniziale elevata come quella delle placche, sono un ottimo metodo di fissaggio: garantiscono un ampio range di movimento, non necessitano di un'ampia incisione per il loro posizionamento e interferiscono meno con i tendini e con i tessuti molli avendo quindi meno possibilità di danneggiarli [6, 7].

L'obiettivo di questo studio è trovare un nuovo metodo di fissaggio delle fratture metacarpali, il quale consenta di ottenere ottimi risultati e al tempo stesso limiti al minimo le problematiche legate alle placche. In particolare, l'obiettivo di questo lavoro è valutare la stabilità di fratture metacarpali fissate con fili di Kirschner bloccati da morsetti di Joshi. Il dottor B.B. Joshi ha ideato nel 1988 un sistema di fissazione esterna per la mano costituito da semplici fili di Kirschner collegabili tra loro e bloccabili fuori dalla cute con un morsetto in acciaio, di basso costo e perciò facilmente reperibile. Al fine di valutare se questa tecnica possa essere una valida alternativa alle placche per quanto riguarda la stabilità della frattura abbiamo testato a flessione e torsione tre diversi metodi di fissaggio con fili di Kirschner e morsetti di Joshi applicati su riproduzioni ossee Sawbone (Pacific Research Laboratories, Inc., Wash on, USA). La frattura e la successiva sintesi sono state effettuate su tali provini da chirurghi ortopedici. Abbiamo quindi con-

frontato i risultati con quelli ottenuti da prove di flessione e torsione su metacarpi Sawbone fratturati e sintetizzati con placche dorsali lineari in lega di titanio della Medantis (4057 Basel/Switzerland); le condizioni di test sono le medesime delle prove sui fili di Kirschner. Quello che ci aspettiamo di trovare è che questa particolare tecnica possa garantire risultati migliori rispetto ai fili di Kirschner usati da soli, molto più simili a quelli delle placche, ma mantenendo comunque tutti i vantaggi dei fili esposti precedentemente.

In ultimo verrà svolta una simulazione numerica della prova di flessione per le tre sintesi con fili di Kirschner e morsetti di Joshi al fine di verificare se è possibile ricreare le condizioni di test sperimentali e per controllare le tensioni agenti sulla sintesi. Si è partiti da una scansione 3D del metacarpo Sawbone, la quale è stata importata in HyperMesh 2019, software di pre-processing ad elementi finiti, ed è qui stata rielaborata per la creazione della frattura, la divisione in due componenti (osso corticale e osso spongioso) e la realizzazione dei fili di Kirschner. Si è infine modellato il tutto con elementi finiti 3D e dopo la definizione delle condizioni al contorno si è proceduto con l'analisi tramite solutore Abaqus. I risultati ottenuti sono stati quindi confrontati con quelli ottenuti sperimentalmente.

1.1 Anatomia della mano

La mano contiene molte strutture specializzate che lavorano in sincronia, fornendo una biomeccanica motoria precisa e un senso tattile molto fine e sviluppato; comprende numerose ossa, articolazioni, legamenti, muscoli e tendini.

1.1.1 Ossa e articolazioni

La mano è composta da 27 ossa, di cui otto ossa carpali, cinque metacarpi e quattordici falangi. Le ossa metacarpali e falangee sono costituite da tre porzioni, una centrale, chiamata corpo, una prossimale, con il nome di base, ed una distale, chiamata testa [9] (Figura 1.1).

Le ossa carpali formano la regione anatomica del polso e sono otto segmenti ossei di forma irregolare disposti su due file; questo rende il polso un'articolazione multiarticolata molto complessa: la fila prossimale comprende lo scafoide, il semilunare, il triquetro e il pisiforme, la fila distale è costituita dal trapezio, dal trapezoide, dal capitato e dall'uncinato. Queste file formano le articolazioni radiocarpale, mediocarpale e carpometacarpale, con le articolazioni intercarpali che si trovano tra le singole ossa.

Le ossa metacarpali sono quelle di maggiore interesse per noi, come abbiamo già detto sono 5 e fanno parte della categoria delle ossa lunghe. La base del metacarpo è la porzione che confina con le ossa carpali e con esse forma delle articolazioni, mentre la testa è la regione che va a contatto con la prima falange della dita. Lungo i lati del corpo è presente una concavità, la quale costituisce il punto di attacco per i muscoli interossei.

Le falangi sono 14 e sono gli elementi ossei che formano le dita della mano; ogni dito è costituito da tre falangi, tranne il pollice che ne ha solo due [9].

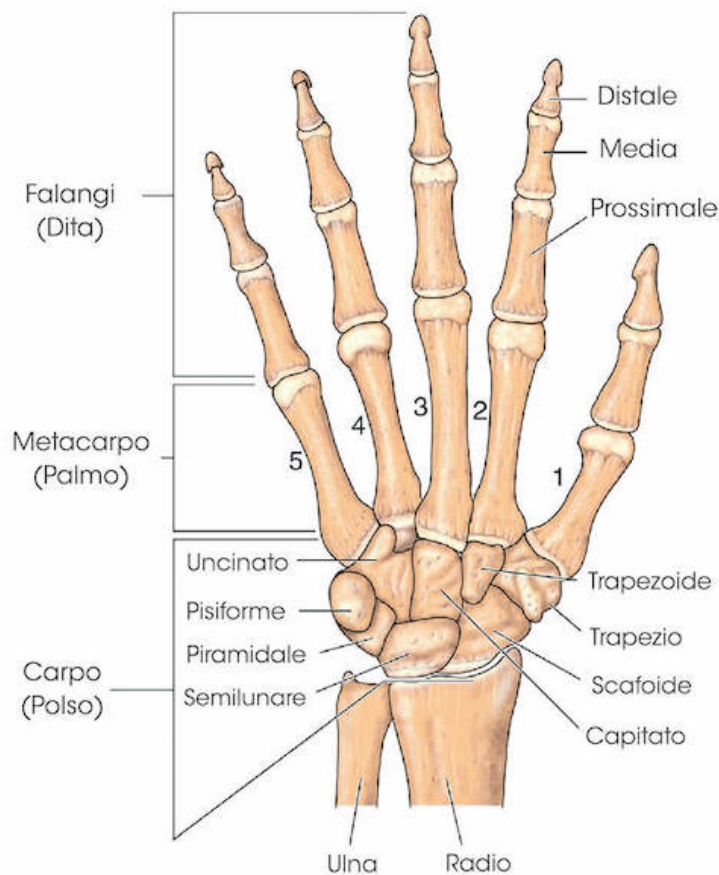


Figura 1.1: Schematizzazione delle ossa della mano [10]

Per quanto riguarda le articolazioni, nella mano sono molto numerose e di molti tipi diversi: le articolazioni metacarpo-falangee, le quali uniscono la testa di ciascun metacarpo all'estremità prossimale di ciascuna falange, e le articolazioni interfalangee, le quali uniscono le falangi tra di loro, sono entrambe articolazioni sinoviali. Le articolazioni metacarpo-falangee sono condilari, cioè consentono movimenti di flessione, estensione, abduzione e adduzione. Le articolazioni interfalangee invece sono del tipo a cerniera e consentono quindi solo movimenti di flessione ed estensione. Sia le articolazioni metacarpo-falangee che le articolazioni interfalangee hanno una capsula articolare fibrosa che è rafforzata da alcuni legamenti, i quali limitano i movimenti laterali [9].

A livello del carpo sono presenti diverse articolazioni, una di queste, la più rilevante, è l'articolazione radiocarpale, ovvero l'articolazione del polso, la quale consente i movimenti di flessione, estensione, circonduzione, deviazione radiale e deviazione ulnare. Altre articolazioni presenti sono le articolazioni intercarpali, che si trovano tra le varie ossa carpali, e le articolazioni carpometacarpali, posizionate tra le ossa carpali della fila distale e i relativi metacarpi. Queste due ultime articolazioni sono fondamentali per dare stabilità al polso.

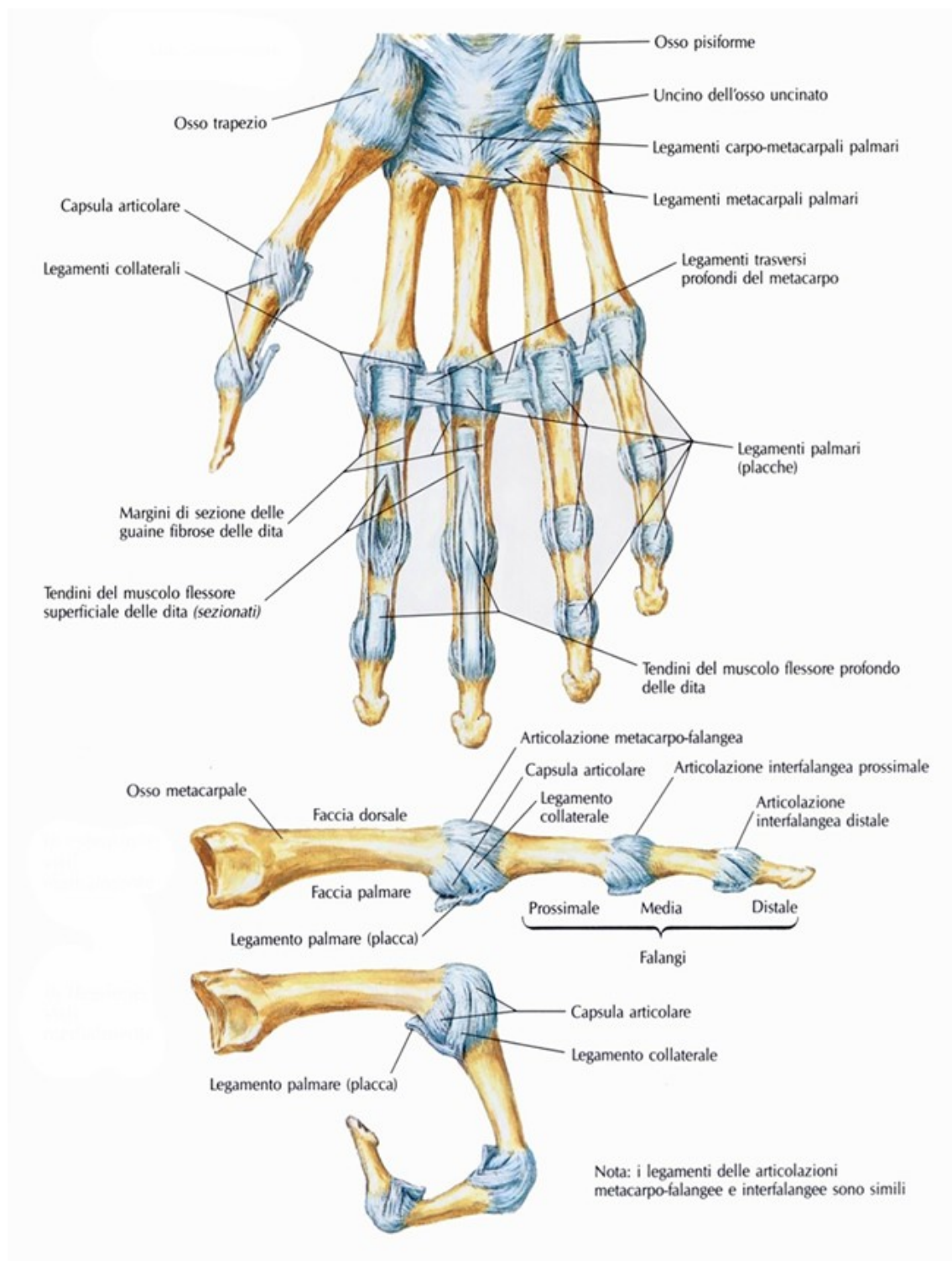


Figura 1.2: Schematizzazione dei legamenti della mano [12]

1.1.2 Legamenti

Esistono importanti legamenti extracapsulari e capsulari che supportano e stabilizzano la mano. Il legamento extracapsulare più importante è il legamento intermetacarpale trasverso, il quale si attacca e scorre tra le placche volari (strutture cartilaginee fibrose che si trovano nelle articolazioni metacarpo-falangee e nelle articolazioni interfalangee e rafforzano la capsula articolare migliorando la stabilità) a livello delle teste metacarpali lungo l'intera larghezza della mano. La completa estensibilità di questo legamento è necessaria per le tutte le attività prensili [11] (Figura 1.2).

Altri legamenti estremamente importanti sono i legamenti collaterali capsulari di tutte le articolazioni delle dita e del pollice, i quali forniscono un'importante stabilità articolare. I legamenti collaterali dell'articolazione metacarpofalangea radiale e ulnare sono posizionati eccentricamente, il che consente una tensione e un rilassamento selettivi in tutto il loro range di movimento. I legamenti dell'articolazione metacarpofalangea hanno un doppio attacco: osseo e glenoideo. La porzione glenoidea nasce dalla testa metacarpale e si attacca alla placca volare, la porzione collaterale nasce dalla testa metacarpale e si attacca alla base della falange. Al contrario, gli attacchi dei legamenti collaterali dell'articolazione interfalangea prossimale e distale sono completamente ossei. I legamenti collaterali delle suddette articolazioni sono posizionati concentricamente e sono di uguale lunghezza, pertanto i legamenti sono tesi al massimo per tutta la gamma di movimento [11].

1.1.3 Muscoli

I muscoli, necessari alla mano per svolgere le proprie funzioni, si dividono in due tipologie: quelli che risiedono totalmente nella mano e quelli che sono situati nell'avambraccio ma sono connessi allo scheletro della mano attraverso i loro tendini. I primi vengono chiamati muscoli intrinseci e i secondi muscoli estrinseci (Figura 1.3).

Muscoli intrinseci

I muscoli intrinseci della mano sono costituiti dai muscoli interossei, lombricali, dell'eminenza tenar e dell'eminenza ipotenar. I sette interossei sono divisi in tre muscoli volari e quattro muscoli dorsali, i quali si occupano rispettivamente dei movimenti di abduzione ed adduzione delle dita della mano. I quattro lombricali sono particolari poiché hanno tendini in entrambe le estremità; essi sono responsabili della flessione dell'articolazione metacarpo-falangea mentre contemporaneamente estendono l'articolazione interfalangea [9].

Muscoli estrinseci

I muscoli estrinseci si dividono in due categorie, gli estensori estrinseci, che distendono la mano e raddrizzano le dita, e i flessori estrinseci, che consentono la chiusura della mano.

I tendini flessore superficiale delle dita, flessore profondo delle dita e flessore lungo delle dita entrano nella mano attraverso il tunnel carpale mentre i tendini estensori entrano nella mano attraverso il retinacolo degli estensori [9, 11].

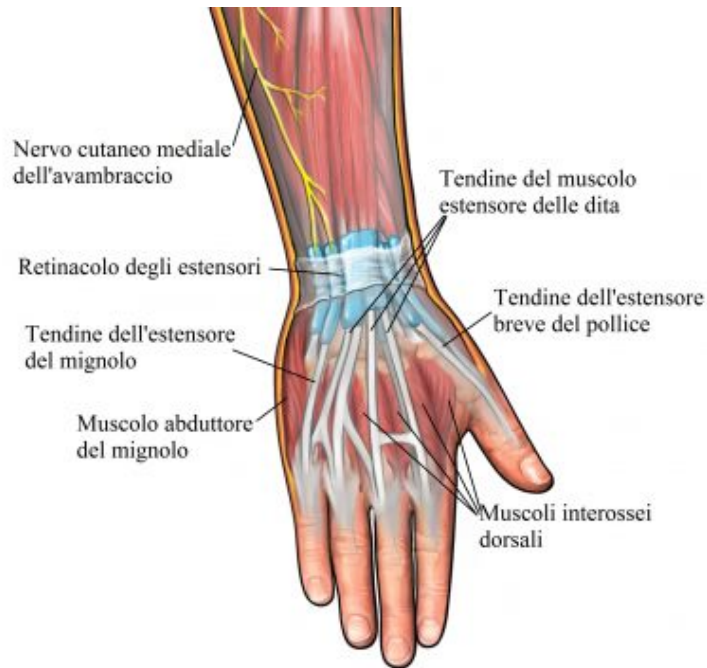


Figura 1.3: Schematizzazione dei principali muscoli della mano [13]

1.1.4 Nervi

La funzione sensoriale e motoria della mano è fornita da tre nervi: il nervo mediano, ulnare e radiale. Il nervo mediano entra nella mano attraverso il tunnel carpale e fornisce fibre motorie a tutti i flessori estrinseci, tranne il flessore ulnare del carpo e il flessore profondo del dito medio e del dito mignolo; le sue fibre sensoriali invece innervano l'indice, il medio, l'anulare e il pollice dal lato del radio.

Il nervo ulnare, invece, innerva con le fibre motorie il muscolo flessore ulnare del carpo, il muscolo flessore profondo dell'anulare, il muscolo flessore del mignolo, il muscolo adduttore del pollice, il muscolo flessore breve del pollice, tutti i muscoli dell'eminanza ipotenar, i muscoli lombricali del dito anulare e del dito mignolo e tutti i muscoli interossei.

Il nervo radiale invece innerva tutti i muscoli estensori estrinseci e fornisce stabilità posizionale alla mano [9].

1.2 Fratture del metacarpo

Le fratture metacarpali sono lesioni molto comuni, rappresentano circa il 36% di tutte le fratture della mano e del polso e le persone più soggette a questo tipo di frattura sono atleti e lavoratori manuali, soprattutto maschi e di giovane età [14]. Tra queste lesioni le più comuni sono le fratture al collo del metacarpo del mignolo, note anche come fratture del pugile. Comprendono il 20% di tutte le fratture della mano, con i lavoratori manuali che formano il gruppo professionale più soggetto a questo tipo di fratture. Le fratture del pugile insorgono solitamente quando con il pugno chiuso si colpisce direttamente un oggetto duro ad angolo. Il metacarpo del

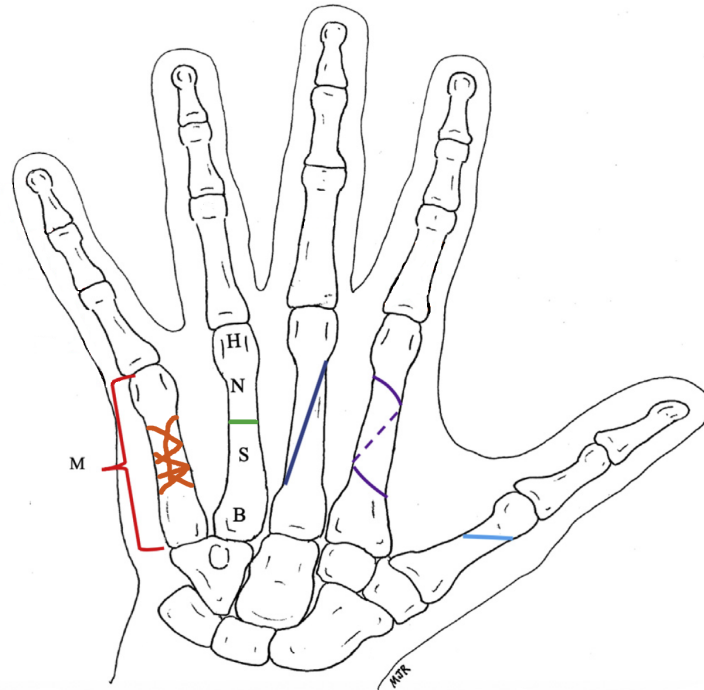


Figura 1.4: Rappresentazione delle possibili fratture del metacarpo (M). La frattura nell'osso può essere in quattro posizioni diverse: testa (H), collo (N), diafisi (S) e base (B). I tipi di frattura sono trasversale (verde), obliqua lunga (blu scuro), a spirale (viola), comminuta (arancione) e obliqua corta (blu chiaro) [16].

mignolo è più snello e più esterno rispetto agli altri metacarpi ed è, di conseguenza, predisposto a lesioni [15].

Le fratture metacarpali possono essere suddivise in base alla zona dove avvengono: diafisi, collo, testa e base. In Figura 1.4 si possono osservare tutti i tipi possibili di frattura del metacarpo.

1.2.1 Frattura della base

Le fratture della base metacarpale si verificano quando viene applicato un carico assiale alla mano con il polso in flessione e il gomito in estensione; si dividono in due tipologie: extra-articolari, quando la rima di frattura non si spinge fin dentro l'articolazione, e intra-articolari, quando la frattura interessa anche l'articolazione carpometacarpale danneggiando irreparabilmente la cartilagine articolare [17] (Figura 1.5). Le fratture intra-articolari dell'anulare e del mignolo sono meno tollerate rispetto a quelle dell'indice e del medio a causa della maggiore mobilità delle articolazioni carpometacarpali dell'anulare e del mignolo [16].

1.2.2 Frattura della diafisi

Le fratture della diafisi metacarpale sono principalmente trasversali o oblique. Le fratture trasversali sono causate da una forza di carico assiale che attraversa il metacarpo o da un colpo diretto sul dorso del metacarpo. L'angolazione dorsale



Figura 1.5: Radiografia di una frattura intra-articolare della base del quinto metacarpo (sinistra) [17] e frattura diafisaria lunga obliqua (destra) [16].

dell'apice della frattura si verifica a causa delle forze di deformazione dei muscoli interossei volari. Questa angolazione può provocare la formazione di una protuberanza esteticamente sgradevole sul dorso della mano e può potenzialmente interferire o causare la rottura per attrito dell'estensore comune delle dita. Come regola generale, qualsiasi angolazione residua da una frattura trasversale dell'indice e del medio dovrebbe essere corretta mentre angolazioni fino a 30° sono tollerabili nel mignolo e lo sono fino a 20° nell'anulare [18].

Le fratture oblique sono invece causate dalla torsione rotazionale dei metacarpi. Queste fratture spesso portano a deformità rotazionale, scarsamente tollerata, perché porta alla sovrapposizione delle dita. Una rotazione di 5° a livello della diafisi produce 1.5 cm di sovrapposizione del dito mentre si chiude la mano a pugno. Spesso si verifica anche un accorciamento dei metacarpi; con l'accorciamento metacarpale c'è un allungamento relativo degli estensori comuni delle dita [18] (Figura 1.5).

1.2.3 Frattura del collo

Le fratture del collo metacarpale sono le più comuni tra tutte le fratture metacarpali, poiché questa regione comprende l'area più debole dell'osso. Il meccanismo della lesione è di solito l'impatto diretto del pugno contro un oggetto solido, la maggior parte delle volte queste fratture coinvolgono il mignolo e l'anulare e comunemente sono indicate come fratture del pugile [17]. Il collo impatta sulla superficie palmare con il frammento distale diretto dorsalmente e la testa metacarpale che si sposta in direzione palmare [18] (Figura 1.6).



Figura 1.6: Frattura del collo del quinto metacarpo (sinistra) e frattura della testa del secondo metacarpo (destra) [17].

1.2.4 Frattura della testa

Le fratture metacarpali della testa, sebbene non comuni, si verificano spesso in concomitanza di lesioni aperte e di solito sono intra-articolari. Generalmente il meccanismo della lesione è una forza di carico assiale ed a volte è dovuto al trauma diretto dell'urto del pugno chiuso contro una superficie solida. L'artrite post-traumatica è una conseguenza comune in questi pazienti ed è spesso inevitabile perché la superficie articolare, in numerosi casi, può essere distrutta (Figura 1.6). Queste fratture possono essere trattate non chirurgicamente se il coinvolgimento articolare è $<20\%$. Nei casi in cui la superficie articolare dell'articolazione ha un coinvolgimento $>20\%$ è suggerito l'intervento chirurgico [18].

1.3 Trattamenti non chirurgici

Molte fratture della mano e delle dita possono essere trattate non chirurgicamente. Tuttavia, con le crescenti richieste dei pazienti, i progressi nell'anestesia e il miglioramento degli impianti e delle tecniche ortopediche, la tecnica chirurgica sta diventando sempre più popolare. Indipendentemente dal metodo di trattamento scelto, gli obiettivi del trattamento rimangono gli stessi: ripristino dell'allineamento osseo anatomico, della gamma di movimento e della funzione dell'arto [17].

In generale le fratture metacarpali trattate non chirurgicamente richiedono un breve periodo di immobilizzazione con un tutore (in genere non più di 3 settimane), seguito da movimentazione guidata dal terapista. Sebbene i protocolli di immobilizzazione varino, il trattamento tradizionale consiste nel bloccare il dito coinvolto e quello adiacente mentre le articolazioni metacarpofalangee sono immobilizzate in flessione e le articolazioni interfalangee in estensione per prevenire la contrattura del legamento collaterale [19].

Anche se non è presente un protocollo universalmente seguito per sapere se agire in modo conservativo o meno, sono presenti delle linee guida generali che possono

aiutare il medico nella scelta. Le fratture della diafisi metacarpale dell'indice e del medio possono tollerare fino a 20° di angolazione, mentre l'anulare e il mignolo possono tollerare rispettivamente fino a 30 e 40 gradi di angolazione senza il bisogno di ricorrere alla chirurgia. Le fratture del collo dell'anulare e del mignolo possono tollerare rispettivamente fino a 40 e 70 gradi di angolazione. Per le fratture metacarpali del pollice è accettabile fino a 30 gradi di angolazione. Qualsiasi grado di deformità rotazionale è un'indicazione per il trattamento chirurgico. Indicazioni aggiuntive includono il grado di accorciamento metacarpale (> 5 mm) o un coinvolgimento della superficie articolare superiore al 25%. La presenza di fratture metacarpali multiple può anche essere un'indicazione per un intervento chirurgico perché l'effetto stabilizzante dei metacarpi adiacenti viene interrotto [20].

Frattura della base

L'immobilizzazione può essere effettuata con un tutore che va dall'avambraccio alle articolazioni interfalangee prossimali, mantenendo il polso in posizione neutra e le articolazioni metacarpofalangee in flessione di 70° e consentendo il movimento delle articolazioni interfalangee prossimali e distali [18].

Frattura della diafisi

La semplice riduzione chiusa e l'immobilizzazione possono essere utilizzate per trattare le fratture stabili. Si può utilizzare un tutore a tre punti, con un punto di pressione sull'apice della frattura e due punti di contropressione prossimale e distale sul lato opposto del metacarpo; insieme ad esso dei nastri per unire il dito lesionato e quello sano adiacente al fine di impedire la rotazione [18].

Frattura del collo

Le fratture del collo metacarpale sono fratture a rapida guarigione, la riduzione chiusa e l'utilizzo di tutori dovrebbero essere la prima scelta di trattamento. La riduzione chiusa può essere ottenuta con la manovra di Jahss; questo metodo utilizza la flessione dell'articolazione metacarpofalangea a 90° e l'uso della falange prossimale per esercitare una pressione verso l'alto sulla testa metacarpale angolata [18] (Figura 1.7), in questo modo si riesce a ridurre e stabilizzare la frattura del collo metacarpale. I pazienti trattati con riduzione chiusa non chirurgica vengono poi immobilizzati per 3-4 settimane tramite tutore mantenendo in flessione l'articolazione metacarpofalangea [18].

Frattura della testa

Per fratture stabili si può procedere con una immobilizzazione, la quale richiede un tutore da tenere per 3 settimane, radiale o ulnare, che includa il dito adiacente non ferito, posizioni il polso in estensione di 20°, le articolazioni metacarpofalangee in flessione completa a 90° e le articolazioni interfalangee in estensione [18].

1.4 Trattamenti chirurgici

Anche se la maggior parte delle fratture metacarpali possono essere trattate con stabilizzazione non chirurgica, fratture aperte o instabili, fratture con eccessiva

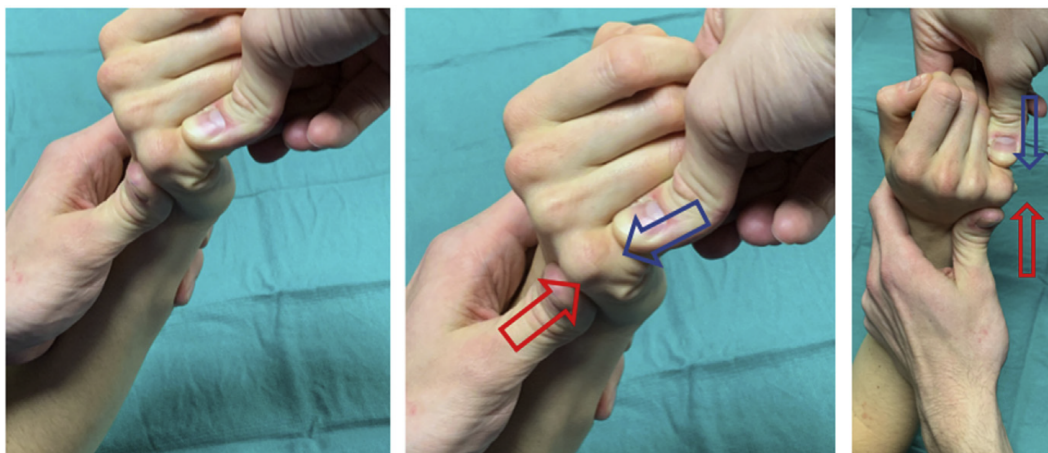


Figura 1.7: Manovra di Jahss: flessione dell'articolazione a 90° , una forza diretta per via volare viene applicata al metacarpo vicino alla frattura (freccie rosse) e una forza diretta dorsalmente viene applicata alla falange prossimale (freccie blu). [16].

perdita dei tessuti molli e fratture multiple sono spesso trattate mediante interventi chirurgici e fissazione interna. Negli anni sono state proposte numerose tecniche per la sintesi interna delle fratture metacarpali e tutt'oggi non si è arrivati alla conclusione di quale di esse sia la migliore [8].

1.4.1 Placche metacarpali

Il fissaggio di fratture metacarpali tramite placche applicate dorsalmente sul metacarpo rimane la scelta più popolare, visto che consente di ottenere una elevata stabilità fin da subito dopo l'operazione, ottimo per atleti e lavoratori manuali che necessitano di riprendere la loro attività il prima possibile.

Negli anni sono nate diverse configurazioni delle placche dorsali al fine di capire quale potesse essere quella che forniva i risultati migliori a livello di qualità di fissaggio. Per quanto riguarda i materiali, la maggior parte delle placche è in titanio, ma ne sono nate anche alcune biorassorbibili per una migliore integrazione con i tessuti [21, 22]; possono essere lineari o a doppia fila [8, 23], hanno diverse lunghezze e quindi possono ospitare più o meno alloggiamenti per le viti, di solito dai quattro ai sei [3, 8, 21, 23]; riguardo allo spessore delle placche metacarpali, quelle maggiormente utilizzate sono spesse 2.3 mm o 2.4 mm [3, 8, 23]. Inoltre, negli ultimi 15 anni è nata una nuova tipologia di placche, le placche bloccanti, caratterizzate dall'aver viti che possono essere bloccate all'interno del metacarpo con un certo angolo compreso tra 0 e 15 gradi. Per garantire il bloccaggio, le teste delle viti sono filettate, così come i loro alloggiamenti nella placca. In Figura 1.8 si possono vedere alcuni tipi di placche metacarpali.

1.4.2 Fili di Kirschner

I fili di Kirschner (fili K) sono perni in acciaio inossidabile, lisci sulla superficie laterale e appuntiti all'estremità che vengono sterilizzati e inseriti all'interno del

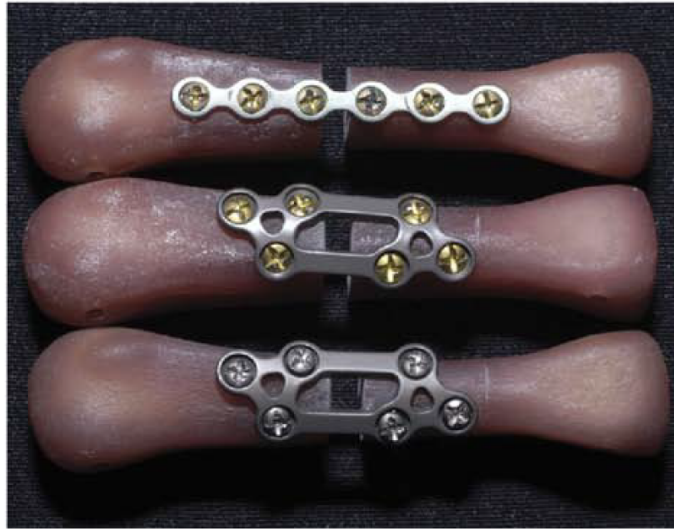


Figura 1.8: placche metacarpali. Dall'alto verso il basso: placca lineare non-bloccante, placca a doppia fila non-bloccante e placca a doppia fila bloccante [8].

metacarpo fratturato per stabilizzare la frattura. I fili K rappresentano una valida alternativa alle placche dorsali: anch'essi consentono di ottenere un'elevata stabilità della frattura e al tempo stesso necessitano di interventi chirurgici più semplici, con cicatrici più piccole e minor danneggiamento dei tessuti molli.

Come per le placche, anche i fili K esistono in più configurazioni, da utilizzare a seconda del caso e delle preferenze del chirurgo. I fili K per funzionare devono attraversare la frattura, la maggior parte delle volte vengono inseriti in configurazione intramidollare, cioè passano per tutta la lunghezza del metacarpo [24, 25]; ne possiamo vedere un esempio in Figura 1.9. Altri parametri che cambiano sono il numero dei fili che si utilizzano, se ne può usare uno solo oppure si può arrivare anche a tre insieme [3, 24, 26], e il loro diametro, che è molto variabile; possono avere diametri molto piccoli, ad esempio solo 0.8 mm, o arrivare ad avere diametri più elevati, come per esempio 1.6 mm [3, 24, 25].

1.4.3 Viti interframmentarie

Le viti interframmentarie sono delle semplici viti, con diversi diametri e lunghezze che attraversano la rima di frattura e la stabilizzano. Il loro impiego è limitato a poche casistiche visto che ci sono delle regole da seguire: è necessario utilizzare almeno due viti per avere un fissaggio stabile, la frattura deve essere almeno due volte più lunga del diametro dell'osso e le viti devono essere posizionate ad una distanza di almeno due diametri della vite l'uno dall'altra e dalla frattura per impedire la propagazione di essa. Viste queste premesse il loro utilizzo si riduce praticamente alle sole fratture lunghe oblique [19] (Figura 1.10).

Le viti interframmentarie trovano invece un ampio utilizzo se usate insieme alle placche metacarpali. Quello che ne risulta è una classica placca lineare con una vite centrale che entra perpendicolarmente alla frattura e la attraversa, mentre le restanti viti invece entrano perpendicolarmente al metacarpo [1].

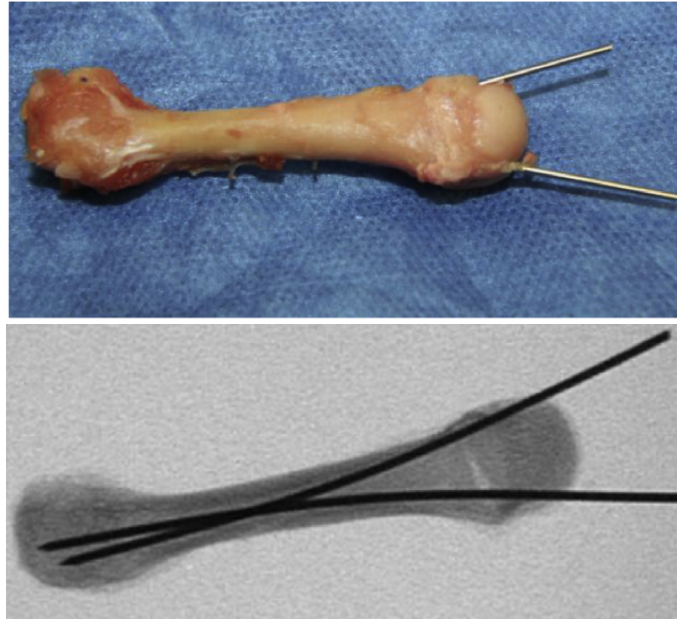


Figura 1.9: 2 fili K intramidollari in un metacarpo di cadavere visto dorsalmente (sopra) e in scopia (sotto) [26].



Figura 1.10: fratture oblique del terzo e quarto metacarpo stabilizzate con viti interframmentarie, visualizzazione in scopia [19].

1.5 Complicazioni

Tutte queste tecniche necessarie per stabilizzare una frattura metacarpale tramite intervento chirurgico non sono prive di complicazioni, nessuna di esse riesce a garantire una guarigione perfetta senza alcun effetto collaterale. È proprio per questo motivo che negli anni sono nati più mezzi di sintesi, ognuno con i suoi pregi e difetti, e la scelta di quale di essi utilizzare dipende dal tipo di frattura e anche dalle abitudini e preferenze del chirurgo, visto che nessuno di questi metodi si è dimostrato estremamente superiore rispetto agli altri.

Le placche, come detto in precedenza, sono state tra i primi mezzi per fissare fratture instabili del metacarpo e hanno fornito ottimi risultati; riescono a garantire una elevata forza di fissaggio, superiore agli altri metodi [2]. Le placche però non sono prive di complicazioni, come si evince dal lavoro di Fusetti et al. [5]. In questo studio clinico, condotto su 81 pazienti, con 104 fratture metacarpali curate con placche, sono stati osservati gli effetti collaterali fino a 12 settimane dopo l'intervento. Il 35% dei pazienti ha avuto una o più complicazioni, il 15% ha avuto difficoltà con la guarigione della frattura; tra questi sono state riscontrate sei unioni che sono avvenute in ritardo e sei non unioni. Tutti e sei i pazienti con una mancata unione sono stati sottoposti ad un intervento chirurgico aggiuntivo. Otto pazienti hanno sperimentato rigidità funzionalmente importante con una flessione attiva totale (TAF) < 180 gradi e cinque di essi hanno richiesto una seconda operazione per migliorare la mobilità. L'allentamento o la rottura della placca si è verificato in sette pazienti e la rimozione della stessa è stata necessaria in due pazienti che erano sintomatici. Due pazienti hanno sviluppato una sindrome dolorosa regionale complessa (CPRS). Un paziente con una frattura comminuta aperta ha sviluppato un'infezione profonda che ha richiesto un ulteriore intervento chirurgico e la rimozione della placca e infine, in 11 pazienti, è stata osservata la persistenza del dolore al dito o alla mano in generale, a riposo o durante la presa.

Le placche, dunque, pur essendo molto valide come mezzi di sintesi, nel ridare la stabilità e il movimento in breve tempo, non sono esenti da rischi ed effetti collaterali che si sono riscontrati in una parte abbastanza consistente di pazienti, i quali possono subire anche un secondo intervento a causa di queste problematiche.

Visti questi problemi è aumentato l'utilizzo di altri mezzi di sintesi e come detto in precedenza il più promettente è l'utilizzo dei fili di Kirschner, i quali, a differenza delle placche, non necessitano di un'ampia incisione per il loro posizionamento e interferiscono meno con i tendini e con i tessuti molli [7]. Esistono numerosi studi in letteratura dove si confrontano i fili e le placche in termini di efficacia e di complicazioni; per esempio Cha et al. hanno condotto un lavoro di revisione su 75 pazienti che presentavano fratture alla diafisi del metacarpo, suddivisi in due gruppi: 40 pazienti (gruppo 1) trattati con 2 fili K inseriti nel canale midollare, 35 pazienti (gruppo 2) trattati con una placca bloccante spessa 1 mm [7] (Figura 1.11). Nel gruppo 1 i fili di Kirschner sono stati rimossi 8.6 settimane dopo l'intervento, successivamente all'unione ossea; solo un paziente ha sviluppato un'infezione superficiale nel punto d'ingresso dei fili. I punteggi finali della scala analogica visiva del dolore (VAS) non erano differenti tra i due gruppi, tuttavia, il punteggio finale della scala di valutazione DASH (Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand) è stato migliore nel gruppo 1 rispetto al gruppo 2. Il range di movimento (ROM) è risultato essere uguale nei due gruppi. La forza di presa finale è migliorata significativamente nel gruppo 1 rispetto al gruppo 2. Gli autori hanno perciò concluso che sia il fissaggio con fili K sia quello con placche bloccanti fossero opzioni eccellenti per le fratture della diafisi metacarpale, senza problemi radiologici o clinici significativi.

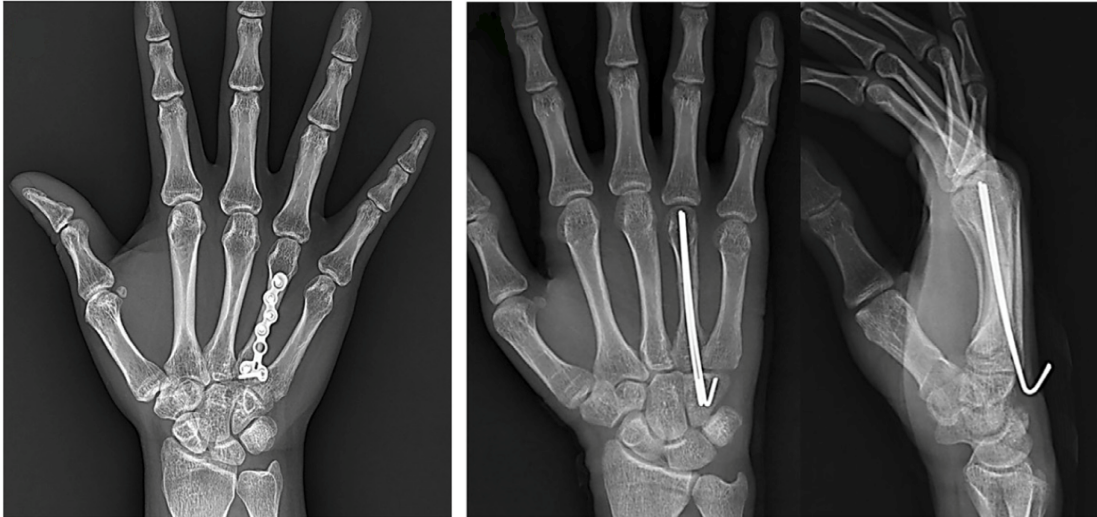


Figura 1.11: Frattura diafisaria del metacarpo trattata con placca bloccante (sinistra) e con fili di Kirschner (destra) [7].

In un altro studio Melamed et al. hanno confrontato i dati relativi a 222 pazienti con 231 fratture di cui 143 trattate con il fissaggio percutaneo con fili K e le rimanenti 88 con placche [6]. L'obiettivo di questo studio era capire se ci fosse un metodo migliore tra i due in termini di efficacia del trattamento e minori effetti collaterali. Diversi aspetti sono stati considerati: per quanto riguarda il Total Active Motion (TAM) non è stata trovata una differenza significativa tra i due metodi, così come per la forza di presa; il ROM è invece risultato essere maggiore per il fissaggio con i fili K. Il tempo necessario per ottenere l'unione della frattura e il numero di complicazioni sono pressoché uguali per i due casi.

Come hanno confermato questi studi sia le placche che i fili di Kirschner sono ottimi per il fissaggio di fratture metacarpali e offrono prestazioni pressoché equivalenti.

1.6 Prove sperimentali

Come già anticipato esistono diverse configurazioni di fili di Kirschner e di placche dorsali che sono nate negli anni al fine di trovare il miglior metodo di fissaggio delle fratture metacarpali instabili. Per confrontare queste diverse tecniche vengono svolte alcune prove meccaniche su dei provini precedentemente fratturati da personale esperto e successivamente queste fratture vengono stabilizzate con il metodo di sintesi che si intende investigare. Le fratture instabili diafisarie e del collo dei metacarpi tendono ad angolarsi in direzione dorsale verso l'apice del metacarpo e sono spesso combinate con una certa quantità di rotazione e accorciamento. Il fissaggio interno dei metacarpi deve resistere alle forze che creano queste deformazioni e perciò le prove più importanti per testare le sintesi sono il test di flessione dorsale e di torsione dell'apice [1].

Prova di flessione

Le prove di flessione svolte sui metacarpi possono essere di due tipi; la prima è

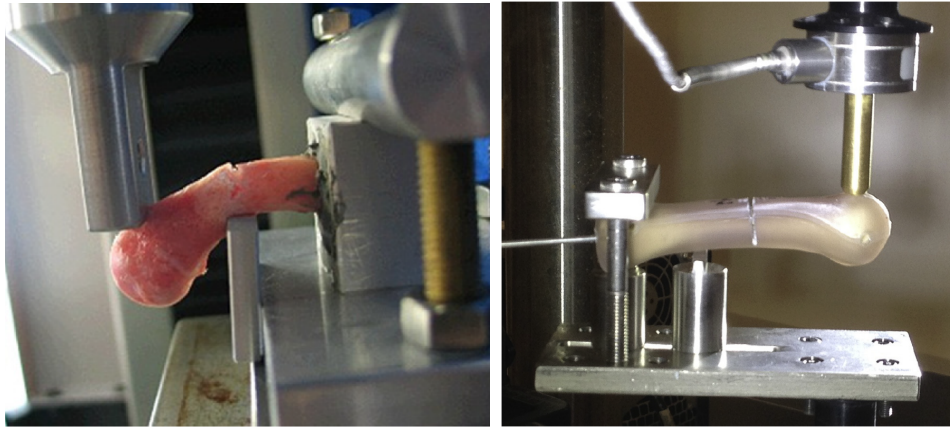


Figura 1.12: Esempio di prova di flessione a 3 punti modificata a sinistra [21] e prova di flessione a sbalzo a destra [24].

la flessione a tre punti, durante la quale il provino utilizzato viene bloccato alle due estremità e viene applicato un carico verticale al centro di esso, dorsalmente, tramite un attuatore che si abbassa sul provino a velocità costante [4]. Esiste anche una variante, la quale simula meglio i carichi fisiologici, la prova di flessione a tre punti modificata, dove il provino viene bloccato al centro e nella sua parte prossimale mentre il carico viene applicato sull'apice [21].

Il secondo tipo di prova è il test di flessione a sbalzo; il provino è bloccato prossimalmente e il carico viene applicato tramite attuatore all'apice di esso, sempre dorsalmente [24]. In Figura 1.12 sono mostrati i diversi tipi di prove di flessione.

Prova di torsione

Le prove di torsione possono testare il provino sia a rotazione interna sia esterna; le due estremità del provino vengono montate in due appositi afferraggi, come si può vedere per esempio in Figura 1.13, l'estremità distale viene fatta ruotare con una rotazione a velocità costante mentre la porzione prossimale viene tenuta ferma [8].



Figura 1.13: Esempio di prova di torsione [8].

1.6.1 Confronti in letteratura

Negli anni diverse configurazioni di placche e fili sono state testate da numerosi gruppi di ricerca tramite le prove precedentemente descritte. Per esempio Sakai et al. in uno studio hanno testato un tipo di placca differente da quelle tradizionali, una placca che fosse biorassorbibile [22]. L'obiettivo di questo studio era confrontare le proprietà meccaniche di queste nuove placche biorassorbibili con quelle in titanio; l'utilizzo di impianti biorassorbibili eviterebbe la necessità di un successivo intervento per la rimozione della stessa, offrendo perciò importanti vantaggi clinici.

Le placche biorassorbibili erano realizzate in un materiale composito non sinterizzato di idrossiapatite e acido polilattico (u-HA/PLLA), in due geometrie diverse: a forma di un terzo di cerchio e a forma di semicerchio. Anche le placche in titanio erano divise in due gruppi: placche con viti da 1.5 mm di diametro e con viti da 2 mm di diametro. Nello studio queste quattro tipologie di placche vengono montate su provini e testate tramite prova di flessione a tre punti e prova di torsione e vengono così calcolate la resistenza a flessione, la resistenza a torsione e la rigidità flessionale. Quello che risulta è che le placche biorassorbibili a forma di un terzo di cerchio hanno prestazioni comparabili a quelle delle placche con viti da 1.5 mm e la stessa cosa avviene tra le placche biorassorbibili a semicerchio e quelle metalliche con viti da 2 mm.

Gli autori hanno perciò concluso che entrambe le piastre funzionano correttamente, dunque per il trattamento chirurgico delle fratture metacarpali si possono utilizzare piastre u-HA/PLLA evitando così un secondo intervento di rimozione.

In un altro studio invece Hiatt et al. hanno confrontato due diversi metodi di fissaggio con fili K [24]. Lo scopo di questo studio biomeccanico era di determinare l'importanza del diametro e del numero dei fili di Kirschner nel conferire stabilità ad una frattura metacarpale. Gli autori hanno quindi confrontato la rigidità del fissaggio con un solo filo di Kirschner da 1.6 mm di diametro e con tre fili di Kirschner da 0.8 mm di diametro e per fare ciò hanno inserito i fili in provini in maniera anterograda facendogli attraversare l'intera lunghezza del canale midollare; hanno quindi sottoposto i due costrutti a test di flessione a sbalzo. Il loro studio ha dimostrato che l'utilizzo di un solo filo di K di 1.6 mm di diametro forniva una rigidità significativamente maggiore rispetto all'utilizzo di 3 fili paralleli di 0.8 mm di diametro; il costrutto a filo singolo era 4.2 volte più rigido di quello con 3 fili. Gli autori hanno quindi concluso che l'utilizzo di un solo filo K più spesso potrà portare ad una migliore stabilità della frattura metacarpale e ad una migliore guarigione.

Molti studi confrontano placche e fili insieme per studiarne le prestazioni meccaniche; ad esempio Chiu et al. nel loro lavoro hanno confrontato quattro diversi tipi di fissaggio interno per fratture del collo del mignolo: placche bloccanti con 5 viti, placche non bloccanti con 5 viti, due fili di Kirschner di diametro 1.5 mm e due fili di Kirschner con l'aggiunta di un filo per cerchiaggio, molto più piccolo dei fili K, inserito per fornire maggiore stabilità [3] (Figura 1.14). Tutti i costrutti sono stati montati su provini che sono stati successivamente testati tramite prova

di flessione a sbalzo. Da queste prove gli autori sono risaliti alla rigidezza della sintesi, la quale è stata considerata proporzionale alla forza di fissaggio. I livelli della forza di fissaggio dei 4 approcci usati sono classificati in ordine decrescente: placche bloccanti, placche non bloccanti, Fili K con filo per cerchiaggio e Fili K da soli. La forza di fissaggio dei due fili di Kirschner è più alta se rinforzata attraverso un filo per cerchiaggio a forma di 8: la forza è simile a quella di una placca regolare con 5 viti ma più debole rispetto ad una placca bloccante con lo stesso numero di viti. gli autori hanno perciò concluso che l'utilizzo dei fili di K uniti al filo per cerchiaggio può essere una valida alternativa alle placche visto che evita la dissezione eccessiva dei tessuti molli.

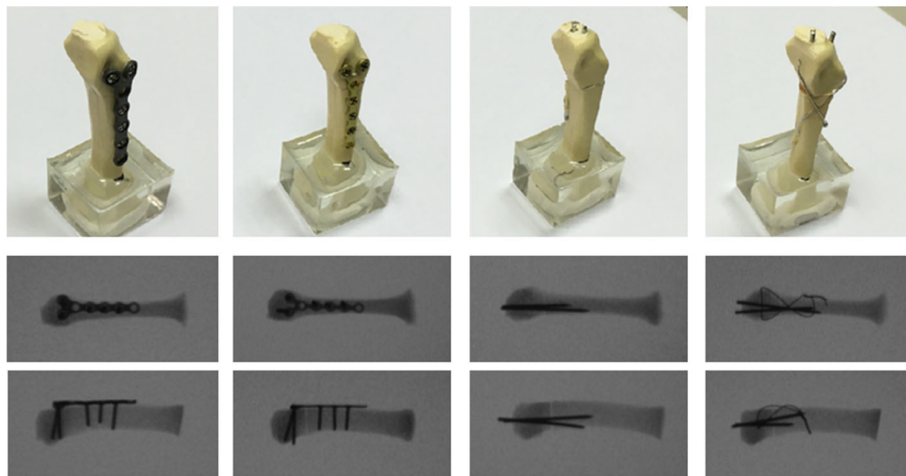


Figura 1.14: Quattro tipi di fissaggio della frattura metacarpale, da sinistra verso destra: placca bloccante, placca non bloccante, due fili di K e due fili di K con filo per cerchiaggio; sono anche mostrate le radiografie dei quattro metodi nelle visuali dorsale e laterale [3].

Lo scopo di questa tesi è proporre un differente metodo di fissaggio, fili di Kirschner uniti a morsetti di Yoshi e valutarne le prestazioni tramite test meccanici. I risultati verranno in seguito confrontati con quelli ottenuti dagli stessi test meccanici ma su provini trattati con una tecnica di fissaggio tradizionale, tramite placche dorsali. Verranno ora descritti i materiali e i metodi necessari per questo lavoro.

Capitolo 2

Materiali e metodi

2.1 Fili di Kirschner e morsetti di Joshi

2.1.1 Preparazione del metacarpo

Per svolgere le prove sono stati utilizzati dei metacarpi realizzati dall'azienda Sawbone (Pacific Research Laboratories, Inc., Vash on, USA), la quale è specializzata nel ricreare elementi ossei che mimino le proprietà delle ossa umane al fine di svolgere test meccanici nel modo più accurato e ripetibile possibile. In particolare, in questo lavoro, sono stati sfruttati riproduzioni ossee Sawbone di quarta generazione di un terzo metacarpo di mano sinistra: essi sono realizzati in materiale composito e riescono a mimare sia la parte corticale sia quella trabecolare dell'osso. Le dimensioni generali sono: 70 mm di lunghezza, 16.6 mm di larghezza, 13.6 mm di altezza e 3.2 mm di diametro per il canale midollare riprodotto all'interno del Sawbone [27] (Figura 2.1).



Figura 2.1: Riproduzione ossea Sawbone di terzo metacarpo di mano sinistra [27].

I metacarpi (18 in totale) sono stati fratturati in modo da creare una frattura obliqua posizionata nella porzione centrale della diafisi del metacarpo. La frattura è stata eseguita da chirurghi, i quali hanno cercato di essere il più ripetibili possibile, in modo che tutti i metacarpi presentassero una frattura uguale sia per posizione sia per angolatura. È stata scelta questa tipologia di frattura perché è molto comune e si presta bene ad essere fissata con i metodi di sintesi proposti in questo studio. In Figura 2.2 si può vedere un esempio di metacarpo fratturato.

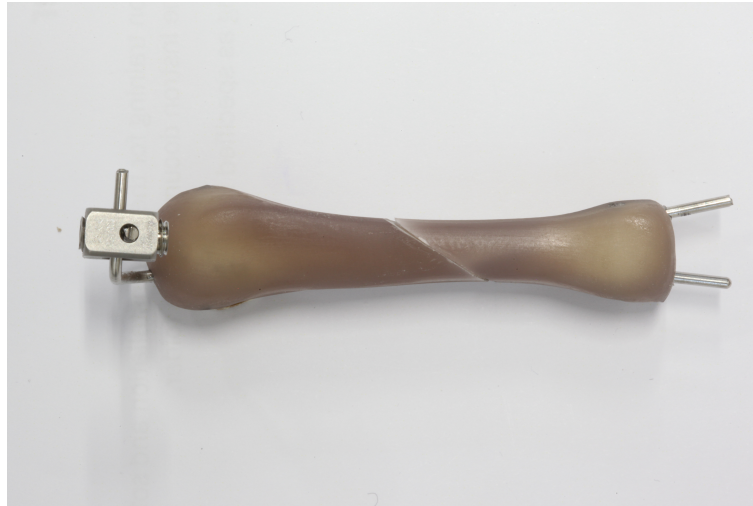


Figura 2.2: Esempio di metacarpo con frattura diafisaria obliqua.

2.1.2 Sintesi della frattura

Per la sintesi della frattura del metacarpo sono necessari due elementi: i fili di Kirschner e i morsetti di Joshi. I fili di Kirschner sono perni in acciaio inossidabile, lisci sulla superficie laterale e appuntiti all'estremità, inseriti all'interno dell'osso fratturato per stabilizzarne la frattura; i morsetti di Joshi sono dei semplici morsetti in acciaio, ideati dal dottor B.B. Joshi nel 1988 in India, il cui scopo è quello di bloccare in posizione i fili di Kirschner e migliorare di conseguenza il fissaggio. Questo semplice morsetto può accogliere e bloccare saldamente insieme, con una vite, più fili di Kirschner fatti passare nei suoi 2 fori che sono fra loro ortogonali e di diametro diverso; per bloccare i fili con il morsetto è sufficiente stringere la vite del morsetto con una brugola. In alternativa il bloccaggio può essere raggiunto tramite l'ausilio di una barra di acciaio di diametro maggiore inserita nel foro più grande e un filo di Kirschner in quello più piccolo. In figura 2.3 sono mostrati gli elementi necessari per questa tecnica di fissaggio.

Vengono ora descritte le diverse tecniche di fissaggio testate in questo studio. La prima di queste è la sintesi trasversale bimetarpale (di seguito riportata come tipologia 1) utilizzando quattro fili di Kirschner con diametro di 1.6 mm; per realizzarla servono due metacarpi Sawbone, quello fratturato da fissare e uno integro, di supporto. I fili di Kirschner sono stati inseriti uno alla volta all'interno di una sparafili, la quale, tramite rotazione del filo, forava i due metacarpi trasversalmente in quattro punti lungo la diafisi; dopo aver forato i metacarpi i fili di Kirschner



Figura 2.3: A sinistra un esempio di filo di Kirschner, in centro le barre di 2 mm di diametro e a destra i morsetti di Joshi (singoli e doppi) e le relative viti per il fissaggio.

sono stati rimossi dalla sparafili e lasciati all'interno dei metacarpi, come mostrato in Figura 2.4. In questo modo il metacarpo fratturato è ulteriormente stabilizzato grazie al supporto del secondo metacarpo adiacente ad esso. Infine, i quattro fili di Kirschner vengono inseriti ognuno all'interno del foro di diametro minore di un morsetto di Joshi e una barra di acciaio con diametro di 2 mm viene inserita perpendicolarmente ad essi attraverso i fori di dimensioni maggiori dei quattro morsetti di Joshi; per bloccare il tutto viene montata una vite nella porzione superiore dei morsetti che viene stretta fino al bloccaggio completo. I morsetti, in vivo, vengono sempre posizionati al di fuori della cute; nel modello da noi ipotizzato il provino fratturato simula un quinto metacarpo e quello integro simula il quarto metacarpo, perciò i morsetti saranno in posizione mediale.

Il secondo metodo di fissaggio proposto è la sintesi trasversale con cinque fili di Kirschner da 1.6 mm di cui uno interframmentario (tipologia 2). Come per la tipologia precedente i fili di Kirschner vengono inseriti in una sparafili e tramite essa vengono eseguiti quattro fori trasversali lungo la diafisi del metacarpo, lontani dalla frattura e un ulteriore foro passante perpendicolarmente alla rima di frattura. Creati i fori con i fili, essi vengono liberati dalla sparafili e lasciati in posizione all'interno del metacarpo, come mostrato in Figura 2.5. Il filo passante in mezzo alla frattura serve per aumentare la tenuta tra i due monconi del metacarpo favorendo così la stabilizzazione. I fili di Kirschner vengono quindi inseriti in dei morsetti di Joshi; in questo caso i quattro fili non passanti per la frattura vengono fatti passare in quattro morsetti riuniti a due a due mentre il filo passante per la frattura viene inserito in un morsetto singolo; a questo punto una barra da 2 mm viene posizionata perpendicolarmente ai cinque fili passando per il foro di dimensioni maggiori dei morsetti. A questo punto per bloccare il tutto cinque viti vengono strette sul lato dorsale dei morsetti di Joshi.

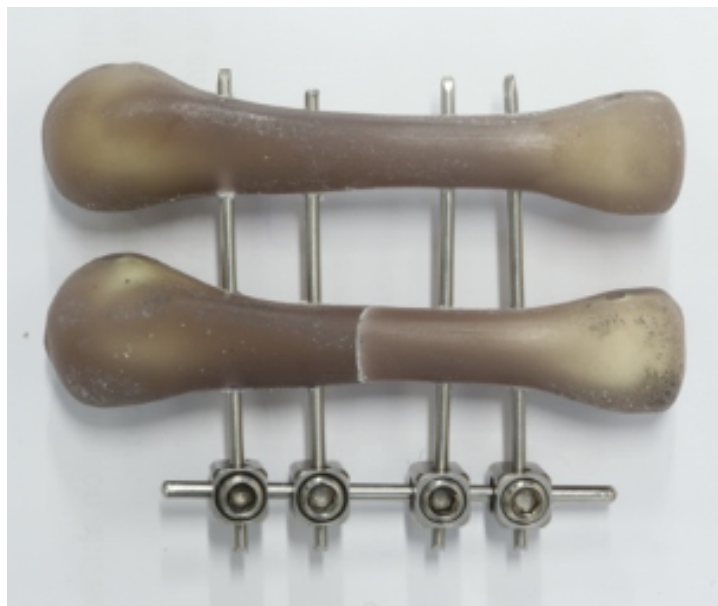


Figura 2.4: Esempio di sintesi trasversale bimetacarpale con quattro fili di Kirschner.

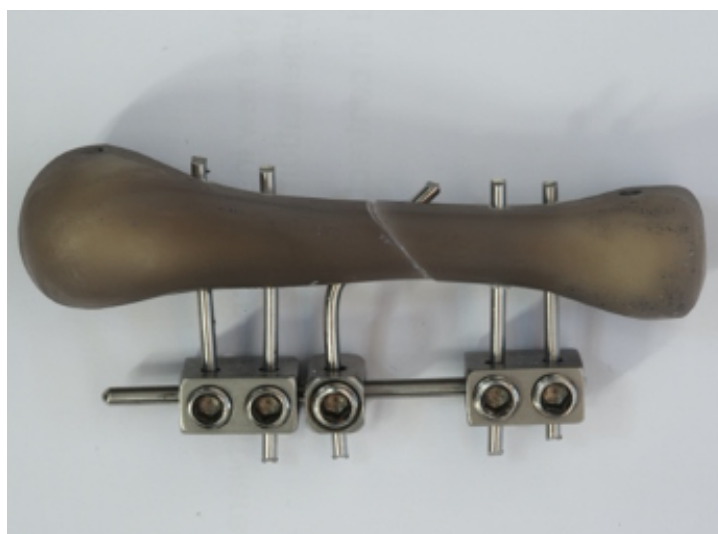


Figura 2.5: Esempio di sintesi trasversale con cinque fili di Kirschner.

L'ultima tecnica testata in questo lavoro è la sintesi con due fili di Kirschner da 1.6 mm intramidollari anterogradi (tipologia 3). Tramite sparafili con fili di Kirschner inseriti in essa vengono creati due fori nel metacarpo che partono dalla base di esso, si incrociano verso il centro e arrivano alla sua testa (Figura 2.6). I fili vengono tolti dalla sparafili e lasciati all'interno del metacarpo; nella zona dell'epifisi distale del provino i fili vengono curvati per fare in modo che entrino in un morsetto di Joshi: un filo nel foro più piccolo e uno in quello più grande. In questo caso per bloccare i fili nel morsetto si utilizzano due viti posizionate nella parte superiore ed inferiore del morsetto, le quali vengono strette fino al bloccaggio completo.



Figura 2.6: Esempio di sintesi con due fili di Kirschner intramidollari anterogradi.

2.1.3 Prove sperimentali - macchina di prova

Ogni tipologia di sintesi è stata riprodotta per sei volte, in questo modo ogni tipologia verrà testata tre volte tramite prova di flessione e altrettante tramite prova di torsione. Verranno ora descritte le due prove eseguite sui provini così costruiti e tutti gli elementi necessari per realizzarle.

Tutti i test meccanici sono stati eseguiti con la macchina di prova Instron ElectroPulse E3000 (Instron, Norwood, MA). Questa macchina consente, grazie a vari accessori, di realizzare sia test statici sia test dinamici su una grande varietà di materiali e componenti; possono essere svolte prove di compressione, trazione, flessione e torsione; la cella di carico della macchina ha un range di ± 3 kN per il carico lineare e ± 25 Nm per il momento torcente. Permette anche di realizzare test a fatica fino a 100 Hz. Questa macchina di prova ha inoltre un range di movimento lineare di ± 30 mm e riesce a ruotare di $\pm 135^\circ$, ciò le permette di lavorare su una grande varietà di provini [28] (Figura 2.7).

In questo lavoro la suddetta macchina verrà utilizzata per test di flessione e torsione dei provini precedentemente realizzati; tramite il software WaveMatrix, associato alla macchina, sono stati creati i due metodi per le due prove meccaniche, inserendo i vincoli per le condizioni di lavoro e i parametri del protocollo.

2.1.4 Afferraggi

Ogni provino, per essere montato nella macchina di prova, necessita di un afferraggio che lo blocchi durante il test. È stato necessario realizzare afferraggi diversi per le due tipologie di prova.

Prova di flessione

La prova di flessione svolta sui provini con le tre tipologie di sintesi è una prova di flessione a sbalzo: si avrà un carico applicato sulla testa del metacarpo mentre



Figura 2.7: macchina di prova Instron ElectroPulse E3000 [28].

la base di esso deve essere bloccata. Per farlo è stato creato un afferraggio di superficie complementare alla base del provino stesso. Tramite della plastilina sono stati creati due calchi della base, uno corrispondente alla porzione dorsale e uno corrispondente a quella palmare.

A questo punto per realizzare il modello 3D dell'afferraggio è stata utilizzata una fresa a controllo numerico Roland MODELA MDX-40A (Hamamatsu, prefettura di Shizuoka), la cui funzione principale è quella di fresare e modellare oggetti, però può comportarsi come uno scanner 3D se accoppiata ad una sonda di scansione a contatto, installabile sul mandrino della macchina. La sonda si chiama Roland ZSC-1 e permette di acquisire le superfici poste sul tavolo di lavoro con una risoluzione di 0.05 mm (Figura 2.8).

La macchina presenta un preciso volume di lavoro ed è necessario che l'oggetto da scansionare sia al suo interno. Il suddetto volume è 305 x 305 x 60 mm come mostrato in Figura 2.9 ed è rialzato dal piano di lavoro di 32.4 mm [29]. Per questo motivo i due pezzi di plastilina rappresentanti il negativo della base del provino sono stati posizionati sopra ad un supporto in ABS, per fare in modo che rientrassero all'interno del volume di scansione.

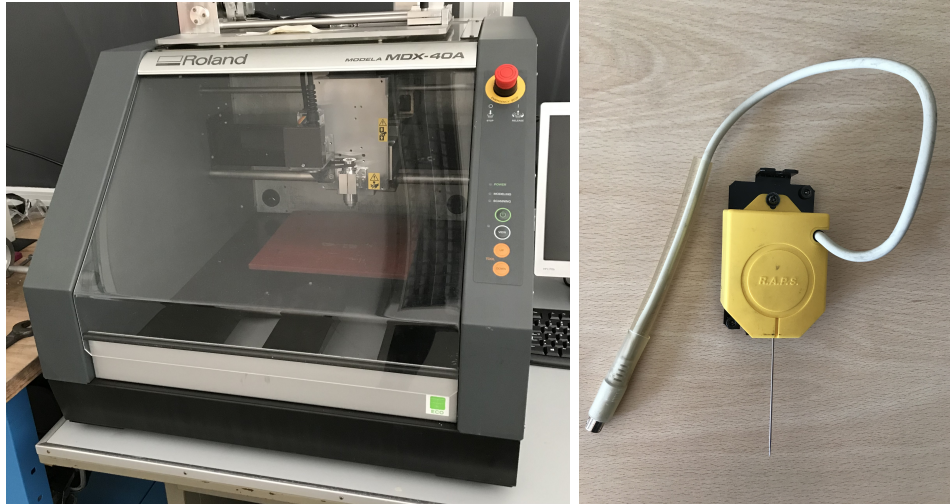


Figura 2.8: A sinistra la fresa a controllo numerico Roland MODELA MDX-40A e a destra la sonda Roland ZSC-1.

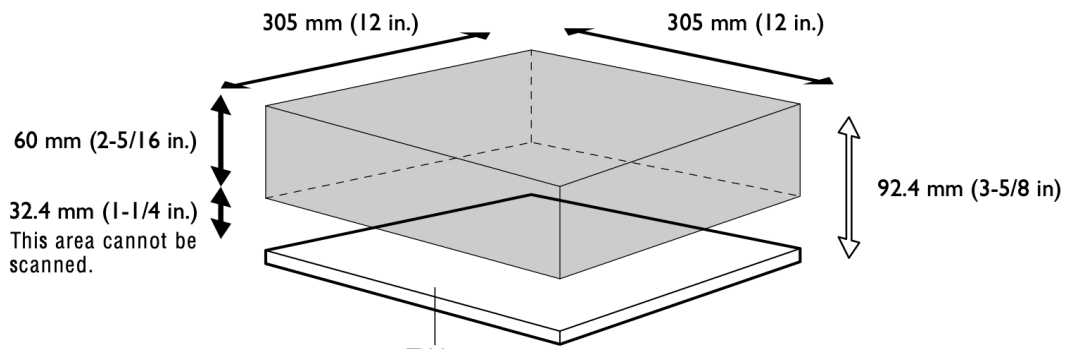


Figura 2.9: Volume di scansione della fresa con sonda di scansione a contatto ZSC-1 [29].

La scansione dell'oggetto è affidata al software associato alla macchina, chiamato Dr. PICZA3. Tramite esso è possibile selezionare l'area di scansione desiderata e la quota minima e massima a cui si trova l'oggetto da scansionare; la prima viene scritta in un apposito riquadro mentre la seconda viene rilevata dalla sonda selezionando il punto nell'area di lavoro, dove si suppone esserci l'altezza massima dell'oggetto. L'ultimo parametro da selezionare è la risoluzione di scansione, impostata in questo caso a 0.2 mm.

Finita la scansione si ottiene il file STL della plastilina. A questo punto il file viene esportato in SolidWorks e si procede con il disegno degli afferraggi. Sono stati disegnati due parallelepipedi rettangoli, i quali contengono ciascuno una delle due scansioni della plastilina, come mostrato in Figura 2.10. L'elemento a sinistra corrisponde all'afferraggio superiore e quello a destra all'afferraggio inferiore; in entrambi sono presenti due fori nelle medesime posizioni, attraverso cui verranno poi posizionate due viti, necessarie per tenere il provino in posizione. Nell'afferraggio inferiore è presente un ulteriore foro, dentro al quale verrà posizionata una vite, adibita al bloccaggio dell'afferraggio sul supporto della macchina di prova.

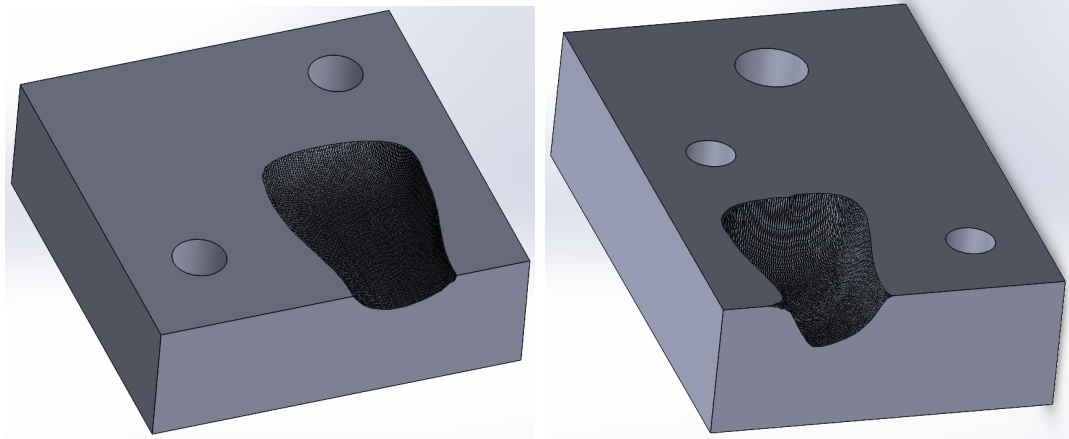


Figura 2.10: Modello CAD dell'afferraggio superiore (a sinistra) e inferiore (a destra) per le prove di flessione.

Gli afferraggi vengono quindi realizzati utilizzando di nuovo la fresa a controllo numerico Roland MODELA MDX-40A, questa volta però in configurazione di taglio, andando ad inserire un pezzo di ABS nella macchina e fornendogli il file degli afferraggi. Viene aggiunto nella macchina anche il quarto asse ZCL-40A, il quale consente al pezzo, una volta completato un lato, di ruotare automaticamente sino a che tutte e quattro le facce non siano terminate (Figura 2.11). Questa caratteristica consente di ridurre errori associati alla movimentazione manuale e un significativo risparmio di tempo. In Figura 2.12 sono mostrati gli afferraggi realizzati in ABS.

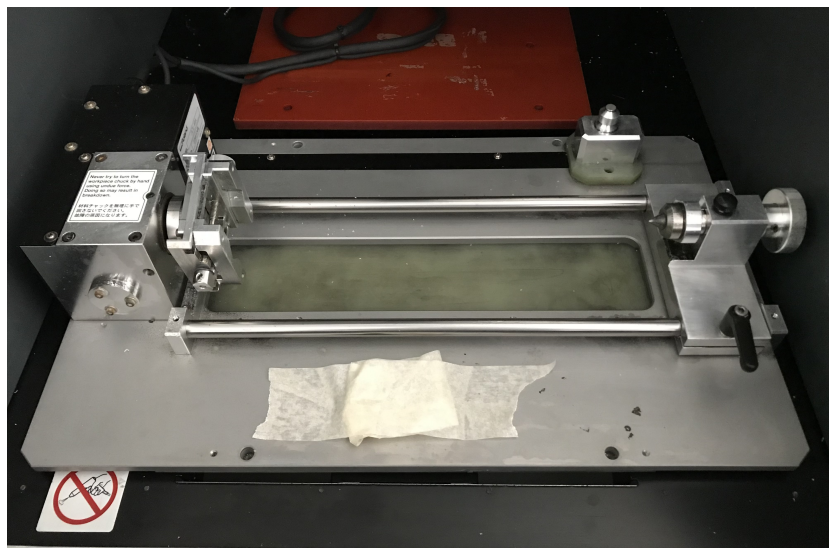


Figura 2.11: Quarto asse ZCL-40A da associare alla fresa a controllo numerico.



Figura 2.12: Afferraggi in ABS per la prova di flessione; a sinistra la porzione inferiore e a destra la porzione superiore.

Prova di torsione

Per quanto riguarda la prova di torsione è necessario che il provino sia bloccato a livello della base e che venga ruotato a livello della testa. Per fare ciò vengono creati due afferraggi identici che, per bloccare il provino, sfruttano il fatto che i Sawbone hanno dei fori trasversali a livello di testa e base. Su SolidWorks vengono disegnati gli afferraggi come mostrato in Figura 2.13; essi hanno la forma di una pinza, presentano due fori in questa zona, necessari per far passare una barra tra di loro e attraverso il provino, posizionato al centro dell'afferraggio. Gli afferraggi presentano un ulteriore foro nella parte cilindrica, necessario per fissarli alla macchina di prova.

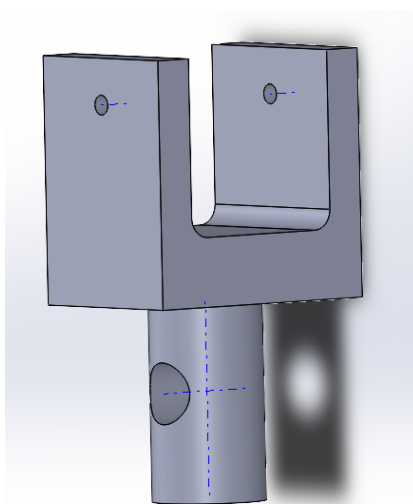


Figura 2.13: Modello CAD degli afferraggi per le prove di torsione.

Come per gli afferraggi della prova di flessione, una volta realizzati i modelli in SolidWorks, tramite la fresa a controllo numerico Roland MODELA MDX-40A

con aggiunta del quarto asse, vengono realizzati i due afferraggi per la prova di torsione, sempre in ABS. In Figura 2.14 sono mostrati gli afferraggi realizzati in ABS.

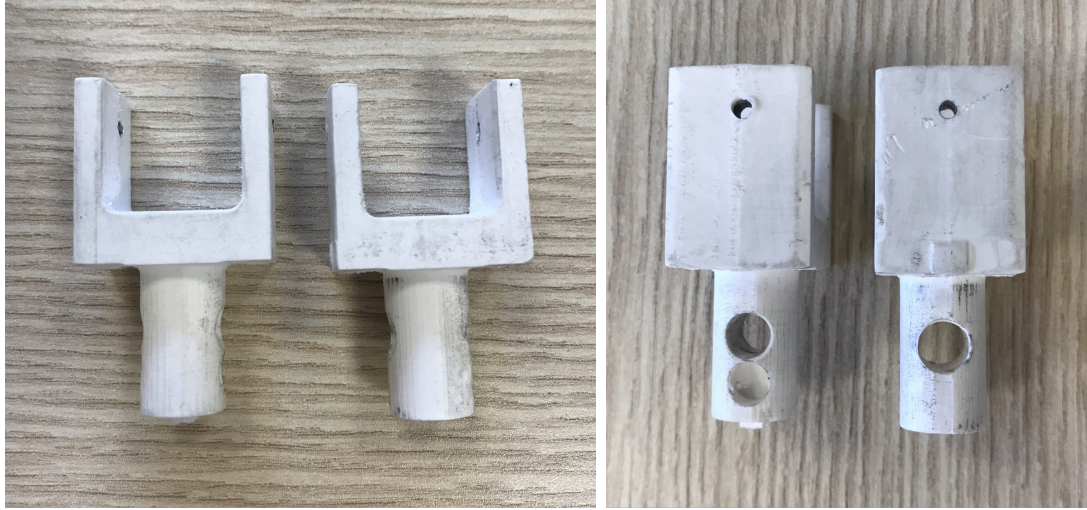


Figura 2.14: Afferraggi in ABS per la prova di torsione; a sinistra la vista frontale e a destra la vista laterale.

2.1.5 Prova di flessione a sbalzo

Per svolgere le prove di flessione i provini sono stati posizionati orizzontalmente, con l'epifisi prossimale del metacarpo incastrata tra i due afferraggi tramite due viti e il tutto è stato posizionato su un supporto del piano di lavoro della macchina di prova, come mostrato in Figura 2.15; Nell'esempio in figura è stata testata la prima tipologia di sintesi, la sintesi trasversale bimetarpale; lo stesso setup è stato utilizzato anche per le altre tipologie di sintesi. Al di sopra dell'afferraggio dorsale è stata posizionata una piastra in acciaio per prevenire una possibile rottura dell'afferraggio in seguito alle forze che si sviluppano durante la prova. Nell'epifisi distale del provino è stato applicato un carico verticale a 4.4 cm dall'afferraggio tramite un attuatore che si abbassava su di esso con una velocità costante di 10 mm/min.

In seguito alla prova di flessione il software WaveMatrix ha restituito i valori di forza e i relativi spostamenti misurati dalla cella di carico della macchina di prova e tramite MATLAB R2019b si è costruito il grafico forza-spostamento comprensivo di tutte le nove prove di flessione. Il grafico è stato poi rielaborato per essere più facilmente comprensibile: le curve sforzo-spostamento sono state riallineate considerando come punto iniziale quello in cui la forza ha raggiunto un valore pari a 2 N. Inoltre, tutte le curve sono state tagliate in corrispondenza del valore di forza massimo; questo viene fatto perché tutti i valori dopo il massimo non sono significativi, essendo successivi al fallimento della sintesi. I due grafici sono mostrati in Figura 2.16. Dalla pendenza del tratto lineare delle curve forza-spostamento, dove è presente il solo comportamento elastico, si sono calcolate le rigidità flessionali delle tre tipologie del complesso provino-sintesi. Successivamente è stato

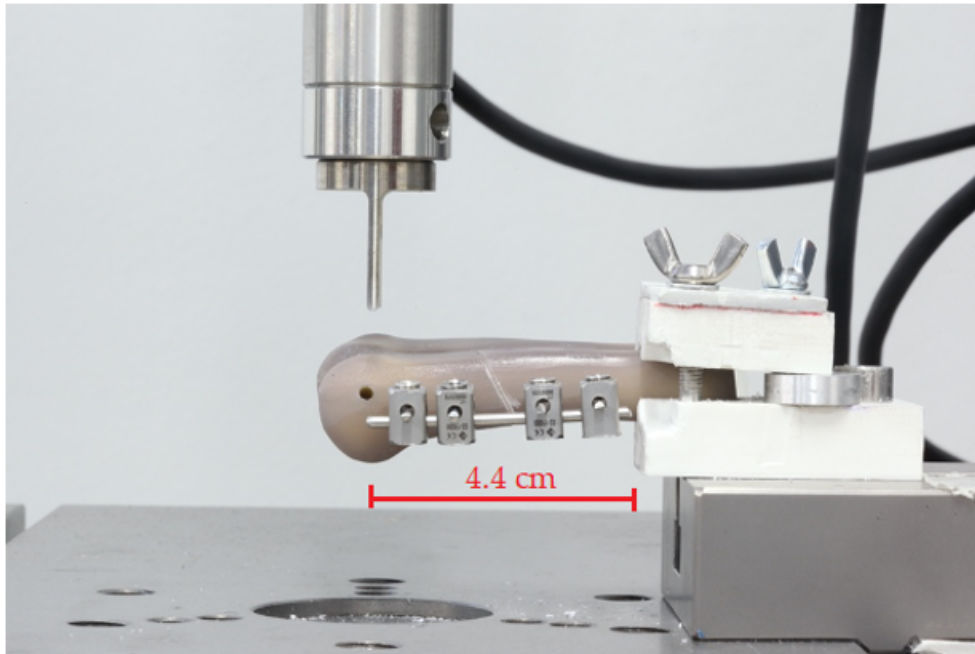


Figura 2.15: Esempio posizionamento provino prima della prova di flessione.

calcolato il carico di fallimento considerandolo come il valore corrispondente allo snervamento del provino.

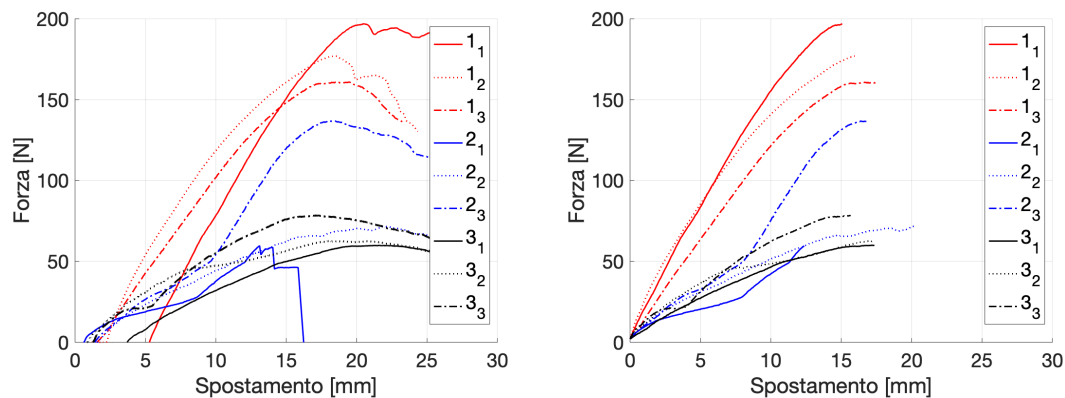


Figura 2.16: A sinistra le curve forza-spostamento grezze, dopo l'acquisizione, per tutte le nove prove di flessione. A destra le curve forza-spostamento rielaborate. Nella legenda il numero rappresenta la tipologia di riferimento del provino e il pedice rappresenta il numero della prova.

2.1.6 Prova di torsione

Per svolgere le prove di torsione gli afferraggi vanno fissati alla macchina di prova, il provino fratturato va posizionato tra gli afferraggi e bloccato tramite una barra da 2 mm passante per esso e attraverso gli afferraggi a livello dell'epifisi prossimale

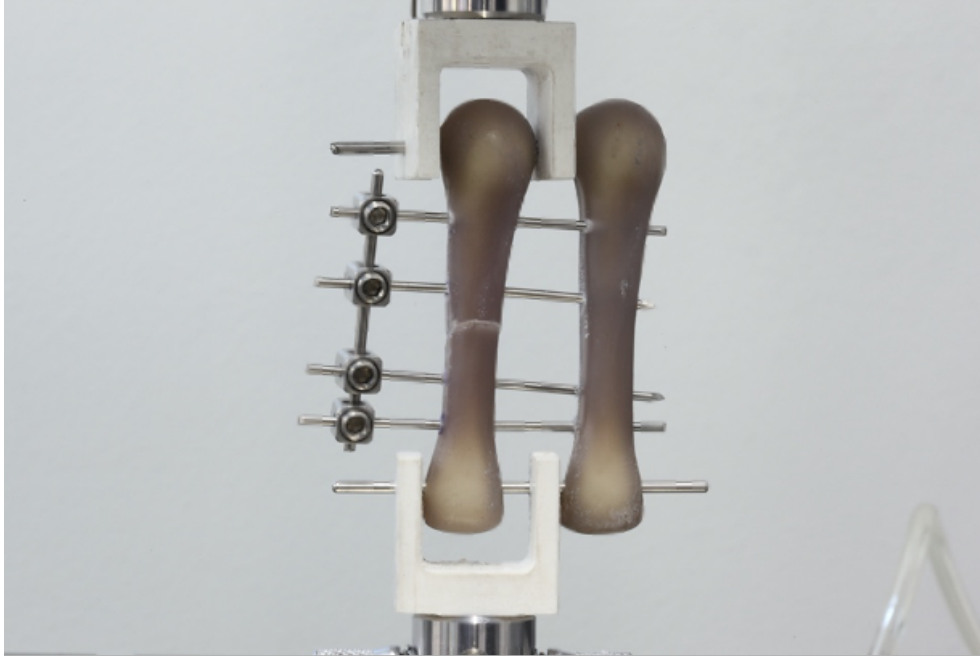


Figura 2.17: Esempio posizionamento provino prima della prova di torsione.

e distale, come mostrato in Figura 2.17. Questa sistemazione è uguale per tutte e tre le tipologie di sintesi, l'unica differenza riguarda i metacarpi con la prima tipologia di sintesi: il provino adiacente non fratturato viene attraversato dalla barra da 2 mm a livello dell'epifisi prossimale ma non di quella distale, come si vede nella figura. Questo è stato fatto per simulare ciò che avviene in vivo: le estremità prossimali sono saldamente vincolate l'una all'altra, a differenza di quelle distali che possono muoversi in modo indipendente. I provini sono stati quindi testati facendo compiere all'epifisi distale del metacarpo una rotazione interna a velocità costante di $2^\circ/\text{s}$ mentre l'epifisi prossimale rimaneva fissa.

Le prove di torsione restituiscono i valori di momento e rotazione del provino registrati dalla macchina di prova e tramite MATLAB R2019b si è costruito il grafico momento-rotazione contenente tutte le nove prove di torsione. Come per le prove di flessione, il grafico è stato poi rielaborato: le curve momento-rotazione sono state riallineate nel momento in cui veniva registrato un carico di 0.1 Nm e interrotte nel momento in cui veniva raggiunto il momento massimo, essendo i valori successivi non più significativi. I due grafici sono mostrati in Figura 2.18. Dalle curve momento-rotazione è stata calcolata la rigidità torsionale del complesso dalla pendenza delle suddette curve nel loro tratto lineare. Successivamente è stato calcolato il momento di fallimento considerandolo come il valore corrispondente allo snervamento del provino.

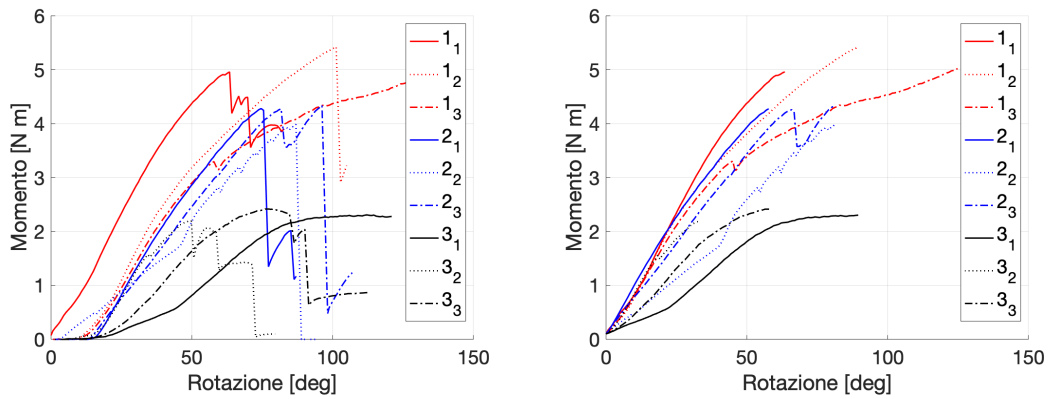


Figura 2.18: A sinistra le curve momento-rotazione grezze, dopo l'acquisizione, per tutte le nove prove di torsione. A destra le curve momento-rotazione rielaborate. Nella legenda il numero rappresenta la tipologia di riferimento del provino e il pedice rappresenta il numero della prova.

2.1.7 Analisi statistica

Sia per i valori di rigidezza flessionale e torsionale, sia per quelli di carico di fallimento e momento di fallimento, sono stati calcolati i valori medi e le deviazioni standard per le diverse prove, valori utili per confrontare le varie tecniche di sintesi. Per capire se i diversi metodi di sintesi fossero significativamente differenti, i valori di rigidezza e carico/momento di fallimento sono stati comparati usando un test ANOVA ad una via, un metodo statistico che dà informazioni sulla significatività statistica della differenza tra i risultati ottenuti con le diverse tipologie di sintesi. In particolare il test confronta le medie di tre o più gruppi (nel nostro caso i gruppi sono tre ed ognuno è costituito dai risultati delle tre prove di una tipologia di sintesi), calcola la varianza all'interno di ogni gruppo e la confronta con quella dell'intero dataset. Questo test si basa sul verificare l'ipotesi nulla, la quale afferma che tutti i gruppi presentano lo stesso valor medio e restituisce un valore, chiamato p-value; se il p-value è minore di un certo valore soglia (scelto uguale a 0.05 per questa analisi) allora l'ipotesi nulla viene rigettata e viene verificata la presenza di una differenza significativa tra i gruppi. Visto che il test non dice però tra quali gruppi è presente questa differenza, è stato svolto un altro test, chiamato test dei confronti multipli, il quale restituisce, tramite visualizzazione grafica, quali sono i gruppi che presentano una differenza significativa rispetto agli altri. Tutti i test statistici sono stati svolti tramite software MATLAB R2019b.

2.2 Placche dorsali

2.2.1 Sintesi dei metacarpi fratturati

Si passa ora alla descrizione delle prove riguardanti la sintesi tramite placche dorsali. Per svolgere le suddette prove si è mantenuto lo stesso setup sperimentale utilizzato per le prove precedenti ed è per questo che sono stati utilizzati gli stessi



Figura 2.19: Placca lineare e relative viti utilizzate in questo studio [30].

provini Sawbone di quarta generazione ed anche in questo caso i metacarpi Sawbone (6 in totale) sono stati fratturati con una frattura diafisaria obliqua.

Per la sintesi dei metacarpi sono state utilizzate delle placche dorsali lineari a compressione dinamica non bloccanti; le placche presentano sei fori per altrettante viti, la placca è spessa 1.3 mm e le viti presentano un diametro di 2.3 mm, sia placca che viti sono in lega di titanio (ASTM F136, ISO 5832-3) [30]. La differenza principale tra le placche a compressione dinamica non bloccanti e le placche bloccanti è che le prime generano una compressione della frattura solitamente prodotta dal posizionamento eccentrico delle viti nei fori della placca; questi fori hanno la forma di un cilindro inclinato e la testa della vite scorre lungo il cilindro inclinato mentre viene avvitata, costringendo la placca a muoversi lungo l'osso, comprimendo così la frattura, le forze di frizione risultanti mantengono il costruito stabile. Le placche bloccanti invece non vengono compresse sull'osso ma presentano la testa delle viti conica e dotata di una filettatura che si blocca all'interno del foro filettato della placca, creando un angolo tra la vite e l'osso compreso tra 1 e 15 °; in questo modo non si crea un contatto intimo tra placca e osso, stabilizzando la frattura senza bisogno di comprimere la placca sull'osso [31]. In Figura 2.19 viene mostrata la tipologia di placca utilizzata in questo studio mentre in Figura 2.20 si può vedere un esempio di sintesi sul metacarpo.

Vengono ora descritte le prove meccaniche effettuate sui provini sintetizzati; la macchina di prova utilizzata e i relativi protocolli sono gli stessi delle precedenti prove sui fili di Kirschner e morsetti di Joshi e lo stesso vale per gli afferraggi.

2.2.2 Prova di flessione a sbalzo

Per la prova di flessione il provino è posizionato orizzontalmente e la sua parte prossimale è inserita tra i due afferraggi, i quali, tramite due viti ed una placca in acciaio posizionata sull'afferraggio dorsale, bloccano il provino. Il carico è stato applicato a 4.4 cm dall'afferraggio, nella zona dell'epifisi distale, tramite un at-

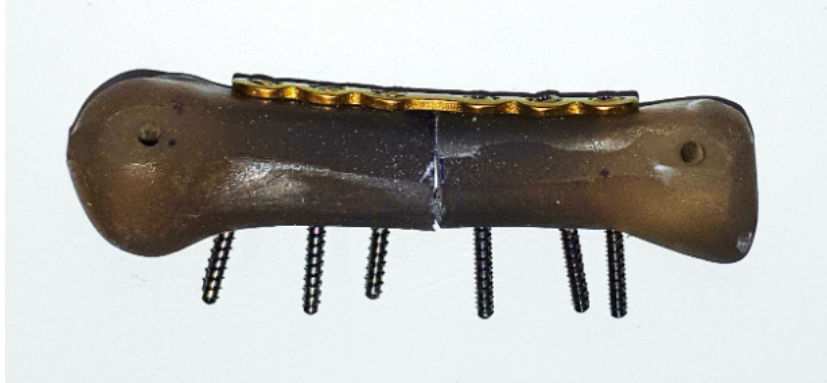


Figura 2.20: Esempio di sintesi tramite placca dorsale.

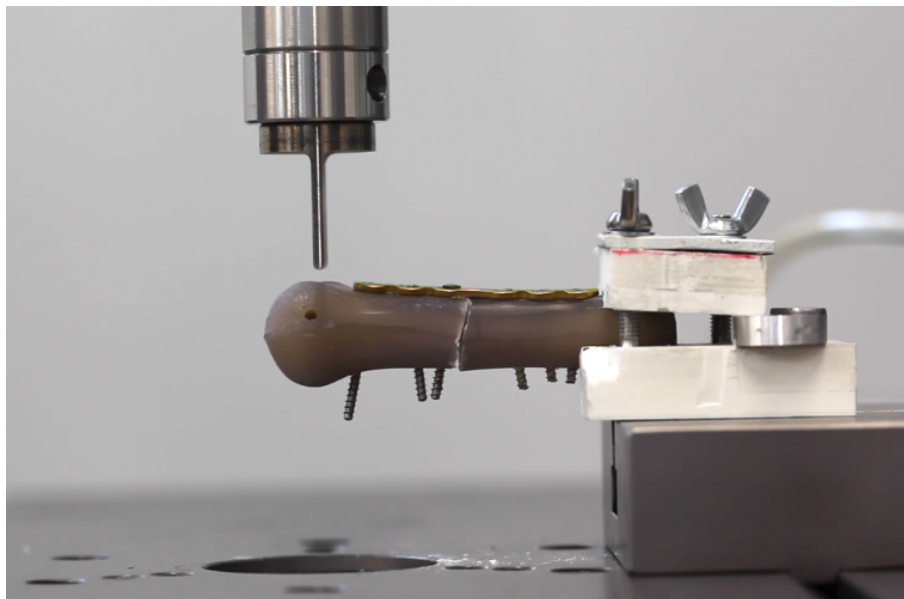


Figura 2.21: Esempio posizionamento provino prima della prova di flessione.

tuatore che si abbassava sul provino con una velocità costante di 10 mm/min. In Figura 2.21 è mostrato un esempio del posizionamento del provino.

Finite le prove di flessione sui tre provini il software WaveMatrix della macchina di prova ha fornito i valori di forza misurati e i relativi spostamenti e tramite MATLAB R2019b è stato costruito il grafico forza-spostamento per le tre prove. Il grafico è stato in seguito modificato al fine di renderlo più comprensibile ed in particolare è stato effettuato un riallineamento delle curve considerando come punto iniziale quello in cui la forza raggiunge un valore di 2 N; inoltre le curve sono state interrotte al raggiungimento del loro massimo, essendo i valori successivi non significativi in quanto successivi al fallimento. I due grafici sono mostrati in Figura 2.22. È stata quindi calcolata la rigidezza flessionale del complesso provino-placca per le tre prove dalla pendenza delle curve nel loro tratto lineare, indice del comportamento elastico. Successivamente è stato calcolato il carico di fallimento

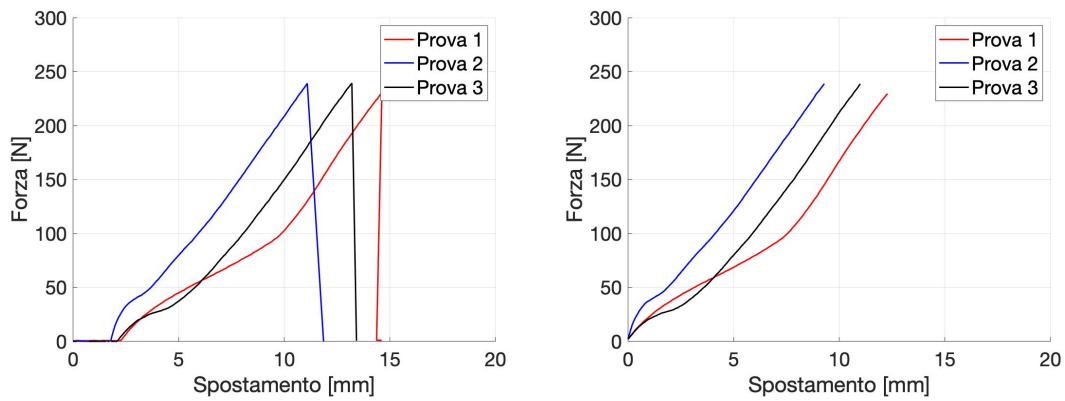


Figura 2.22: A sinistra le curve forza-spostamento grezze, dopo l'acquisizione, per le tre prove di flessione; a destra le curve forza-spostamento rielaborate.

considerato come il valore corrispondente allo snervamento del complesso provino-placca.

2.2.3 Prova di torsione

Per la prova di torsione il provino è stato posizionato nella macchina di prova tra gli appositi afferraggi e bloccato ad essi grazie ad una barra di 2 mm di acciaio, passante attraverso dei fori presenti negli afferraggi e nel provino, in corrispondenza dell'epifisi prossimale e distale, come è possibile vedere in Figura 2.23. I provini vengono quindi testati facendo compiere all'epifisi distale del metacarpo una rotazione interna a velocità costante di $2^\circ/\text{s}$ mentre l'epifisi prossimale rimane ferma.

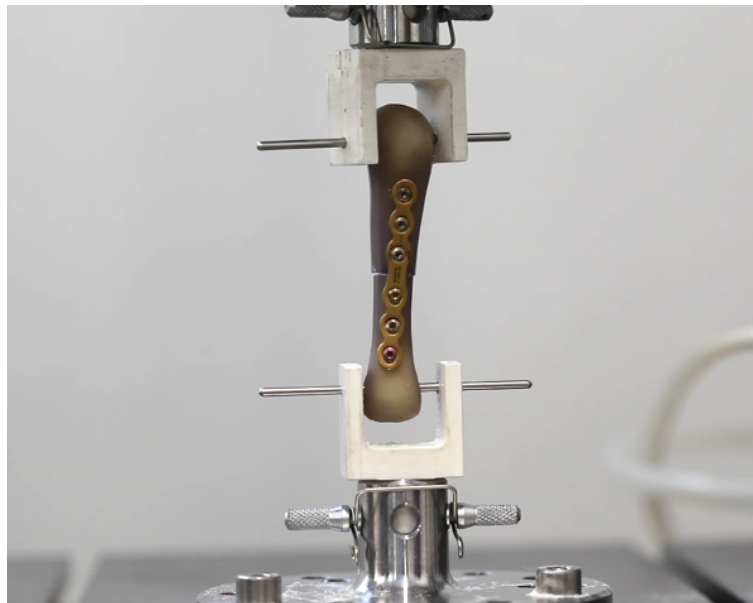


Figura 2.23: Esempio posizionamento provino prima della prova di torsione.

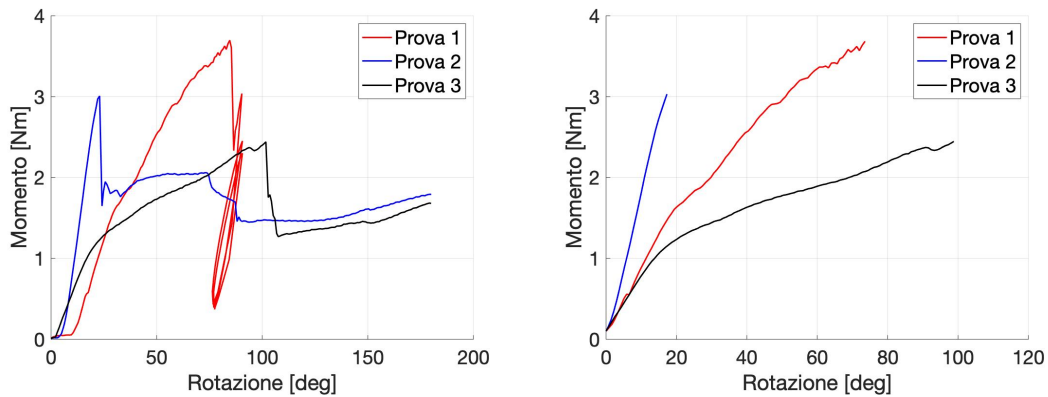


Figura 2.24: A sinistra le curve momento-rotazione grezze, dopo l'acquisizione, per le tre prove di torsione; a destra le curve momento-rotazione rielaborate.

Dalle prove di torsione la macchina ha restituito i valori di momento e di rotazione da essa registrati e, come per la prova di flessione, tramite MATLAB R2019b è stato realizzato il grafico momento-rotazione contenente le curve delle tre prove. Il grafico è stato poi rielaborato al fine di migliorarne la comprensione; le curve sono state riallineate nel momento in cui veniva registrato un momento di 0.1 Nm e sono state interrotte al raggiungimento del momento massimo. I due grafici sono mostrati in Figura 2.24. È stata quindi calcolata la rigidezza torsionale del complesso dalla pendenza delle curve momento-rotazione nel loro tratto lineare. Per quanto riguarda il momento di fallimento si è deciso di prendere anche per queste prove il valore corrispondente allo snervamento del complesso provino-placca.

Si procederà ora con la descrizione di tutti i passaggi necessari per la realizzazione dei modelli che verranno utilizzati per le simulazioni numeriche.

2.3 Simulazione numerica

2.3.1 Scansione del metacarpo

Come prima cosa è stato necessario fare una scansione 3D del metacarpo Sawbone da poter importare nel software di modellazione numerica. Per la scansione è stato utilizzato lo scanner EinScan Pro HD (SHINING 3D, Hangzhou, China), il quale permette di realizzare scansioni ad alta risoluzione (0.2 mm) ed accuratezza, sia in modalità fissa sia in modalità mobile; per la prima lo scanner viene tenuto fermo su un supporto e l'oggetto da scansionare ruoterà davanti ad esso, per la seconda è lo scanner che viene tenuto in mano dall'operatore e spostato nelle differenti zone dell'oggetto da scansionare [32]. Per questo studio è stato utilizzato il primo metodo, in particolare si è preso un metacarpo Sawbone intatto e si è applicato su di esso uno strato di vernice spray opacizzante, necessario per renderlo visibile per la scansione, successivamente esso è stato posizionato su di una base rotante in dotazione e fissato ad essa a livello della base tramite della plastilina. È possibile



Figura 2.25: Setup necessario per la scansione; scanner 3D EinScan Pro HD posizionato su di un treppiede e base rotante su cui va posizionato il metacarpo.

vedere in Figura 2.25 il setup necessario per la scansione. A questo punto lo scanner è stato prima calibrato e poi posizionato davanti alla base rotante su di un treppiede, per tenerlo in posizione; sono stati quindi impostati i parametri di processo nel software dello scanner ed in particolare il numero di scansioni da fare e da questo il numero di rotazioni che la base deve compiere; nel nostro caso si è scelto di far compiere alla base 360 rotazioni da un grado, in questo modo lo scanner catturerà 360 scansioni che dovrà poi sovrapporre e rielaborare per creare la scansione totale del metacarpo. Conclusa la scansione, sempre tramite il software dello scanner, sono stati riempiti gli eventuali buchi presenti nel modello appena creato, dovuti a zone non perfettamente scannerizzate, ed è stata realizzata la mesh 2D dello stesso (Figura 2.26), successivamente esportata nel software di pre-processing.

2.3.2 Realizzazione dei modelli

Il software di pre-processing utilizzato è HyperMesh 2019; dopo che la mesh 2D del metacarpo è stata importata nel software si è proceduto a convertirla in superficie, visto che la realizzazione della sintesi risultava più semplice utilizzando le superfici piuttosto che la mesh direttamente.

A questo punto era necessario dividere il metacarpo nella componente corticale e in quella spongiosa. Si è analizzato un metacarpo Sawbone per vedere lo spessore

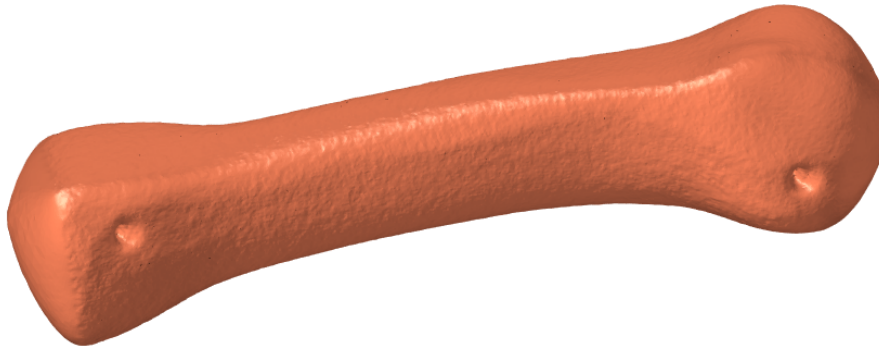


Figura 2.26: Mesh 2D realizzata dallo scanner ed esportata nel software di pre-processing HyperMesh.

dello strato corticale e si è notato che tale spessore cambiava puntualmente nelle sue diverse zone; per cui si è deciso, per semplicità, di realizzare uno strato di corticale di spessore costante e per fare ciò si è fatto un offset interno della superficie della scansione di 2 mm, valore medio dello spessore misurato nelle diverse zone; Quello che si ottiene sono quindi due superfici identiche, una è quella di partenza e l'altra è contenuta al suo interno e distante 2 mm da essa. Tramite il software si sono quindi realizzati i due volumi, corticale e spongioso, il primo compreso tra le due superfici e il secondo situato all'interno della superficie più interna; il passaggio successivo è stato la creazione del canale midollare e dei due fori presenti sul metacarpo a livello delle due epifisi e per fare ciò sono stati realizzati dei volumi cilindrici delle dimensioni volute (3.2 mm di diametro per il canale midollare e 2 mm di diametro per i due fori) e tramite operazioni booleane di sottrazione tra questi cilindri e i due volumi del metacarpo sono stati creati i suddetti fori. Si è quindi proceduto con la creazione della frattura (di spessore ipotizzato di 0.5 mm), obliqua e posizionata al centro della diafisi, per simulare quella reale creata nei metacarpi; per realizzarla si sono creati due piani distanti tra loro 0.5 mm passanti per la diafisi nella zona dove si vuole realizzare la frattura e tramite operazioni di taglio si è eliminata la porzione dei volumi compresa tra i due piani. In figura 2.27 è possibile vedere il modello realizzato con la procedura descritta finora.

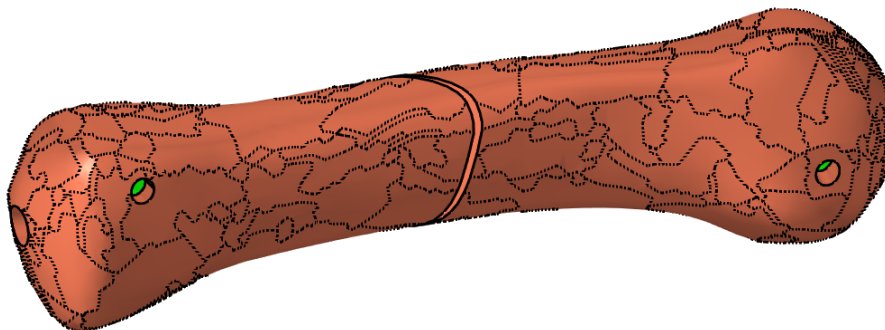


Figura 2.27: Modello con fori a livello delle due epifisi, canale midollare e frattura diafisaria.

A questo punto sono state create le tre diverse tipologie di sintesi; per la sintesi con il filo interframmentario sono stati creati cinque cilindri corrispondenti ai cinque fili di Kirschner di 1.6 mm di diametro utilizzati per la sintesi, quattro di essi attraversano il metacarpo trasversalmente mentre il quinto lo attraversa passando in mezzo alla frattura e, una volta superata, riallineandosi parallelamente agli altri fili; i cinque fili terminano in corrispondenza di un altro cilindro di 2 mm di diametro, corrispondente alla barra che sperimentalmente veniva usata per tenere i fili uniti ai morsetti di Joshi. In quest'analisi numerica, per semplicità, non vengono modellati i morsetti ma si fa in modo che i fili si intersechino con la barra e si incastrino rigidamente con essa, al fine di creare un corpo unico e simulare quello che succede nella realtà.

Per la sintesi bimetacarpale, come prima cosa, si è duplicato il metacarpo (senza frattura) e si è posizionato di fianco al metacarpo fratturato; a questo punto sono stati creati i quattro cilindri corrispondenti ai quattro fili e si sono fatti passare trasversalmente ai due provini affiancati passando per la diafisi, facendoli terminare in corrispondenza di un ulteriore cilindro corrispondente alla barra, alla quale sono incastrati, come per la sintesi descritta precedentemente.

L'ultima sintesi, quella con i fili intramidollari, è stata creata realizzando due cilindri, corrispondenti ai due fili, in modo che attraversassero interamente il metacarpo lungo la sua lunghezza, in particolare partono dalla sua epifisi prossimale, si incrociano verso il centro di esso e arrivano all'epifisi distale; successivamente i due fili cambiano direzione, vengono curvati e si incontrano intersecandosi.

Per tutte e tre le tipologie di sintesi viene successivamente svolta un'operazione booleana di sottrazione tra i volumi del metacarpo e i fili per creare i fori; tutte e tre le sintesi sono visibili in Figura 2.28.

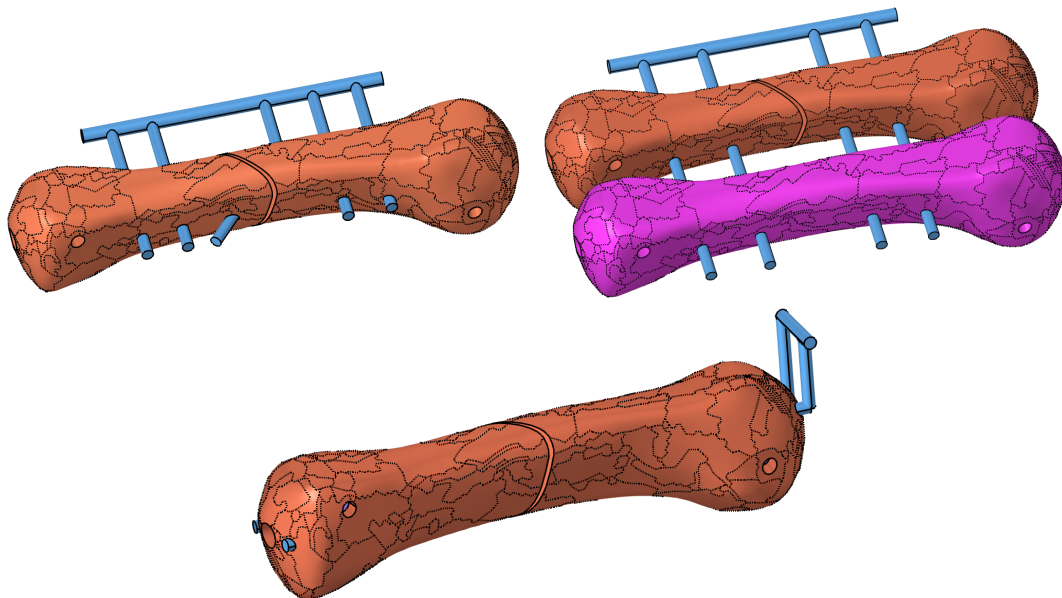


Figura 2.28: In alto a sinistra il modello con il filo interframmentario, in alto a destra il modello con il doppio metacarpo, in basso il modello con i fili intramidollari.

L'ultimo passaggio per la creazione del modello è stato la realizzazione della mesh; dai volumi di corticale, spongioso e fili di Kirschner uniti alla barra si è realizzata inizialmente la mesh 2D superficiale dei tre componenti, costituita da elementi chiamati "tria", di dimensione 0.5 mm, ovvero elementi triangolari con tre nodi ai vertici; partendo da questi è stata successivamente creata la mesh 3D dei tre componenti, costituita da elementi chiamati "tetra", piramidali a base triangolare con quattro nodi ai vertici del poligono; sono elementi lineari che si prestano bene a modellizzare geometrie complesse, come quelle utilizzate in questo studio. Durante la realizzazione gli elementi sia 2D che 3D eccessivamente distorti sono stati corretti. In Figura 2.29 sono schematizzati gli elementi utilizzati nella mesh.

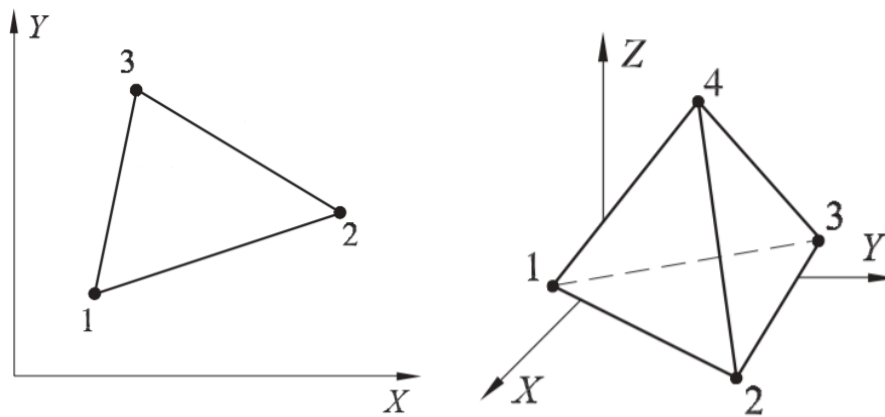


Figura 2.29: Rappresentazione degli elementi tria a sinistra e degli elementi tetra a destra.

Creati così i modelli si procede ora alla descrizione delle altre caratteristiche necessarie per la simulazione.

Proprietà dei materiali

I tre componenti del modello sono costituiti da materiali diversi e perciò hanno proprietà diverse. Le proprietà scelte da attribuire sono le seguenti: modulo di Young, coefficiente di Poisson e densità; Per quanto riguarda il metacarpo e quindi la porzione corticale e spongiosa, i valori di tali proprietà sono stati forniti direttamente dall'azienda, mentre per i fili di Kirschner il materiale è stato ipotizzato, visto che non era fornito dal produttore; si è scelto l'acciaio inox 316LVM, un acciaio austenitico largamente utilizzato in ambito medico per protesi ed ortesi, vista la sua ottima resistenza in ambienti fisiologici. Nella seguente tabella vengono riportate le proprietà dei tre componenti (Tabella 2.1).

Tabella 2.1: Proprietà dei componenti del modello.

	Modulo di Young [MPa]	Coeff. di Poisson	Densità [kg/m ³]
Corticale [33]	17*10 ³	0.26	1640
Spongioso [33]	284	0.27	320
Fili di K. [34]	200*10 ³	0.3	7900

Contatti

Costruito il modello è di fondamentale importanza descrivere come sarà il movimento relativo dei vari componenti. La componente corticale e quella spongiosa nella realtà sono unite saldamente l'una all'altra e per simulare ciò si è fatto in modo che la mesh sulla superficie interna del corticale e la mesh sulla superficie esterna dello spongioso condividessero gli stessi nodi, per fare in modo che risultassero unite. Per creare il contatto tra metacarpo e fili si è invece scelto di utilizzare un contatto con attrito, per far in modo che i fili potessero scorrere, seppur minimamente, all'interno dei fori e per fare ciò è stato scelto un coefficiente d'attrito di 0.5. Le superfici scelte per questo contatto sono state quelle corrispondenti ai fori provocati dai fili per quanto riguarda le componenti corticale e spongiosa, mentre a livello dei fili sono state selezionate le porzioni superficiali che attraversavano il metacarpo; in Figura 2.30 si può vedere un esempio di queste superfici scelte per il contatto.

Un ulteriore contatto necessario riguarda la frattura; le due superfici del metacarpo a livello della frattura non sono a contatto inizialmente, ma lo saranno durante la simulazione. È stato perciò creato un contatto che comprendesse queste due superfici, per fare in modo che durante la simulazione le due porzioni del provino non si compenetrino; anche in questo caso il coefficiente d'attrito utilizzato è 0.5.

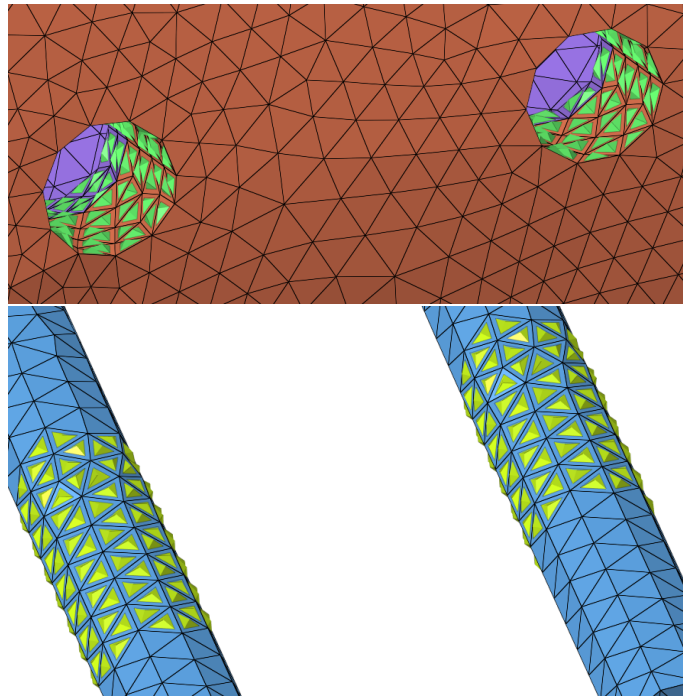


Figura 2.30: In alto rappresentazione delle superfici a contatto a livello dei fori tramite tetraedri verdi, in basso rappresentazione delle superfici a contatto a livello dei fili tramite tetraedri gialli.

Condizioni al contorno

In ultimo è necessario inserire carichi e vincoli nel modello; per creare i vincoli è stata selezionata una parte dei nodi superficiali dell'epifisi prossimale del corticale, in modo da ricreare gli afferraggi delle prove sperimentali; a questi nodi è stato

imposto un vincolo sullo spostamento e sulla rotazione, in modo che non si muovessero durante le prove.

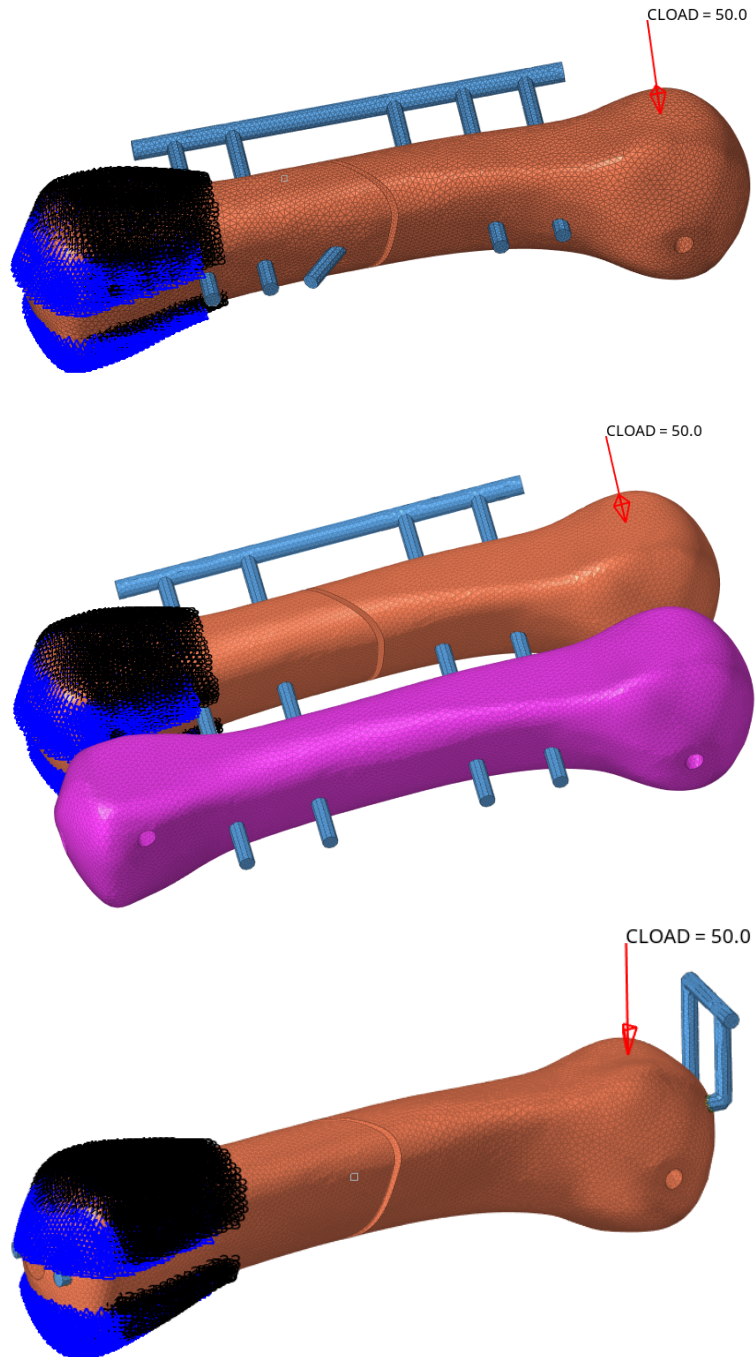


Figura 2.31: Modelli comprensivi di vincoli e carichi; i vincoli sono rappresentati con triangoli blu e neri mentre i carichi sono rappresentati da una freccia rossa. Dall'alto verso il basso sono presenti il modello con il filo interframmentario, quello con il doppio metacarpo e quello con i fili intramidollari.

Come carico è stata imposta una forza puntuale di 50 N su di un nodo dell'epifisi distale del provino, nella stessa zona dove è applicato l'attuatore della macchina di prova nei test sperimentali. Si è scelto di analizzare un carico di 50 N poiché tutti i provini dei test sperimentali riuscivano a sopportare questo carico e quindi risulta possibile fare un confronto tra i risultati ottenuti sperimentalmente e quelli derivati dalle simulazioni numeriche.

In Figura 2.31 è possibile vedere i modelli realizzati per le tre tipologie di sintesi, comprensivi di vincoli e carichi. A questo punto, dopo aver definito il tipo di analisi che si vuole effettuare, in questo caso un'analisi di tipo statico, i file di input dei modelli vengono esportati nel solutore Abaqus, il quale procederà con la simulazione.

In seguito alle prime simulazioni si sono notati alcuni problemi: uno riguardava il modello con il filo interframmentario, il quale presentava un'eccessiva tensione di Von Mises proprio sul filo interframmentario, a livello dell'intersezione con la barra. La tensione registrata superava i valori di rottura del filo, cosa che però non succedeva nelle prove sperimentali; si è perciò pensato che una possibile causa potesse essere il fatto che durante le prove sperimentali i fili possono ruotare all'interno dei morsetti di Joshi mentre non possono farlo nelle simulazioni numeriche. Per risolvere il problema si è staccato il filo dalla barra, successivamente si è creato un elemento LINK per collegare alcuni nodi della barra, i più vicini al filo interframmentario (nodi slave), con un nodo di riferimento (nodo master), posizionato vicino alla barra sull'asse di simmetria del filo interframmentario, come si vede in Figura 2.32; in questo modo tutto quello che succede al nodo master viene propagato anche agli altri nodi slave. Si è quindi creato un kinematic coupling tra la superficie della porzione finale del filo e il nodo master dell'elemento LINK appena creato (Figura 2.32). Il kinematic coupling è un elemento 1D che permette di vincolare i gradi di libertà di una determinata superficie al movimento di un nodo di riferimento; è possibile selezionare quali gradi di libertà vincolare e quali no, in questo caso sono stati vincolati tutti i gradi di libertà tranne la rotazione attorno all'asse di simmetria del filo, permettendo così ad esso di ruotare durante la prova di flessione ed evitare il formarsi di tensioni elevate a contatto con la barra.

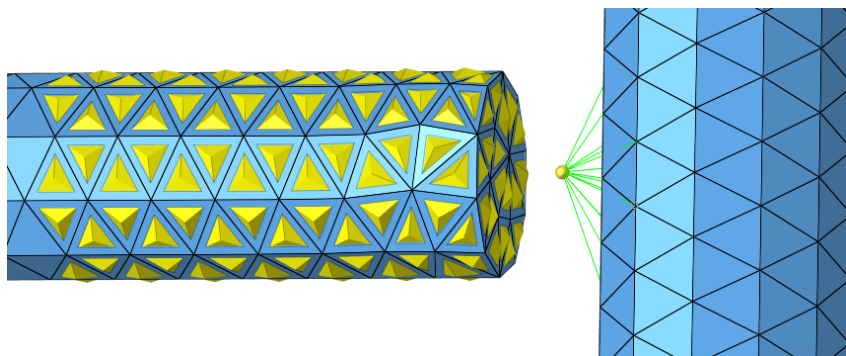


Figura 2.32: A sinistra la porzione finale del filo interframmentario con i tetraedri gialli ad indicare la superficie coinvolta nel kinematic coupling, a destra la barra con alcuni nodi collegati al nodo di riferimento giallo tramite elemento LINK rappresentato in verde.

Un altro problema riguarda il modello con i fili intramidollari; in seguito all'analisi si è registrato che lo spostamento del punto di applicazione del carico è meno della metà di quello misurato nelle prove sperimentali. La differenza principale tra le due analisi è che in quella numerica i fili sono contenuti all'interno di uno specifico foro rettilineo nel provino, mentre nell'analisi sperimentale durante l'inserimento dei fili non si riesce a fargli mantenere una traiettoria rettilinea poiché quando entrano all'interno del canale midollare lo percorrono per tutta la sua lunghezza senza riuscire ad uscirne prima della sua fine. Per questo motivo i fili nei test sperimentali hanno molto più spazio per muoversi e ciò si traduce in una maggiore flessione del provino durante la prova. Per avvicinarsi a questa condizione nelle simulazioni numeriche si è eliminata la parte dei contatti tra fili e metacarpo a livello diafisario, lasciando i contatti solo nelle epifisi e si è invece aggiunto un contatto tra i due fili, i quali, non essendo più chiusi all'interno del proprio foro, finiscono per intersecarsi. In questo modo i fili hanno più libertà di movimento e ciò permette di ottenere una situazione più simile al caso sperimentale. In Figura 2.33 si possono vedere i nuovi contatti.

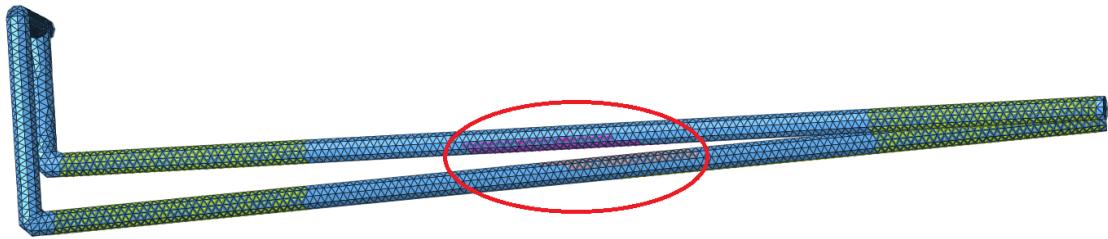


Figura 2.33: Rappresentazione dei fili intramidollari, senza i contatti tra la porzione diafisaria dei fili e i rispettivi fori ma con l'aggiunta dei contatti tra i due fili, visibili nell'ovale rosso.

Capitolo 3

Risultati

3.1 Sintesi con fili di Kirschner e morsetti di Joshi

3.1.1 Prova di flessione a sbalzo

Per quanto riguarda il test di flessione non è stata osservata né una rottura dell'osso né un fallimento del complesso fili di Kirschner/morsetti di Joshi (fallimento inteso come rottura dei fili o fuoriscita di essi dal foro dei metacarpi) prima della fine del test. Fa eccezione solo una prova, la prima della sintesi trasversale con 5 fili di Kirschner di cui uno interframmentario; in questa prova si è verificata la fuoriuscita del filo interframmentario che ha causato il fallimento della sintesi e l'interruzione della prova. Tutti gli altri test sono invece terminati al raggiungimento del carico massimo imposto nel protocollo. In Figura 3.1 possiamo vedere l'immagine di un provino alla fine del test.

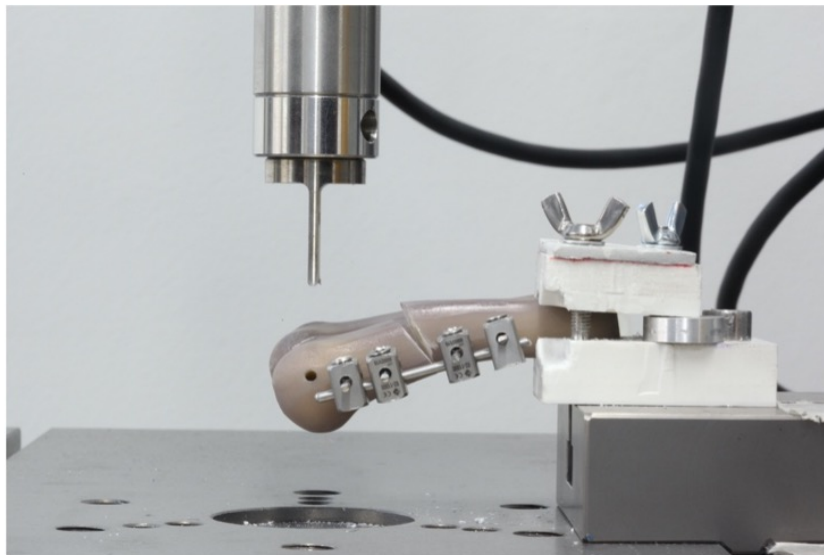


Figura 3.1: Esempio di provino a fine prova di flessione.

Verranno ora indicati nella seguente tabella (Tabella 3.1) i risultati di rigidezza flessionale e carico di fallimento ottenuti dalle prove di flessione per le tre tipologie

di sintesi, espressi in termini di valor medio e deviazione standard dei risultati ottenuti dalle tre prove di ogni tipologia di sintesi.

Tabella 3.1: Risultati della prova di flessione.

	Tipologia 1	Tipologia 2	Tipologia 3
Rigidezza flessionale [N/mm]	14.50 ± 1.99	6.40 ± 0.70	7.18 ± 1.31
Carico di fallimento [N]	145.00 ± 19.82	27.86 ± 9.68	30.48 ± 8.63

In Figura 3.2 viene mostrato tramite i grafici forza-spostamento come sono stati calcolati per ogni prova la rigidezza e il carico di fallimento; in particolare le rette verdi rappresentano l'interpolazione lineare del tratto della curva corrispondente al comportamento elastico e sono state utilizzate per calcolarne la pendenza e da questa si è ricavata la rigidezza; i cerchi color magenta rappresentano invece il valore di forza di fallimento, corrispondente al punto di intersezione tra la curva e la sua interpolazione lineare, traslata nel verso positivo delle ascisse di una quantità pari al 2% della lunghezza del braccio di applicazione del carico.

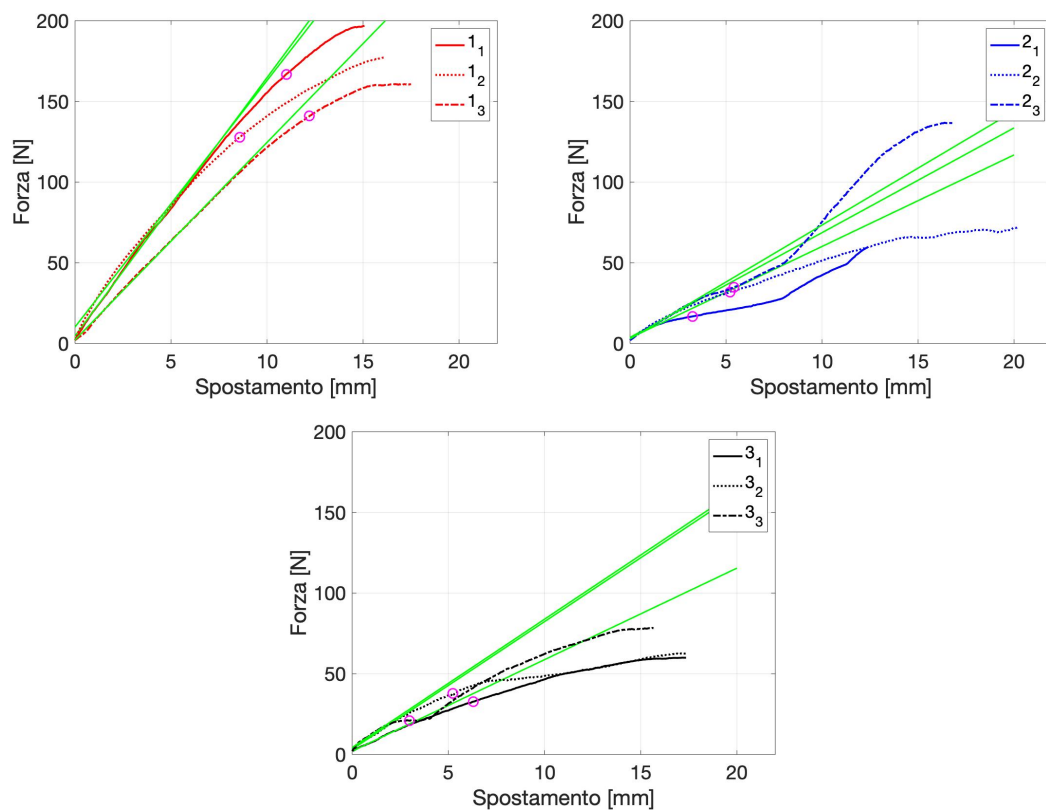


Figura 3.2: A sinistra le curve forza-spostamento della tipologia di sintesi 1 per tutte e tre le prove di flessione, in centro le curve forza-spostamento della tipologia di sintesi 2 per tutte e tre le prove di flessione e a destra le curve forza-spostamento della tipologia di sintesi 3 per tutte e tre le prove di flessione.

A questo punto si è proceduto con l'analisi statistica ed in particolare con il test ANOVA ad una via, il quale ha evidenziato la presenza di una differenza statisticamente significativa tra le tre tipologie di sintesi; si è quindi utilizzato il test dei confronti multipli, il quale ha rilevato che la differenza è presente tra la prima tipologia di sintesi, quella con il doppio metacarpo, e le altre due tipologie; invece la tipologia due e tre non risultano essere significativamente differenti tra loro. È possibile vedere questa differenza anche in Figura 3.3, dove sono mostrati gli istogrammi relativi ai risultati di rigidezza e carico di fallimento per le tre tipologie.

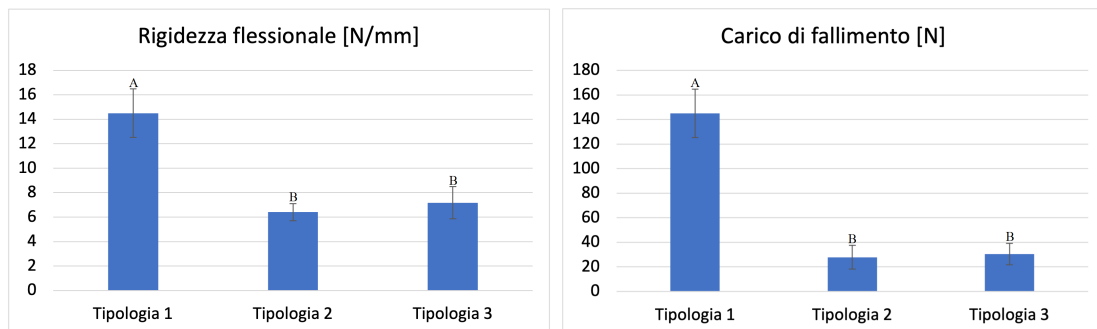


Figura 3.3: A sinistra l'istogramma della rigidezza flessionale per le tre tipologie di sintesi; a destra l'istogramma del carico di fallimento per le tre tipologie di sintesi. Le lettere sopra le barre di errore indicano se i risultati sono statisticamente differenti tra di loro: lettere diverse implica una differenza significativa, lettere uguali implica nessuna differenza significativa.

3.1.2 Prova di torsione

La maggior parte delle prove di torsione è terminata con la rottura del Sawbone, in particolare tutti i metacarpi della prima tipologia si sono fratturati nell'epifisi prossimale, a livello dell'afferraggio, così come i primi due della seconda tipologia, mentre il terzo si è fratturato a livello del filo interframmentario. Per quanto riguarda la terza tipologia, il metacarpo della prima prova non si è fratturato e la prova è terminata con il raggiungimento del limite di rotazione imposto, il secondo metacarpo si è fratturato a livello dell'afferraggio dell'epifisi prossimale mentre l'ultimo metacarpo si è fratturato a livello diafisario. Non si è invece mai verificato un fallimento del complesso fili di Kirschner/morsetti di Joshi. In Figura 3.4 vediamo un esempio di rottura del metacarpo durante la torsione.

Verranno ora indicati nella seguente tabella (Tabella 3.2) i risultati di rigidezza torsionale e momento di fallimento ottenuti dalle prove di torsione per le tre tipologie di sintesi, espressi in termini di valor medio e deviazione standard dei risultati ottenuti dalle tre prove di ogni tipologia di sintesi.



Figura 3.4: Esempio di provino a fine prova di torsione.

Tabella 3.2: Risultati della prova di torsione.

	Tipologia 1	Tipologia 2	Tipologia 3
Rigidezza torsionale [Nm/deg]	0.089 ± 0.005	0.069 ± 0.020	0.049 ± 0.006
Momento di fallimento [Nm]	3.423 ± 0.785	3.230 ± 0.786	2.053 ± 0.040

In Figura 3.5 si può vedere tramite i grafici momento-rotazione come sono stati calcolati per ogni prova la rigidezza torsionale e il momento di fallimento; come per le prove di flessione le rette verdi rappresentano l'interpolazione lineare del tratto della curva corrispondente al comportamento elastico e sono state utilizzate per calcolarne la pendenza e da questa si è ricavata la rigidezza. I cerchi color magenta rappresentano invece il valore di momento di fallimento, corrispondente al punto di intersezione tra la curva e la sua interpolazione lineare traslata nel verso positivo delle ascisse di una quantità pari ad una rotazione di 2° ; questo discorso vale per tutte le curve tranne quella della seconda prova della seconda tipologia, la quale, a causa dei particolari valori registrati durante la prova, non permette l'utilizzo di questo metodo. Si è perciò scelto di utilizzare come momento di fallimento il valore corrispondente al primo istante in cui la curva subiva una diminuzione di momento all'aumentare della rotazione, come indicato dal cerchio color magenta in figura.

Si è proceduto con l'analisi statistica tramite test ANOVA, il quale non ha però evidenziato una differenza statisticamente significativa tra i tre metodi di sintesi sia per quanto riguarda la rigidezza sia per il momento di fallimento, i quali risultano perciò equivalenti tra le tre tipologie. È possibile vedere i risultati anche in Figura 3.6 dove sono mostrati gli istogrammi di rigidezza e momento di fallimento per le tre tipologie.

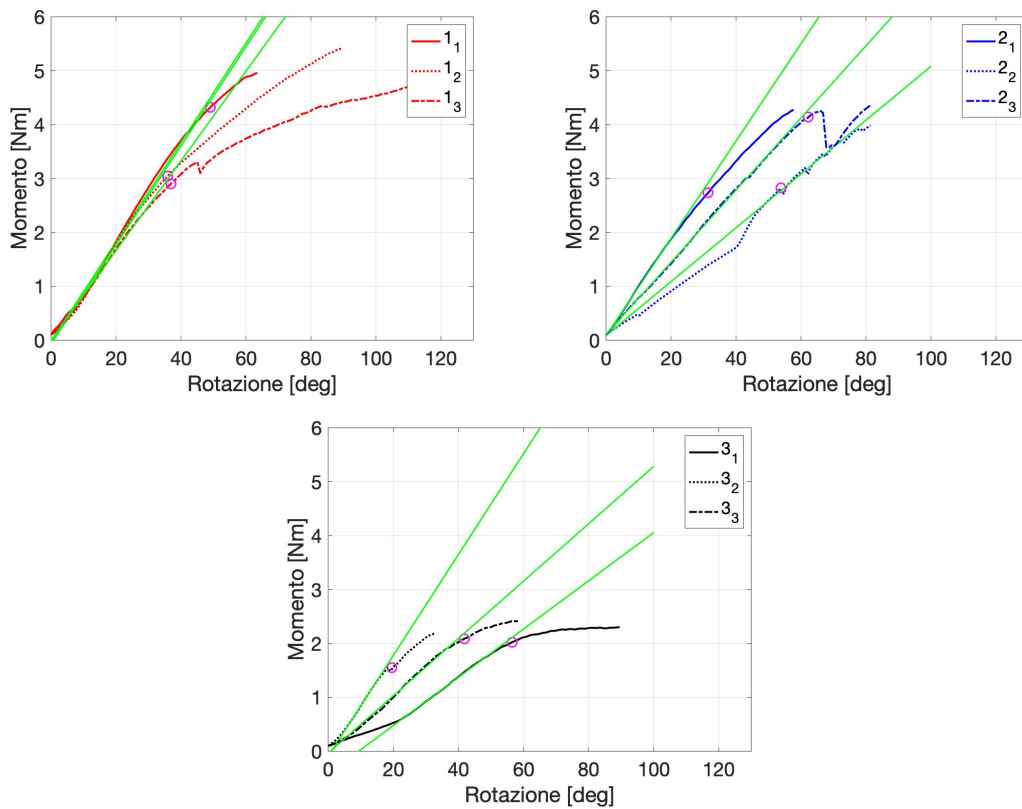


Figura 3.5: A sinistra le curve momento-rotazione della tipologia di sintesi 1 per tutte e tre le prove di rotazione, in centro le curve momento-rotazione della tipologia di sintesi 2 per tutte e tre le prove di torsione e a destra le curve momento-rotazione della tipologia di sintesi 3 per tutte e tre le prove di torsione.

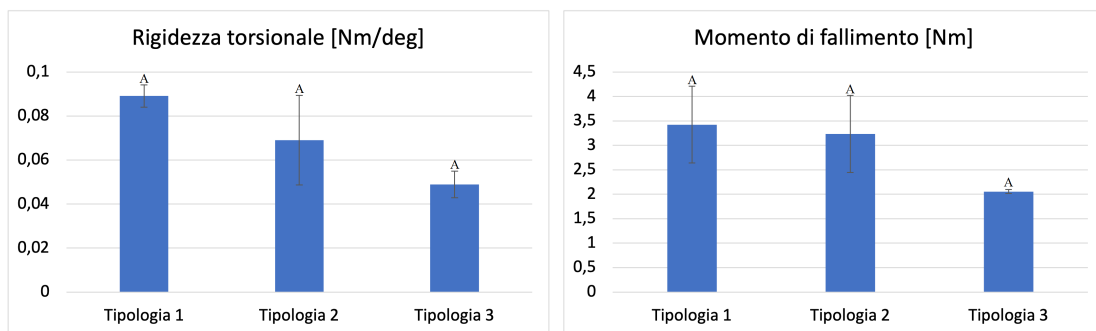


Figura 3.6: A sinistra l'istogramma della rigidità torsionale per le tre tipologie di sintesi; a destra l'istogramma del momento di fallimento per le tre tipologie di sintesi. Le lettere sopra le barre di errore indicano se i risultati sono statisticamente differenti tra di loro: lettere diverse implica una differenza significativa, lettere uguali implica nessuna differenza significativa.

3.1.3 Confronto

Uno degli obiettivi di questo studio è capire quale dei tre metodi qui proposti potrebbe garantire una maggiore stabilità della frattura; per fare ciò ci si è focalizzati principalmente sui risultati ottenuti dalle prove di flessione, visto che i risultati delle prove di torsione non hanno evidenziato delle differenze significative tra le tre tipologie. È comunque vero che le prove di flessione sono quelle più adatte per valutare la stabilità della sintesi, visto che durante la quotidianità i carichi più comuni che deve sopportare il metacarpo fratturato sono quelli che pongono l'osso in una condizione di flessione più che di torsione.

Dai risultati precedentemente esposti risulta chiaro che sia la rigidezza flessionale sia il carico di fallimento sono significativamente maggiori per i provini della prima tipologia e questo si traduce in un fissaggio della frattura migliore, ossia l'osso riuscirà a sopportare carichi maggiori e si potrà ricominciare ad utilizzare la mano in un tempo più breve. Si è quindi capito che il metodo migliore tra i tre è la sintesi trasversale bimetarpale utilizzando 4 fili di Kirschner; il passo successivo è confrontare questa tipologia di sintesi con quella che utilizza le placche dorsali al fine di comprendere se l'uso del complesso fili di Kirschner/morsetti di Joshi consenta di ottenere una stabilità di sintesi paragonabile a quella molto alta che si ottiene con le placche dorsali, la cui efficacia è già stata comprovata in tanti altri studi.

3.2 Sintesi con placche dorsali

3.2.1 Prova di flessione a sbalzo

Per quanto riguarda il test di flessione per la sintesi con placche dorsali, tutte e tre le prove si sono concluse con la rottura del metacarpo a livello dell'afferraggio in corrispondenza della vite più prossimale; in quell'istante si è registrata la forza massima applicata. Non si è invece mai verificata la rottura delle placche o una fuoriuscita delle viti. In Figura 3.7 si può vedere l'immagine di un provino alla fine del test.

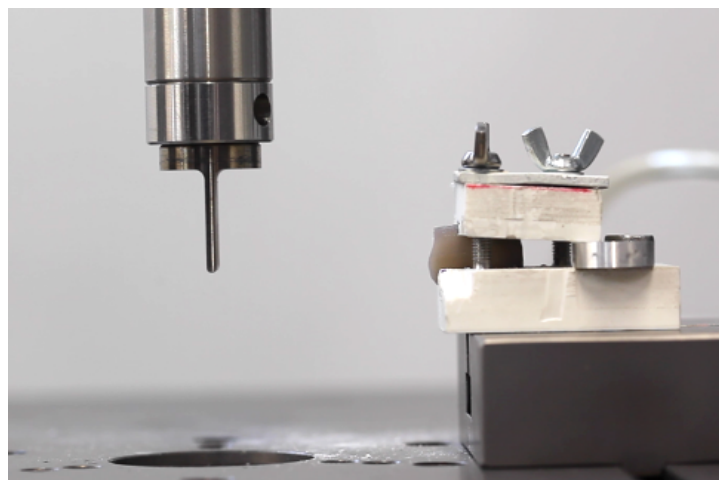


Figura 3.7: Esempio di provino a fine prova di flessione.

Visto che in tutte e tre le prove di flessione, come precedentemente detto, è avvenuta una rottura di schianto del metacarpo, il valore del carico di fallimento è stato scelto come il carico massimo applicato al metacarpo e cioè il carico nell'istante della rottura. Mediando i risultati delle tre prove otteniamo i seguenti risultati:

Rigidezza flessionale = 26.74 ± 1.44 N/mm

Carico di fallimento = 236.90 ± 5.40 N

In Figura 3.8 si può vedere come sono stati calcolati per ogni prova la rigidezza e il carico di fallimento; in particolare le rette verdi sono state utilizzate per calcolare la pendenza del tratto della curva corrispondente al comportamento elastico e da questa si è calcolata la rigidezza, mentre i cerchi color magenta rappresentano il valore di carico di fallimento.

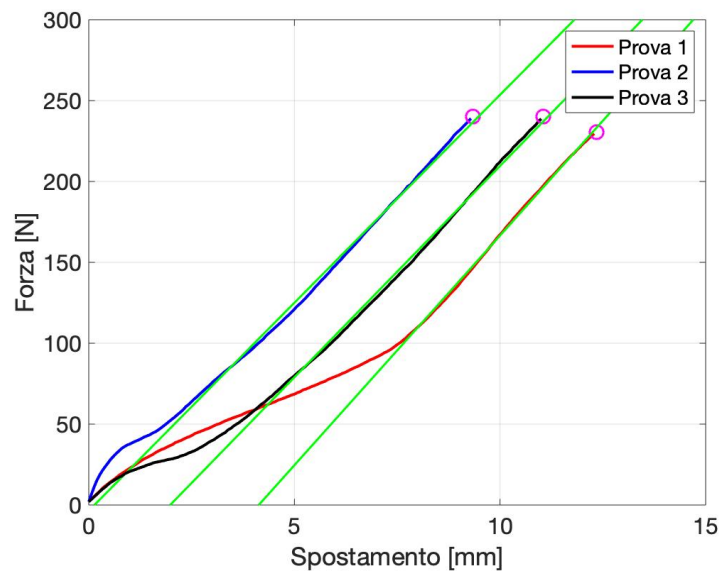


Figura 3.8: Curva forza-spostamento per tutte e tre le prove di flessione.

3.2.2 Prova di torsione

Durante i test di torsione, a differenza di quelli di flessione, non si è verificato nessun caso di rottura del metacarpo o delle placche per le tre prove; i test sono quindi terminati al raggiungimento del limite di 180° di rotazione per le prove due e tre, mentre la prova 1 è terminata automaticamente a causa di un errore della macchina (l'errore è comunque avvenuto dopo il raggiungimento del momento massimo e quindi non ha causato problemi). In Figura 3.9 si può vedere l'immagine di un provino alla fine del test di torsione.

Nelle prove di torsione, come già detto, non avviene una rottura di schianto ma bensì uno snervamento della placca, perciò per il calcolo dello snervamento e quindi del momento di fallimento si è preso il valore di momento corrispondente al punto di intersezione tra la curva momento-rotazione e l'interpolazione lineare del suo

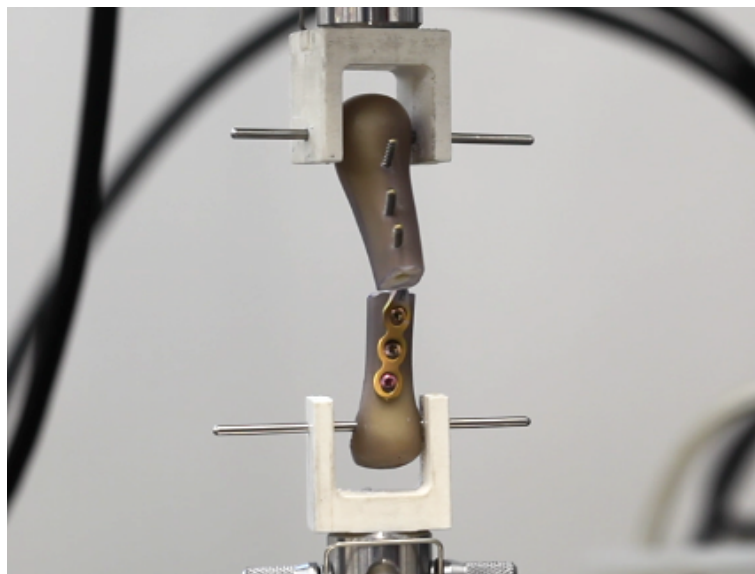


Figura 3.9: Esempio di provino a fine prova di torsione.

tratto corrispondente al comportamento elastico traslata nel verso positivo delle ascisse di una quantità pari a 2° . Per la prova numero due non è però possibile utilizzare questo metodo di calcolo visto che la fine del tratto lineare elastico della curva corrisponde con il valore massimo di momento registrato; in questo caso si è quindi preso come valore di momento di fallimento tale valore massimo del momento. Mediando i risultati delle tre prove otteniamo i seguenti risultati:

Rigidezza torsionale = 0.109 ± 0.064 Nm/deg

Momento di fallimento = 1.985 ± 0.945 Nm

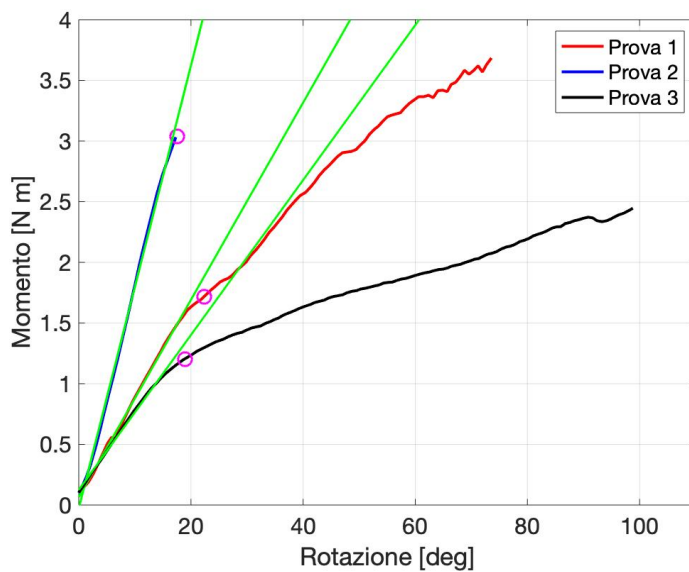


Figura 3.10: Curva momento-rotazione per tutte e tre le prove di torsione.

In Figura 3.10 si può vedere come è stata calcolata per ogni prova la rigidezza e il momento di fallimento; anche in questo caso le rette verdi sono state utilizzate per il calcolo della rigidezza, mentre i cerchi color magenta rappresentano il valore di momento di fallimento.

3.3 Discussione

L'obiettivo di questo studio è capire se una sintesi di fratture metacarpali con fili di Kirschner e morsetti di Joshi possa fornire risultati simili a quelli della sintesi con placche dorsali lineari, largamente utilizzate e la cui efficacia è ormai comprovata. Dai risultati riportati precedentemente si è capito che il metodo migliore tra le tre tipologie di sintesi con fili di Kirschner e morsetti di Joshi analizzate è la sintesi trasversale bimetarpale utilizzando 4 fili di Kirschner; si procede ora con un confronto tra questa metodologia di sintesi e quella con placche lineari qua analizzata. Nelle Figure 3.11 e 3.12 si possono vedere tramite istogrammi le differenze tra i risultati ottenuti per le placche lineari (blu) e per la sintesi trasversale bimetarpale (arancione).

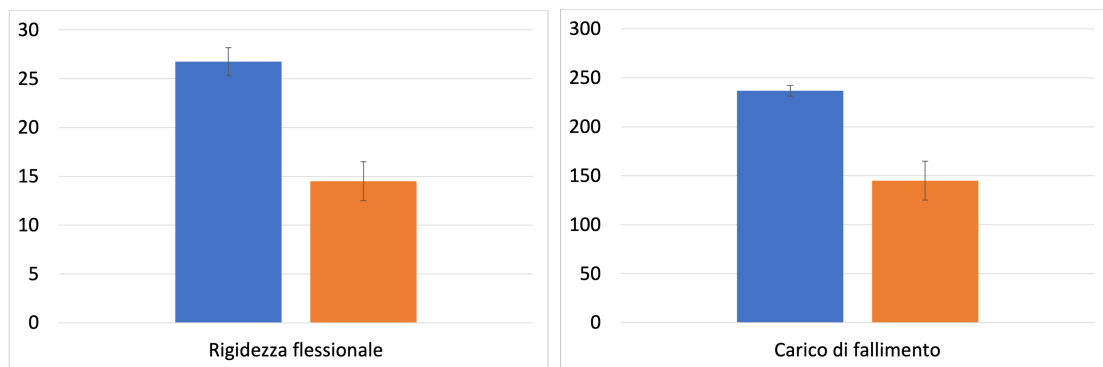


Figura 3.11: A sinistra l'istogramma di confronto per la rigidezza flessionale, a destra l'istogramma di confronto per il carico di fallimento.

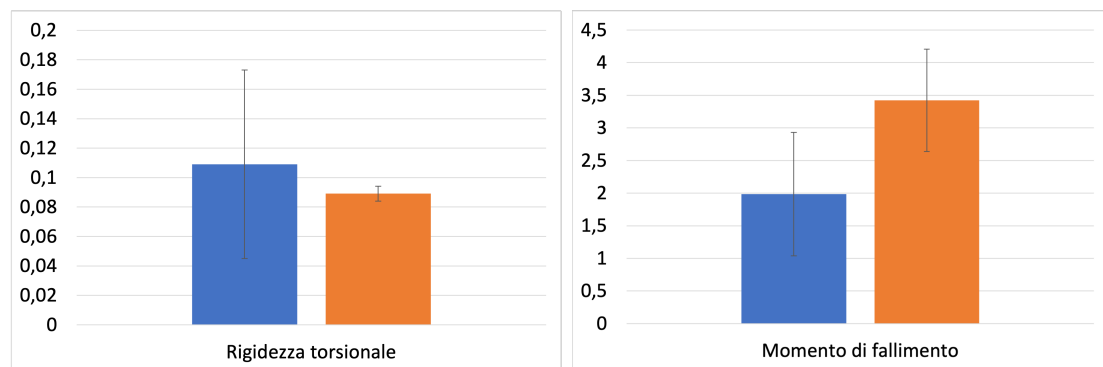


Figura 3.12: A sinistra l'istogramma di confronto per la rigidezza torsionale, a destra l'istogramma di confronto per il momento di fallimento.

Si sono confrontati i risultati dei due gruppi ed è risultato che, come ci si aspettava, per la prova di flessione le placche lineari presentano valori maggiori sia di rigidità sia di carico di fallimento e tramite test ANOVA si è confermata la differenza significativa tra i due gruppi, mentre invece il test non ha riscontrato differenze statisticamente significative tra i due per i risultati delle prove di torsione. Le due sintesi forniscono perciò la stessa stabilità al metacarpo fratturato quando è sollecitato a torsione; lo stesso discorso però non vale quando sul metacarpo sono applicati carichi di flessione, visto che le placche riescono a stabilizzare maggiormente la frattura rispetto al complesso fili di Kirschner e morsetti di Joshi. Nonostante ciò, i valori raggiunti da quest'ultima sintesi sono comunque molto elevati e permettono di sostenere carichi derivati da una normale attività senza problemi.

3.4 Simulazione numerica

I risultati dell'analisi numerica vengono, come detto in precedenza, forniti dal software Abaqus e verranno analizzati tramite il software HyperView 2019, ambiente di post-processing e visualizzazione per l'analisi ad elementi finiti.

3.4.1 Analisi degli spostamenti

Come prima cosa sono stati analizzati gli spostamenti dei provini, in particolare si è studiato lo spostamento verticale del metacarpo a livello del punto di applicazione del carico; si è scelto questo punto perché è lo stesso in cui vengono misurati spostamenti e forze applicate nelle prove sperimentali e risulterà quindi più immediato un confronto tra i due metodi. Verranno ora mostrati i risultati ottenuti per i tre diversi metodi di sintesi.

Filo interframmentario

Per quanto riguarda il modello con il filo interframmentario gli spostamenti del punto di applicazione del carico si possono vedere in Figura 3.13. Nel grafico si vede l'aumentare dello spostamento rapportato all'aumento progressivo della forza applicata, nel nostro caso da 0 a 50 N, il tutto nell'arco di 1 s, tempo impostato per arrivare al carico massimo. La stessa tipologia di grafico è presente anche per gli altri due metodi di sintesi.

In Figura 3.14 è invece possibile osservare il confronto tra l'analisi sperimentale e quella numerica, in particolare in basso in Figura è presentato il contour plot dello spostamento del provino, espresso in mm, alla fine della simulazione, mentre in alto si può vedere il grafico forza-spostamento per le prove sperimentali, a cui è associata una linea verde per indicare quali sono gli spostamenti corrispondenti ad una forza applicata di 50 N.

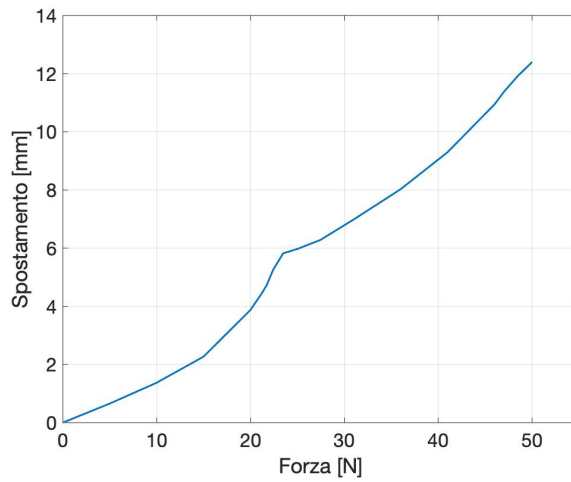


Figura 3.13: Curva spostamento-forza per la simulazione numerica della prova di flessione per la sintesi con filo interframmentario.

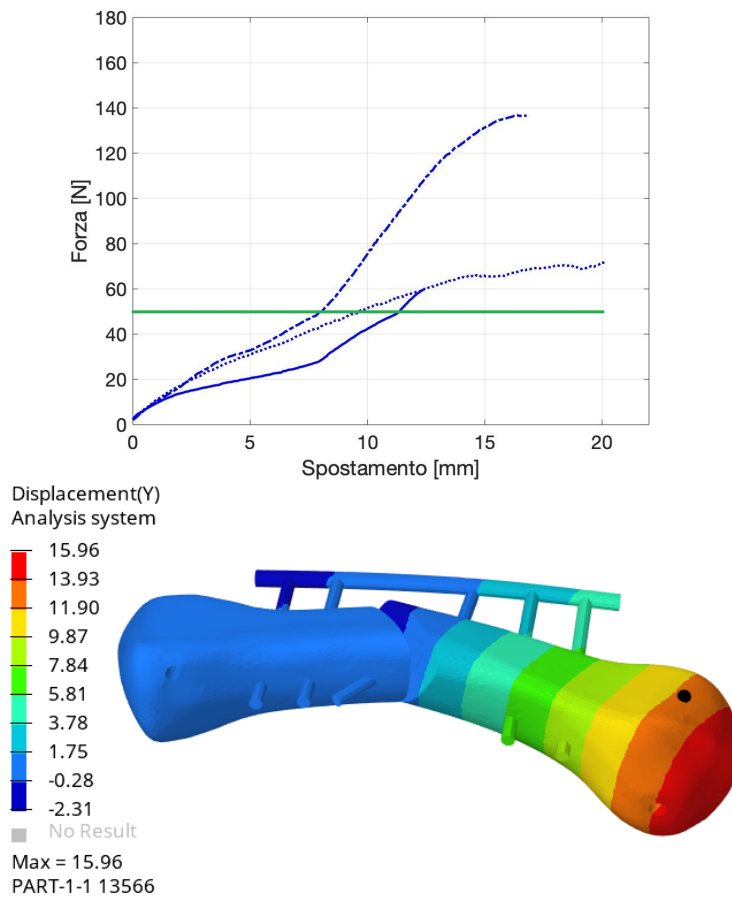


Figura 3.14: In alto, curve forza-spostamento della sintesi con filo interframmentario per le tre prove sperimentali di flessione e linea verde ad indicare il carico di 50 N, in basso, contour plot dello spostamento del provino e un cerchio nero ad indicare la posizione dove il carico viene applicato.

Come si vede in Figura 3.13 e nel contour plot in Figura 3.14 lo spostamento del metacarpo nel punto di applicazione del carico è di **12.40 mm**, mentre nel caso sperimentale tale spostamento era compreso tra 8.06 mm e 11.34 mm a seconda della prova, come è possibile vedere in alto in Figura 3.14. Il risultato ottenuto numericamente è perciò molto simile a quelli ottenuti sperimentalmente indicando quindi che il modello così realizzato riesce ad avvicinarsi al comportamento reale del provino sottoposto alla prova di flessione.

Doppio metacarpo

Anche per il modello con il doppio metacarpo gli spostamenti a livello del punto di applicazione del carico sono mostrati in Figura 3.15, dove possiamo vedere un aumento lineare dello spostamento all'aumentare della forza applicata.

Per analizzare le differenze tra l'analisi sperimentale e numerica, in Figura 3.16 è presente il contour plot dello spostamento per l'analisi numerica e il grafico forza-spostamento ricavato dalle prove sperimentali.

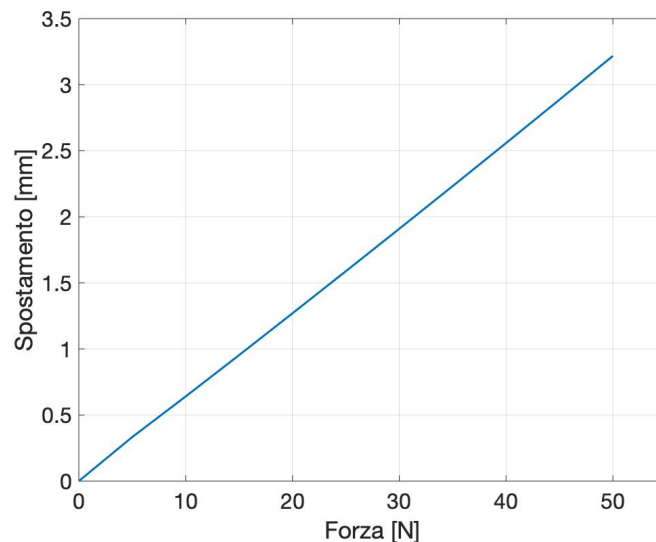


Figura 3.15: Curva spostamento-forza per la simulazione numerica della prova di flessione per la sintesi con doppio metacarpo.

Dalla Figura 3.15 e dal contour plot di Figura 3.16 è possibile vedere che lo spostamento risultante delle prove sperimentali è **3.22 mm**; nelle prove sperimentali lo spostamento era compreso tra 2.42 mm e 3.67, come si può vedere in Figura 3.16 nel grafico in alto. In questo caso lo spostamento ottenuto numericamente è compreso nell'intervallo di spostamenti ottenuti sperimentalmente, andando a confermare che il modello segue il comportamento del provino reale durante la prova di flessione.

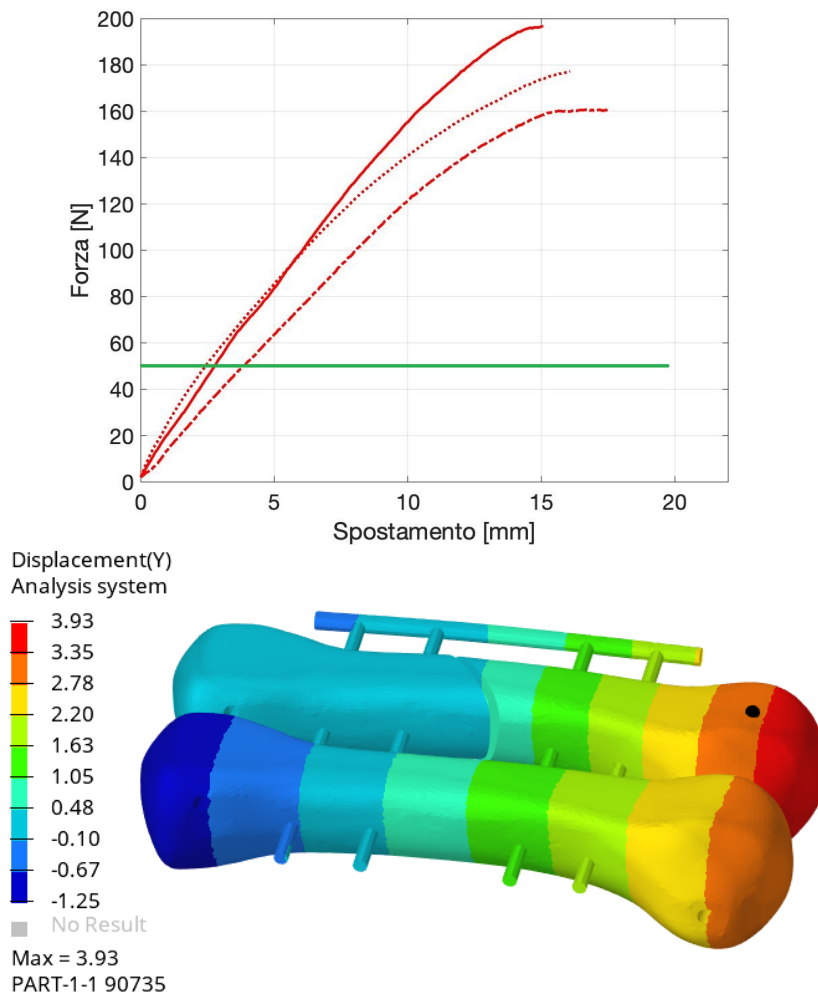


Figura 3.16: In alto, curve forza-spostamento della sintesi con doppio metacarpo per le tre prove sperimentali di flessione e linea verde ad indicare il carico di 50 N, in basso, contour plot dello spostamento del provino e un cerchio nero ad indicare la posizione dove il carico viene applicato.

Fili intramidollari

Infine, anche per l'ultima tipologia di sintesi viene mostrata la curva spostamento-forza, in Figura 3.17. Vengono inoltre presentati il contour plot dello spostamento ottenuto con l'analisi numerica e la curva forza-spostamento ricavata dall'analisi sperimentale in Figura 3.18.

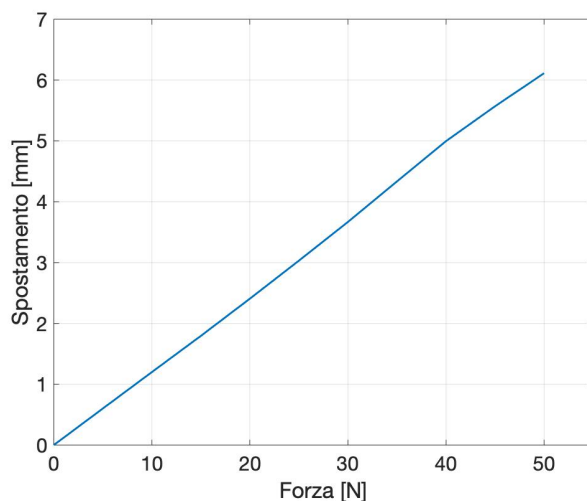


Figura 3.17: Curva spostamento-forza per la simulazione numerica della prova di flessione per la sintesi con due fili intramidollari.

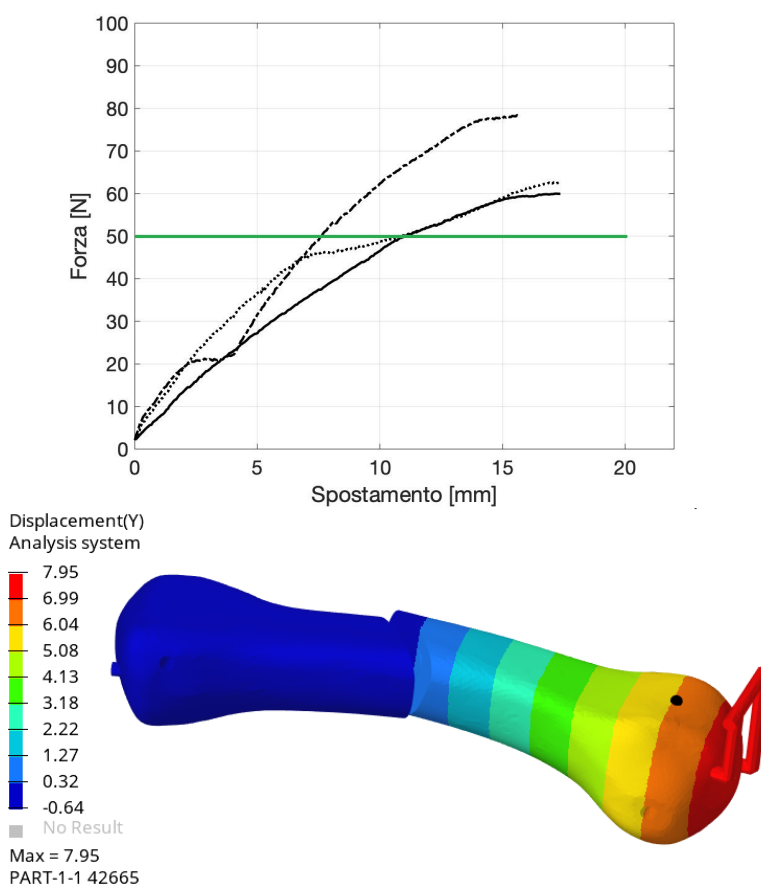


Figura 3.18: In alto, curve forza-spostamento della sintesi con due fili intramidollari per le tre prove sperimentali di flessione e linea verde ad indicare il carico di 50 N, in basso, contour plot dello spostamento del provino e un cerchio nero ad indicare la posizione dove il carico viene applicato.

Anche in questo caso dalle due figure precedenti è possibile ricavare lo spostamento ottenuto numericamente, equivalente a **6.11 mm**; lo spostamento ottenuto sperimentalmente è invece compreso tra 7.59 mm e 11.06 mm. Sebbene non compreso all'interno di questo range lo spostamento derivato dalla simulazione è molto vicino al limite inferiore di questo intervallo; si può perciò concludere che anche questo modello risulta essere una buona approssimazione del comportamento reale del provino.

3.4.2 Analisi delle tensioni

In ultimo si vogliono analizzare le tensioni subite dal modello durante la simulazione di prova di flessione, al fine di capire quali porzioni sono maggiormente sollecitate e quindi hanno rischi maggiori di andare incontro a problemi di snervamento o rottura; in questo studio l'attenzione è concentrata maggiormente sui fili di Kirschner piuttosto che sui metacarpi, visto che l'obiettivo è capire se le diverse tipologie di sintesi sono adatte a sostenere carichi, anche elevati, senza arrivare a fallimento. Per fare ciò si analizzeranno i contour plot delle tensioni di Von Mises che agiscono sui modelli. Non conoscendo però con esattezza la tipologia di lavorazione che è stata eseguita sui fili di Kirschner non è possibile sapere con precisione qual è il loro carico di snervamento, il quale può variare da circa 500 MPa fino a 1500 MPa [34]; si andranno quindi ad analizzare le zone con le tensioni più elevate. Come per gli spostamenti, verranno ora presentati i risultati divisi per le diverse tipologie di sintesi.

Filo interframmentario

Il contour plot della sintesi con un filo interframmentario è presente in Figura 3.19. Si nota subito che la zona con una tensione di Von Mises maggiore è quella indicata dalla freccia rossa, in corrispondenza dell'unione tra il filo di Kirschner più distale

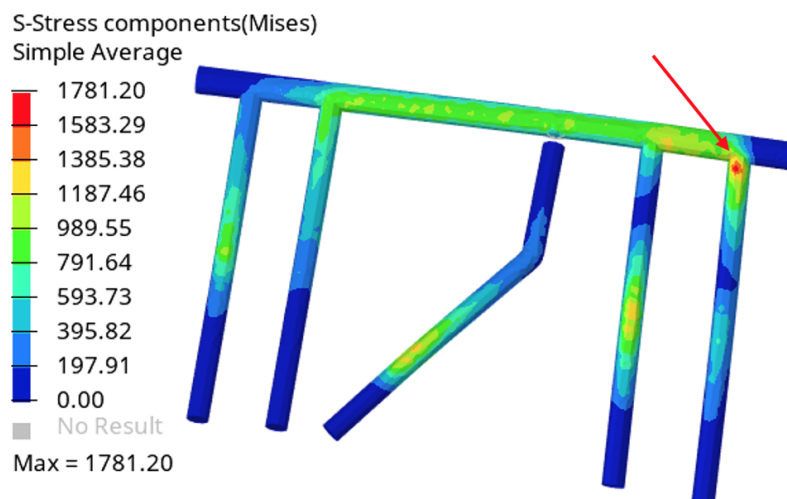


Figura 3.19: Contour plot della tensione di Von Mises su fili di Kirschner e barra per la prova di flessione della sintesi con un filo interframmentario.

e la barra, dove si raggiungono valori intorno ai 1800 MPa; questo valore così alto si è registrato anche a livello del filo interframmentario, prima della modifica del contatto con la barra e l'aggiunta dell'elemento 1D kinematic coupling, il quale ha permesso al filo di ruotare rispetto al suo asse ma rimanere comunque unito alla barra, come succede nella realtà. Anche in questo caso la stessa modifica fatta al filo più distale permetterebbe di eliminare quel picco di tensione. Altre zone dove viene registrato un elevato valore di tensione è a livello del contatto tra fili e metacarpo, dove si raggiungono tensioni di 1200/1300 MPa, zone dove i fili sono sollecitati maggiormente a causa della flessione del metacarpo.

Doppio metacarpo

Il contour plot della sintesi con il doppio metacarpo è presente in Figura 3.20. Anche per questa sintesi i valori più elevati di tensione si riscontrano a livello del contatto tra fili di Kirschner e metacarpo, in particolare a livello del secondo filo partendo dall'epifisi prossimale del metacarpo, come si vede in figura. I valori raggiunti sono intorno ai 700/800 MPa, con un picco oltre ai 1100 MPa, indicato in figura da una freccia rossa.

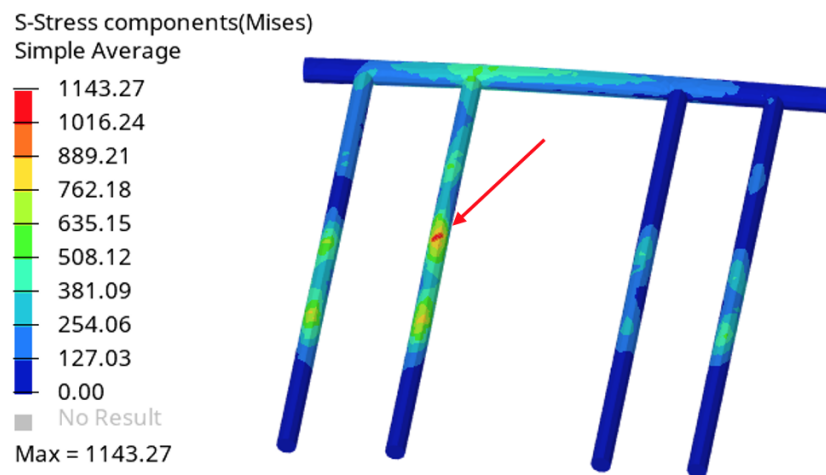


Figura 3.20: Contour plot della tensione di Von Mises su fili di Kirschner e barra per la prova di flessione della sintesi con il doppio metacarpo.

Fili intramidollari

In ultimo, il contour plot della sintesi con i due fili intramidollari è presente in Figura 3.21. In questo caso i valori più alti di tensione si trovano a livello di uno dei due fili e più precisamente in quello che, nel punto dove i due fili si incrociano e vanno a contatto, si trova nella posizione inferiore e risulterà compresso tra il filo soprastante da un lato e il contatto con il metacarpo dall'altro; i valori massimi di tensione di Von Mises registrati sono oltre ai 1700 Mpa in questa zona.

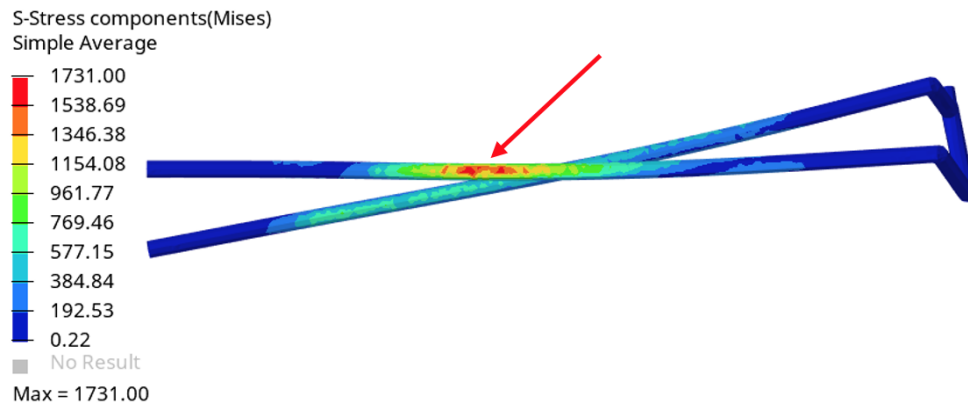


Figura 3.21: Contour plot della tensione di Von Mises sui fili di Kirschner per la prova di flessione della sintesi con i fili intramidollari.

Capitolo 4

Conclusioni

In questo lavoro si è trattato lo stesso argomento, ovvero l'analisi di diversi metodi di sintesi di fratture metacarpali con fili di Kirschner e morsetti di Joshi, seguendo due percorsi diversi uno dall'altro, prima tramite un'analisi di tipo sperimentale e successivamente grazie ad un'analisi di tipo numerico. Partendo dalla prima, si sono inizialmente preparati i metacarpi Sawbone, i quali sono stati fratturati e si sono quindi realizzate le tre differenti sintesi, in particolare, una con cinque fili di cui uno interframmentario, una sintesi trasversale bimetacarpale con quattro fili e una con due fili intramidollari. I provini così creati (tre per ogni tipologia di sintesi) verranno quindi testati a flessione e torsione tramite la macchina di prova Instron E3000. È stato prima necessario creare degli appositi afferraggi per i provini per riuscire a mantenerli bloccati alla macchina di prova durante i test; gli afferraggi per la prova di flessione vengono realizzati partendo da una scansione dell'epifisi prossimale del metacarpo, realizzata tramite la fresa a controllo numerico Roland MODELA MDX-40A in configurazione di scanner, e da essa viene realizzato il CAD dell'afferraggio in SolidWorks, poi stampato sempre grazie alla fresa citata in precedenza. Per l'afferraggio per la prova di torsione viene realizzato direttamente il CAD, che viene successivamente stampato.

Si procede quindi con la prova di flessione a sbalzo, dove un carico viene applicato sull'epifisi distale del metacarpo a velocità costante, e con la prova di torsione, dove il metacarpo viene ruotato a livello dell'epifisi distale con una rotazione costante. Dalle prove si ricavano rispettivamente le curve forza-spostamento e momento-rotazione, dalla cui analisi si ottengono i valori d'interesse, rigidità flessionale/rotazionale e carico/momento di fallimento. I risultati delle tre sintesi vengono confrontati e sebbene tramite test ANOVA non risultino differenze significative per quanto riguarda il test di torsione, le prove di flessione forniscono risultati differenti, in particolare la sintesi bimetacarpale presenta valori maggiori di quelli delle altre sintesi e ciò si traduce in una migliore stabilità della frattura. Per capire se i metodi di sintesi proposti fossero adeguati si è svolto un confronto con metacarpi fratturati e sintetizzati con placche in lega di titanio lineari non bloccanti, largamente utilizzate e la cui efficacia è comprovata. I provini così realizzati vengono anch'essi testati a flessione e torsione con gli stessi parametri di processo e dai risultati si ottengono gli stessi valori d'interesse citati in precedenza. Si sono quindi confrontati i risultati tra la sintesi migliore con i fili di Kirschner,

cioè quella bimetarpale, e la sintesi con le placche; si è trovato che per quanto riguarda le prove di torsione i risultati erano pressoché identici, confermato anche dal test ANOVA, mentre per i risultati delle prove di flessione la sintesi con le placche presentava valori migliori e quindi portava ad una maggiore stabilità della frattura. Il risultato ottenuto era previsto, visto che in letteratura sono stati svolti altri confronti tra queste due tipologie di sintesi, però la sintesi qui proposta con il doppio metacarpo presenta comunque valori ottimi che permettono di ottenere una stabilità della frattura molto buona e in più questa tipologia di sintesi ha dei vantaggi rispetto a quella con placche: presenta meno rischio di danneggiare i tessuti molli, un'incisione meno ampia, minore probabilità di infiammare o rompere i tendini e garantisce una minore rigidità del dito e quindi un range di movimento maggiore.

Successivamente si è pensato se fosse possibile ricreare le prove sperimentali della sintesi con fili di Kirschner tramite una simulazione numerica; visto che il test di flessione è molto più rappresentativo di quello di torsione per quanto riguarda i carichi subiti dalla mano, si è deciso di ricreare solo quello. Per fare ciò si è inizialmente scansionato il metacarpo tramite scanner EinScan Pro HD, ottenendo la mesh 2D della sua superficie, si è quindi passati al software di pre-processing HyperMesh dove la mesh è stata convertita in superficie e, dopo alcuni passaggi, si è ottenuto il modello 3D del metacarpo fratturato diviso nelle sue componenti, corticale e spongiosa. A questo punto è stata realizzata la sintesi con i fili e la barra e il tutto è stato convertito in mesh di elementi tetraedrici, sono state aggiunte le proprietà dei materiali, i contatti tra i componenti e le condizioni al contorno, vincolo e carico; si è scelto di applicare un carico di 50 N, sperimentalmente sopportato da tutte le tipologie di sintesi. Si è quindi passati all'analisi dei risultati, in termini di spostamento e tensioni di Von Mises; gli spostamenti sono risultati molto simili a quelli ottenuti sperimentalmente con carico di 50 N, per quanto riguarda le tensioni i valori maggiori si sono riscontrati per tutte e tre le sintesi nella zona dove i fili vanno a contatto con il metacarpo. I valori di tensione più elevati si sono registrati nelle sintesi con il filo interframmentario e in quella con i due fili intramidollari, valori che risultano oltre al limite di snervamento e che causano il fallimento della sintesi; infatti, andando a vedere i risultati sperimentali si nota che il carico di fallimento per queste due sintesi è inferiore a 50 N, mentre i valori di tensione per la sintesi con il doppio metacarpo risultano mediamente dimezzati rispetto alle altre due sintesi, infatti il carico di fallimento ricavato sperimentalmente è ben superiore a 50 N.

Si può quindi concludere che la migliore sintesi tra quelle proposte è quella bimetarpale, la quale riesce a garantire ottime prestazioni; sia le prove numeriche sia le prove sperimentali hanno portato a questa conclusione, si può perciò affermare anche che è possibile sostituire le prove sperimentali con un modello numerico in grado di simulare i test svolti con le macchine di prova.

Sviluppi futuri di questo lavoro potrebbero riguardare un miglioramento del modello numerico per renderlo più simile alla realtà, ad esempio si potrebbero inserire gli elementi 1D kinematic coupling a tutti i fili dei modelli che si intersecano con la barra, per garantire una rotazione attorno al proprio asse; si potrebbero testare i metacarpi con carichi diversi a flessione e svolgere anche prove di torsione; infine

sarebbe anche utile sviluppare un'analisi di convergenza con mesh di dimensioni diverse per verificare quale grandezza degli elementi della mesh può garantire risultati più accurati con il minor tempo di calcolo possibile.

Bibliografia

- [1] Black, D., Mann, R. J., Constine, R. *et al.* Comparison of internal fixation techniques in metacarpal fractures, *The journal of hand surgery* **10**, 466-472 (1985).
- [2] Firoozbakhsh, K. K., Moneim, M. S., Howey, T. *et al.* Comparative fatigue strengths and stabilities of metacarpal internal fixation techniques, *The journal of hand surgery* **18**, 1059-1068 (1993).
- [3] Chiu, Y., Tsai, M., Hsu, C. *et al.* New fixation approach for transverse metacarpal neck fracture: a biomechanical study, *J Orthop Surg Res* **13**, 183 (2018).
- [4] Oh, J. R., Kim, D. S., Yeom, J. S. *et al.* A Comparative Study of Tensile Strength of Three Operative Fixation Techniques for Metacarpal Shaft Fractures in Adults: A Cadaver Study, *Clinics in orthopedic surgery* **11(1)**, 120–125 (2019).
- [5] Fusetti, C., Meyer, H., Borisch, N. *et al.* Complications of Plate Fixation in Metacarpal Fractures, *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care* **52**, 535-539 (2003).
- [6] Melamed, E., Joo, L., Lin, E. *et al.* Plate Fixation versus Percutaneous Pinning for Unstable Metacarpal Fractures: A Meta-analysis, *The journal of hand surgery* **22**, 29-34 (2017).
- [7] Cha, S. M., Shin, H. D., Kim, Y. K. Comparison of low-profile locking plate fixation versus antegrade intramedullary nailing for unstable metacarpal shaft fractures – A prospective comparative study, *Injury* **50**, 2252-2258 (2019).
- [8] Gajendran, V. K., Szabo R. M., Myo, G. K. *et al.* Biomechanical Comparison of Double-Row Locking Plates Versus Single- and Double-Row Non-Locking Plates in a Comminuted Metacarpal Fracture Model, *The journal of hand surgery* **34**, 1851-1858 (2009).
- [9] Maw, J., Wong, K. Y., Gillespie, P. Hand anatomy, *Br J Hosp Med (Lond)* **77(3)**, C34-C40 (2016).
- [10] Quante sono le ossa della mano, *chimica-online*, <https://www.chimica-online.it/come-quando-perche/quante-sono-le-ossa-della-mano.htm>.
- [11] Moran, C. A. Anatomy of the hand, *Phys Ther* **69**, 1007-1013 (1989).

- [12] Articolazioni interfalangee, *Medicina per tutti*, <https://www.medicinapertutti.it/argomento/articolazioni-interfalangee/>.
- [13] Struttura muscolare del polso, *Physiolife*, <http://www.physiolifevelletri.it/home/riabilitazione/riabilitazione-polso/muscoli-polso/>.
- [14] Vasilakis, V., Sinnott, C. J., Hamade, M. *et al.* Extra-articular Metacarpal Fractures: Closed Reduction and Percutaneous Pinning Versus Open Reduction and Internal Fixation, *Plast Reconstr Surg Glob Open* **7(5)**, e2261 (2019).
- [15] Ali, A., Hamman, J., Mass, D. P. The biomechanical effects of angulated boxer's fractures, *J Hand Surg Am* **24(4)**, 835-844 (1999).
- [16] Wahl, E. P., Richard, M. J. Management of Metacarpal and Phalangeal Fractures in the Athlete, *Clin Sports Med* **39(2)**, 401-422 (2020).
- [17] Cotterell, I. H., Richard, M.J. Metacarpal and phalangeal fractures in athletes, *Clin Sports Med* **34(1)**, 69-98 (2015).
- [18] McNemar, T. B., Howell, J. W., Chang, E. Management of metacarpal fractures, *Journal of Hand Therapy* **16(2)**, 143-151 (2003).
- [19] Ben-Amotz, O., Sammer, D. M. Practical Management of Metacarpal Fractures, *Plastic and Reconstructive Surgery* **136(3)**, 370e-379e (2015).
- [20] Wong, V. W., Higgins, J. P. Evidence-Based Medicine: Management of Metacarpal Fractures, *Plastic and Reconstructive Surgery* **140(1)**, 140e-151e (2017).
- [21] Ochman, S., Doht, S., Paletta, J. *et al.* Comparison Between Locking and Non-Locking Plates for Fixation of Metacarpal Fractures in an Animal Model, *The Journal of Hand Surgery* **35(4)**, 597-603 (2010).
- [22] Sakai, A., Oshige, T., Zenke, Y. *et al.* Mechanical Comparison of Novel Bioabsorbable Plates with Titanium Plates and Small-Series Clinical Comparisons for Metacarpal Fractures, *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* **94(17)**, 1597-1604 (2012).
- [23] Sohn, R. C., Jahng, K. H., Curtiss, S. B. *et al.* Comparison of Metacarpal Plating Methods, *The Journal of Hand Surgery* **33(3)**, 316-321 (2008).
- [24] Hiatt, S. V., Begonia, M. T., Thiagarajan, G. *et al.* Biomechanical Comparison of 2 Methods of Intramedullary K-Wire Fixation of Transverse Metacarpal Shaft Fractures, *The Journal of Hand Surgery* **40(8)**, 1586-1590 (2015).
- [25] Malasitt, P., Owen, J. R., Tremblay, M. A. *et al.* Fixation for Metacarpal Neck Fracture: A Biomechanical Study, *HAND* **10(3)**, 438-443 (2015).

- [26] Avery, D. M., Klinge, S., Dyrna, F. *et al.* Headless Compression Screw Versus Kirschner Wire Fixation for Metacarpal Neck Fractures: A Biomechanical Study, *The Journal of Hand Surgery* **42(5)**, 392.e1–392.e6 (2017).
- [27] Sawbones, <https://www.sawbones.com/hand-large-left-third-metacarpal-4th-gen-composite-canal-diameter-3-2mm-3416.html>.
- [28] Instron, ElectroPulse E3000 Manual.
- [29] Roland, ZSC-1 User’s Manual.
- [30] Medartis, Hand - INFORMATION ON THE PRODUCT RANGE.
- [31] Cronier, P., Pietu, G., Dujardin, C. *et al.* The concept of locking plates, *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research* **96(4)**, S17-S36 (2010).
- [32] EinScan Pro HD User’s Manual.
- [33] Sawbone, Test Materials and Composite Bones, *Biomechanical Products Catalog 2020*
- [34] Fort Wayne Metals, <https://www.fwmetals.com/services/resource-library/316-lvm/>