



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTA' DI INGEGNERIA

CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Misure su fissatori esterni per il trattamento di fratture  
Measurements on external fixators for the treatment of  
fractures

*Candidato:* **Eleonora Grasso**

*Relatore:* **Prof. Lorenzo Scalise**

*Correlatori:* **Prof. Milena Martarelli**

**Lorenzo Verdenelli**



# Sommario

Abstract.....	i
Capitolo 1: Introduzione .....	1
1.1 Anatomia della tibia .....	3
1.2 Classificazione delle fratture .....	5
1.3 Processo di guarigione dell'osso .....	8
1.4 Trattamento delle fratture con fissazione esterna .....	10
1.5 Stato dell'arte.....	11
Capitolo 2: Materiali e Metodi.....	16
2.1 Strumentazione.....	16
2.1.1 Sistema di fissazione esterna ST.A.R.90F4 .....	17
2.1.2 Shaker <i>Tira Test System GmbH TV 50009</i> .....	17
2.1.3 Accelerometro PCB ICP® 352C23 .....	19
2.1.4 LMS Test.Lab di Siemens.....	20
2.2 Prove sperimentali .....	21
Capitolo 3: Risultati .....	24
3.1 Prima campagna di misure .....	25
3.2 Seconda campagna di misure .....	29
3.3 Terza campagna di misure .....	32
Capitolo 4: Conclusioni .....	38
Bibliografia .....	40



## Abstract

La tibia è un osso lungo che, insieme al perone, forma lo scheletro della gamba situata nella parte antero-mediale. È composta da un corpo (diafisi) e due estremità (epifisi). Essa ricopre sostanzialmente tre funzioni importanti: formare le articolazioni del ginocchio e della caviglia, fondamentali in quanto senza di esse l'essere umano non potrebbe camminare, correre o saltare; dare inserzione ad una serie di muscoli e legamenti che consentono il funzionamento di suddette articolazioni e contribuiscono alla locomozione; contribuisce a sostenere il peso del corpo. Come tutte le ossa del corpo anche la tibia può essere soggetta a frattura a seguito di traumi a suo carico. Per questo motivo qualora si verificano eventi traumatici, risulta molto importante provvedere ad una corretta stabilizzazione della frattura che, nel caso di fratture esposte e scomposte avviene attraverso l'installazione di fissatori esterni. Questi ultimi vengono mantenuti in posizione sull'arto fino a poco prima della completa consolidazione ossea. Talvolta però ci sono dei casi in cui tali dispositivi ortopedici possono richiedere fino a 6 mesi del suo mantenimento. In questo lasso di tempo è necessario osservare la crescita del callo osseo affinché si possa valutare il tempo di rimozione del suddetto dispositivo. Per far ciò è necessario a provvedere ad una serie di indagini radiografiche da sottoporre al paziente con evidenti disagi per quest'ultimo e con palese aggravio di spesa a carico dell'assistenza pubblica. Per ovviare alle suddette evidenze, negli anni, la ricerca si è dedicata alla sperimentazione di nuovi metodi di investigazione. Lo studio si è concentrato sull'utilizzo di nuove tecniche di analisi utilizzando le vibrazioni monitorate non più a diretto contatto con la struttura ossea, ma impiegando l'uso esterno di un fissatore come mezzo di trasmissione, al fine di analizzare lo stato di guarigione della frattura. Partendo dalle già indicate argomentazioni, la presente attività di ricerca si è focalizzata sulla realizzazione di un metodo di misura che utilizzi le viti di un fissatore esterno come mezzo di trasmissione delle vibrazioni per determinare lo stato di avanzamento del callo osseo in una frattura tibiale. Tale studio è stato caratterizzato attraverso l'attuazione di tre campagne di misure. Nelle prime due si è provveduto a studiare in generale come si trasmetteva il segnale generato dallo shaker attraverso la struttura fissatore-tibia al fine di determinare il miglior *set-up* di misura. Nell'ultima misurazione invece, si è effettuato il taglio della tibia al fine di ricreare una frattura.

Il taglio è stato simulato con una larghezza di circa 2-3 mm e la fessura creata è stata riempita con una particolare colla tale da simulare la crescita del callo osseo come si avrebbe in condizioni. Da questa analisi è emerso che man mano che la colla solidificava, il segnale di uscita aumentava progressivamente fino a raggiungere la completa solidificazione in cui il segnale era pari a quello della tibia integra. Lo scopo finale di tale analisi è stato quello di convalidare un sistema di misurazione attraverso l'uso di vibrazioni trasmesse alle viti del fissatore avente come finalità l'osservazione progressiva della crescita del callo osseo al fine di valutare in maniera qualitativa e quantitativa l'avanzamento dello stato di guarigione di una tibia fratturata.

# Capitolo 1

## Introduzione

Le fratture del femore e della tibia sono tra le più comuni fratture ossee causate principalmente negli incidenti stradali, osteoporosi o sport. Le fratture tibiali rispetto a quelle del femore sono le più importanti in quanto anatomicamente la tibia è l'elemento più significativo che ha come compito quello di sostenere il peso corporeo. Infatti tale osso sostiene il corpo non solo staticamente (paziente a riposo), ma anche dinamicamente, quando un individuo deambula o svolge attività fisica. Generalmente le fratture tibiali coinvolgono sia l'epifisi superiore o inferiore sia la diafisi (albero tibiale). Dal punto di vista clinico le fratture diafisarie sono molto importanti in quanto, per consentire il corretto consolidamento, in caso di fratture dislocate e/o esposte, è richiesto l'uso di un fissatore esterno. I tempi di guarigione dipendono soprattutto dalla necessità di stabilizzazione per un periodo richiesto di circa 6 mesi. In tale lasso di tempo, che può variare a seconda dei casi, è necessario eseguire diverse indagini radiografiche che vanno dal momento della lesione fino alla completa guarigione. I rilievi radiografici hanno lo scopo di osservare il tipo di frattura, il tipo di intervento e il suo completo ristabilimento. Normalmente quando il fissatore esterno viene mantenuto per il suddetto arco temporale, il paziente si trova a fronteggiare un numero di circa 7 indagini radiografiche (una al mese oltre a quella iniziale all'episodio traumatico). Dal punto di vista del paziente e soprattutto dal punto di vista della salute pubblica, per poter osservare la crescita del callo osseo e quindi la guarigione del paziente, sarebbe auspicabile ridurre drasticamente l'uso massiccio di radiografie, garantendo evidenti benefici, sia per quanto concerne la riduzione delle dosi radioattive, cui il paziente verrebbe sottoposto e conseguente disagio, sia per l'enorme risparmio economico che la sanità pubblica riuscirebbe ad ottenere grazie alla suddetta riduzione degli esami radiografici. Per osservare il progresso della guarigione della frattura attraverso la crescita del callo osseo, nel corso degli anni, sono state tentate varie tecniche di indagine come ad esempio l'uso degli ultrasuoni o le vibrazioni generate da un martello e/o uno shaker per generare l'input registrandone la risposta in uscita attraverso dei sensori (accelerometri) posizionati manualmente sulla tibia del paziente. Però, nonostante vi siano stati degli apprezzabili risultati ed

anche dal fatto che non vi fosse ancora una tecnologia all'avanguardia, l'eccitazione causata dal diretto martellamento sull'osso, a causa dalla presenza della pelle e dei muscoli, condizionavano negativamente gli output. Per queste ragioni gli studi in tale ambito ebbero un notevole rallentamento. Tuttavia le ricerche in tale settore, grazie anche al recente progresso tecnologico, sono state riprese e riviste, sperimentando il passaggio dall'analisi dell'eccitazione generata sulla tibia a quella dell'eccitazione generata su un fissatore esterno. Infatti, il fissatore esterno è stato utilizzato come mezzo di propagazione per trasmettere le vibrazioni e registrarne la risposta in uscita consentendo così al fissatore di raggiungere la struttura ossea ovviando ai problemi di smorzamento dovuti alla presenza dei tessuti molli dell'arto. Lo scopo finale di tale studio è stato quello di convalidare un sistema di misurazione attraverso l'uso di vibrazioni trasmesse alle viti del fissatore avente come finalità l'osservazione progressiva della crescita del callo osseo. Ciononostante, prima di procedere con i test di trasmissibilità del fissatore, è stato necessario capire come la tibia, morfologicamente molto complessa dal punto di vista geometrico e dal punto di vista della composizione dei materiali, si è comportata quando è stata sottoposta a vibrazioni. Nella fase iniziale si è sperimentato, attraverso l'utilizzo di attrezzature, la determinazione delle proprietà dinamiche della struttura per poter valutare ed analizzare il comportamento della tibia quando è soggetta a vibrazioni. Successivamente a seguito della caratterizzazione dinamica della tibia e del fissatore, è stato possibile ottenere le informazioni necessarie onde stabilire il miglior *set-up* per le successive misurazioni che hanno permesso di osservare come il fissatore montato va ad influenzare la tibia ed i suoi modi di vibrare. Infine, una volta analizzata la rappresentazione dei dati della tibia con il fissatore, la ricerca è terminata sperimentando la prova di trasmissibilità attraverso le viti al fine di valutare lo stato di guarigione di una tibia fratturata.



## 1.1 Anatomia della tibia

La tibia è l'osso, che insieme al perone (rispetto al quale è in posizione mediale), costituisce lo scheletro di ciascuna gamba (*Fig.1*). Situato tra femore (superiormente) e scheletro del piede (inferiormente), concorre alla formazione di due articolazioni essenziali per il movimento dell'intero arto inferiore: l'articolazione del ginocchio e l'articolazione della caviglia. Per semplificarne lo studio, gli anatomisti lo suddividono in tre porzioni: l'estremità prossimale (o epifisi prossimale), il corpo (o diafisi) e l'estremità distale (o epifisi distale).

L'estremità prossimale è la porzione più vicina al femore e che compone il ginocchio. Essa si espande nelle due eminenze del condilo mediale e del condilo laterale, spessi dischi appiattiti sul piano orizzontale e sporgenti dal corpo tibiale, che servono a sostenere il peso. Si sviluppa soprattutto in senso trasversale. Le superfici superiori dei condili sono articolari. Al di sotto della giunzione tra i due condili è collocata la tuberosità tibiale, zona triangolare che è punto di intersezione per il legamento patellare.

Il corpo è la porzione compresa tra epifisi prossimale ed epifisi distale; presenta una sezione trasversale triangolare: è costituita da tre margini – anteriore, interosseo e mediale – e tre superfici – posteriore, mediale e laterale. Ha il compito di accogliere diversi muscoli della gamba e del piede.

Infine, l'estremità distale è la porzione tibiale più vicina al piede. È una zona più ampia con caratteristiche tali che le consentono di articolarsi con le ossa tarsali del piede a formare la caviglia. Le componenti anatomiche più importanti dell'estremità distale della tibia sono:

- Il margine inferiore, che, assieme al margine inferiore del perone, compone la regione nota come mortaio. Il mortaio è, di fatto, una cavità ossea, entro cui s'inserisce il talo (o astragalo) del piede. Il talo è una delle 7 ossa che costituiscono il tarso del piede.
- Il malleolo mediale (o malleolo tibiale) è un processo osseo che si sviluppa in direzione infero-mediale, quindi sulla parte interna della gamba, verso il basso. La sua funzione principale è garantire stabilità all'articolazione della caviglia.

Internamente la tibia appare come una struttura composta costituita da un guscio duro esterno, l'osso corticale compatto con un modulo elastico elevato ed infine un osso spugnoso interno con modulo elastico inferiore.



*Fig. 1: Posizione della tibia*

Ogni parte della tibia è soggetta ad una serie di forze che si distribuiscono in modo differente su ogni settore. La parte epifisaria e metafisaria è soggetta a forze di compressione, mentre quella diafisaria è più soggetta alle forze di flessione nella parte antero-posteriore e alle forze di torsione nella parte medio-laterale. Queste differenti forze sono attribuite al diverso diametro ed intensità ossea. Nell'epifisi tali forze hanno comportato un aumento del volume osseo, mentre nella diafisi hanno provocato una diminuzione del diametro dell'osso ed un aumento dell'osso corticale. Questa composizione rende la tibia una struttura leggera, ma anche molto complessa da analizzare a causa dei diversi strati geometricamente non uniformi[1].



Fig. 2: Vista anteriore dell'estremità prossimale della tibia e vista della sua sezione trasversale.

## 1.2 Classificazione delle fratture

La frattura è un'interruzione dell'integrità strutturale dell'osso. Essa può essere traumatica (l'energia d'urto danneggia il segmento scheletrico, provocando fratture più o meno scomposte), patologica (esistono patologie quali osteoporosi, neoplasie o infezioni che alterano la struttura e le caratteristiche meccaniche dell'osso) o chirurgica (osteotomia). Nel caso di un urto, l'osso si frattura quando il trauma sviluppa un'entità tale da superare i limiti di resistenza dell'osso stesso. Il trauma può interessare l'osso in maniera diretta o indiretta: nel primo caso, generalmente l'osso si frattura nel punto in cui viene applicata la forza. Esistono diverse tipologie di fratture. Le più frequenti vengono così classificate:

- *frattura composta* (senza dislocazione dei frammenti e in cui i segmenti di frattura conservano la loro posizione anatomica);
- *frattura scomposta* (con dislocazione dei frammenti);
- *frattura chiusa/esposta* che si suddividono in: fratture chiuse (in cui la cute rimane integra) e fratture esposte a elevato rischio di infezione (in cui vi è lacerazione della cute ed esposizione esterna dell'osso);
- *frattura completa/incompleta*: a seconda che la frattura interessi tutto lo spessore dell'osso (frattura completa) o una parte di esso (frattura incompleta o semplice infrazione ossea);

- *frattura stabile/instabile*: quando subentrano forze deformanti come la forza muscolare che impediscono il contatto reciproco tra i due segmenti ossei, si parla di frattura instabile;

- *fratture semplici/pluri-frammentarie*: in base al numero di frammenti ossei prodotti. Se la frattura origina due frammenti ossei ben distinti, si definisce semplice. Se invece origina numerosi frammenti, prende il nome di frattura pluri-frammentaria.

In base al decorso e alla forma della rima di frattura (la fessura che separa i due frammenti ossei), le fratture possono essere classificate in:

- *fratture trasverse*: la rima di frattura è disposta ad angolo retto rispetto all'asse longitudinale dell'osso;

- *fratture oblique*: la rima di frattura forma un angolo inferiore a  $90^\circ$  rispetto all'asse longitudinale dell'osso (fratture a becco di flauto);

- *fratture longitudinali*: la rima di frattura è parallela all'asse longitudinale dell'osso;

- *fratture spiroidi*: la rima di frattura compie un decorso a spirale lungo il segmento osseo, avvolgendosi a esso [2].



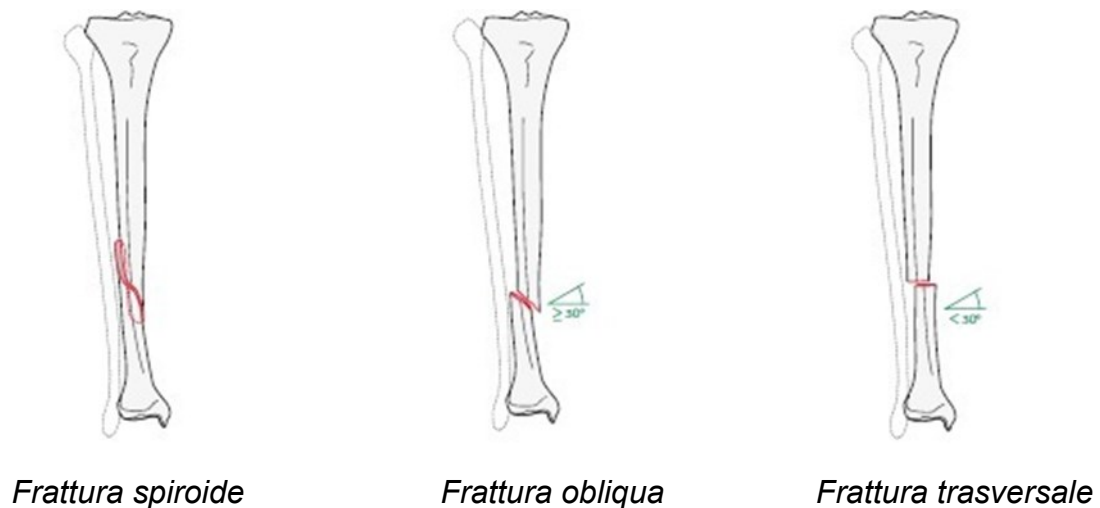
*Frattura semplice*



*Frattura a cuneo*



*Frattura pluri-frammentaria*



Una classificazione tipica delle fratture della diafisi tibiale è la classificazione Oestern e Tscherne che considera un diverso grado di gravità per le fratture chiuse, mentre quelle aperte sono raggruppate secondo la classificazione Gustilo-Anderson, come è possibile vedere in Tab.1 e in Tab.2 [3].

Grado 0	minimo danno tissutale, generalmente da forza torsionale indiretta, associato a un tipo di frattura non grave
Grado 1	abrasioni o contusioni superficiali, associate a un tipo di frattura di gravità moderata
Grado 2	abrasioni profonde, contusioni della cute o del muscolo, causate da un trauma diretto e associate a una frattura grave
Grado 3	contusioni cutanee estese o danno da urto violento, danno severo al muscolo sottostante, avulsione sottocutanea o sindrome compartimentale

*Tab.1: Classificazione fratture chiuse di Oestern-Tscherne*

<b>Tipo di frattura</b>	<b>Lesione</b>
Tipo I	Ferita di lunghezza minore di 1 cm, non contaminazione degli strati profondi
Tipo II	Ferita di lunghezza maggiore di 1 cm, assenza di gravi danni dei tessuti molli
Tipo III A	Ferita ampia. Buona copertura dei tessuti molli
Tipo III B	Ferita ampia. Esposizione di frammenti ossei; esteso danno periostale
Tipo III C	Ferita ampia con grave lesione arteriosa che necessita di riparazione

*Tab.2: Classificazione lesioni dei tessuti molli di Gustilo-Anderson*

### 1.3 Processo di guarigione dell'osso

A seconda della gravità della frattura ed il modo in cui una persona segue le raccomandazioni del proprio medico, le ossa possono richiedere da alcune settimane a diversi mesi per guarire. Il tempo di guarigione osseo medio è tra 6-8 settimane, anche se può variare a seconda del tipo e del sito della lesione. Ogni frattura ossea guarirà in modi diversi: il processo dipenderà dalla natura e dall'entità della lesione, dalla stabilità della fissazione della frattura e dai processi biologici. I medici utilizzeranno diversi metodi per riparare le fratture ossee a seconda della loro posizione. Alcune richiederanno un intervento chirurgico, mentre altre solo un tutore. Uno degli obiettivi del trattamento è ripristinare la corretta anatomia, in modo che un medico possa manipolare e ripristinare ogni parte dell'osso nella sua corretta posizione anatomica [4].

Il processo di riparazione della frattura di un osso lungo viene attivato da una serie di eventi stabilizzanti che hanno luogo nel punto di frattura stesso:

- Formazione dell'ematoma derivante dalla rottura dei vasi periostali ed endostali, entro 6-8 ore dalla frattura;
- Produzione di un *callus interno* di matrice fibrocartilaginea ad opera dei condrociti endostali e di un *callus esterno* di cartilagine ialina e osso ad opera dei condrociti periostali e degli osteoblasti (entro 48 ore dalla frattura);
- Attivazione e differenziamento delle cellule osteogeniche in osteoblasti; sostituzione della cartilagine nei calli con osso trabecolare (entro alcune settimane);
- Unione di *callus esterno* ed *interno* con sostituzione dell'osso spongioso con quello compatto nel margine esterno.

Esistono due tipi di guarigione:

La guarigione ossea primaria si verifica quando le estremità fratturate vengono ridotte perfettamente, sono molto ben stabilizzate, e procede senza la formazione di un callo periostale. Inizialmente gli osteoblasti depositano il nuovo osso nell'arco di alcuni giorni direttamente sulle superfici esposte dell'osso ed il gap può completamente essere colmato in 4-6 settimane. La velocità di riempimento osseo dipende principalmente dalle dimensioni del difetto.

Piccoli gap nella rima di frattura possono essere colmati con osso neoformato, ma possono anche favorire i micromovimenti dei frammenti se questi non sono sufficientemente stabili, distruggendo i fragili tessuti di riparazione neoformati. Ciò induce il riassorbimento dell'osso poiché gli osteoclasti penetrano nella rima di frattura determinando un allargamento della stessa e l'ulteriore mobilitazione dei frammenti.

Nella guarigione ossea secondaria invece un sito di frattura guarisce spontaneamente, tramite la formazione intermedia di un callo periostale ed endostale insieme alla formazione del tessuto cartilagineo inter-frammentario e del successivo rimodellamento osseo. Questo processo di guarigione è detto indiretto o secondario ed avviene qualora i frammenti fratturati non abbiano una sufficiente stabilità [5].

Per ottenere una guarigione ottimale della frattura, in caso di utilizzo di sistemi di fissazione esterna per il trattamento di fratture diafisarie, è fondamentale che si verifichino alcuni requisiti. Qualora si desideri una guarigione efficace, deve essere disponibile un osso vitale senza difetti rilevanti, un'adeguata vascolarizzazione dei tessuti molli, assenza di gravi infezioni; è assolutamente necessario che vi sia una rigida stabilità onde evitare la perdita della posizione della frattura. In particolare, nell'immediatezza della lesione, per il contenimento dell'ematoma, è opportuna un'efficace stabilità. Gli obiettivi del trattamento delle fratture diafisarie prevedono il ripristino della lunghezza, dell'allineamento e della rotazione. Lo scopo dello studio è quello di valutare i risultati preliminari dell'utilizzo del fissatore sia come dispositivo d'urgenza che come impianto definitivo nelle fratture diafisarie di tibia [6].

## 1.4 Trattamento delle fratture con fissazione esterna

In base al tipo ed alla gravità della frattura esistono diversi modi per trattare una frattura diafisaria della tibia. Tra questi spiccano l'Osteosintesi con chiodo midollare e la Fissazione esterna.

L'osteosintesi con chiodo midollare è una tecnica chirurgica impiegata soprattutto per il trattamento di fratture non scomposte. Consiste nell'inserimento, nella cavità midollare, di un chiodo metallico che servirà ad unire le parti dell'osso come in una sorta di steccatura interna. Essa la si preferisce quando si vogliono ottenere risultati soddisfacenti in tempi brevi.

La fissazione esterna (*Fig.3*) invece è la più antica delle metodiche di trattamento utilizzate comunemente per tutte le fratture diafisarie tibiali, oggi viene usata soprattutto nei politraumi e nelle fratture esposte. Attualmente, essa si esegue con diversi tipi di fissatori (fissatori circolari, monoassiali o ibridi) che consentono la riduzione e la stabilizzazione di qualsiasi frattura dell'arto inferiore. Tali fissatori utilizzano dei perni metallici o viti che vengono posizionati all'interno dell'osso lateralmente alla frattura e presentano una struttura metallica con dei morsetti il cui scopo è quello di trattenere in posizione l'osso durante il periodo di guarigione [3].



*Fig.3: Fissatore esterno visto attraverso la radiografia*

Fino ad ora il processo di guarigione di fratture ossee è sempre stato monitorato attraverso le radiografie. Come si vedrà nella prossima sezione, nel corso degli anni diversi sono stati i tentativi fatti per fare questo tipo di osservazioni usando le vibrazioni.



## 1.5 Stato dell'arte

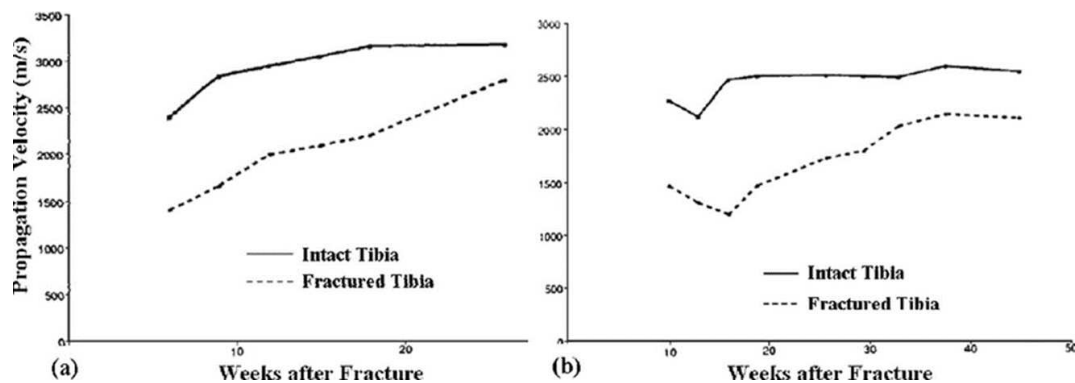
In letteratura sono state sviluppate una serie di tecniche che permettono di valutare in modo più o meno invasivo il processo di guarigione della frattura. Tali tecniche sono generalmente basate sulla valutazione della rigidità del callo osseo mediante una misura diretta o indiretta della sua rigidità, la quale dipende sia dalle proprietà meccaniche del callo osseo che dalla geometria della frattura. La maggior parte dei metodi studiati riguardava l'utilizzo di estensimetri, direttamente collegati al fissatore applicati sull'osso, ultrasuoni e semplici vibrazioni generate e acquisite lungo l'osso nel suo stato naturale e attraverso la struttura del fissatore per evitare l'effetto smorzante di muscoli e tessuti. Le prime concrete idee furono proposte intorno agli anni '40 ma solo nel 1979 Takashi Seikiguchi and Takuji Hirayama proposero un nuovo metodo con l'utilizzo di vibrazioni nel range dell'udibile (20-20000 Hz), ipotizzando che la dinamica delle ossa cambi quando l'osso è fratturato e con il progredire della guarigione della frattura [7].

Una tecnica alternativa per la determinazione delle proprietà meccanica durante il processo di guarigione della frattura, è l'analisi delle vibrazioni, proposta nel 1990 da Nikiforidis e Cunningham e valutata sia in condizioni in vivo che ex-vivo.

In tutti questi studi, sono state valutate le funzioni di risposta in frequenza (FRF) di tibia/arti inferiori, riuscendo così ad ottenere le frequenze di risonanza, le quali sono correlate alla rigidità dell'osso. I risultati hanno dimostrato la possibilità di valutare l'unione ossea come aumento nelle frequenze di risonanza durante la guarigione, o comparando le frequenze di una tibia fratturata con quelle di una tibia sana [8][9].

Il monitoraggio quantitativo della guarigione di una frattura può essere anche effettuato sfruttando la propagazione degli ultrasuoni nell'osso. Le onde ultrasoniche vengono frequentemente impiegate per la rilevazione di crepe o irregolarità dei materiali nelle strutture ingegneristiche. La propagazione degli ultrasuoni infatti, è fortemente influenzata dalle proprietà meccaniche del mezzo di propagazione, in particolare da cambiamenti improvvisi come crepe o cambiamenti di densità nel mezzo. Pertanto, è possibile analizzare la guarigione di una frattura mediante onde ultrasoniche. Grazie a questo studio, attuato da V. C. Protopappas, M. G. Vavva, D. I. Fotiadis e K. N. Malizos, è stato osservato come dopo una frattura, nell'osso la velocità dell'onda ultrasonica appare significativamente ridotta

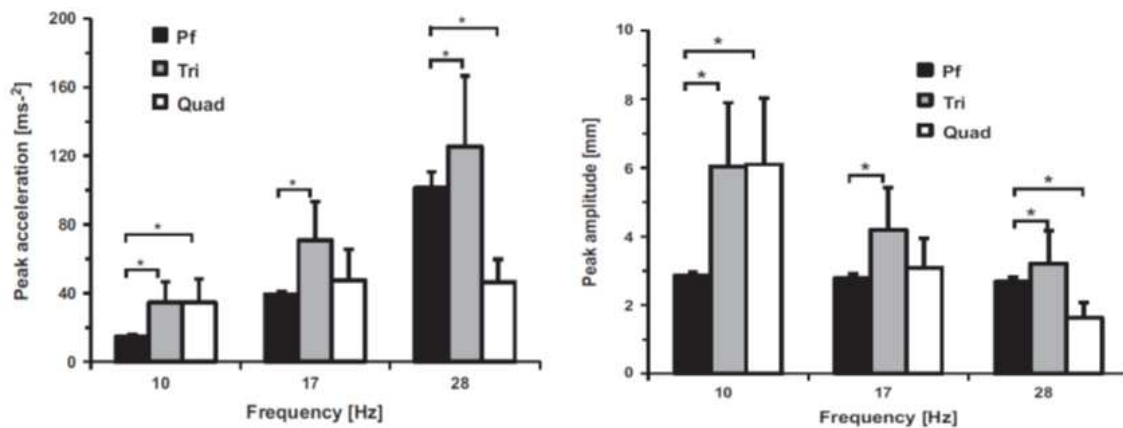
rispetto a quella nell'osso intatto. Per quanto riguarda l'attenuazione, durante la guarigione essa diminuisce lentamente man mano che i tessuti presenti nel callo osseo aumentano la densità del materiale e si avvicinano ai valori di densità dell'osso intatto [10].



*Fig.4: Vengono riportati i grafici della velocità degli ultrasuoni attraverso la tibia fratturata e intatta, tracciata rispetto al tempo di guarigione per il caso di (a) guarigione normale, e (b) unione ritardata utilizzando onde da 1 MHz.*

Nel 2014 Bernd Friesenbichler, Karin Lienhard, Jordyn Vienneau, Benno M.Nigg hanno condotto una serie di studi riguardanti la trasmissibilità delle vibrazioni attraverso i tessuti molli delle estremità inferiori del corpo umano utilizzando una piattaforma vibrante. È stato dimostrato che il trasferimento delle vibrazioni ai muscoli è fortemente dipendente dalla frequenza della piattaforma e dal particolare muscolo di interesse.

Lo studio, inoltre, ha mostrato che i tessuti molli sono stati esposti ad accelerazioni e vibrazioni sostanzialmente più elevate rispetto alla piattaforma, soprattutto per il muscolo tricipite (Fig.5). Questo è dovuto al fatto che la frequenza naturale dei tricipiti è compresa tra i 10 ed i 20 Hz, mentre quella del quadricipite è compresa tra i 8 ed i 11 Hz. In conclusione, possiamo dire che i tessuti molli giocano un ruolo importantissimo per la trasmissione delle vibrazioni [11].



*Fig.5: Accelerazione ed ampiezza di picco risultante per tre frequenze di ingresso, misurata sulla piattaforma (Pf, nero), sul tricipite (Tri, grigio) e sul quadricipite (Quad, bianco).*

Un altro studio molto importante è stato quello effettuato da Lorenza Mattei, Antonia Longo, Francesca Di Puccio, Enrico Ciulli e Stefano Marchetti nel 2016. Nella loro trattazione viene riconsiderato il metodo quantitativo di analisi della risposta in frequenza per le valutazioni di guarigione, e in particolare per le fratture trattate con un fissatore esterno. In questo tipo di analisi vengo considerati tre casi principali:

- un phantom di tibia (a);
- un phantom di tibia con pin avvitati in esso (b);
- un phantom di tibia con l'intero fissatore (c).



*Fig.5: Vista di un phantom di tibia (a); vista di un phantom di tibia con pin avvitati in esso (b); vista di un phantom con l'intero fissatore*

Come punti di eccitazione e di acquisizione della risposta vibrazionale, sono stati presi la tuberosità tibiale (TT) e il malleolo mediale (MM), in quanto facilmente identificabili in condizioni in vivo. Dall'elaborazione dei dati è inoltre emerso che le funzioni di risposta in frequenza (FRF) appaiono quasi uguali fino a 600 Hz,

mostrando due picchi di risonanza a circa 355 Hz e 500 Hz. In realtà si è notato che il sistema contenente i pin presenta una risposta vibrazionale più complessa, presentando più picchi di risonanza. Questo è dovuto al fatto che i pin non alterano la rigidità del sistema, ma semplicemente contribuiscono ad aumentarne la massa. Inoltre la presenza del fissatore complica ulteriormente la risposta a causa della presenza di viti e contatti [12].

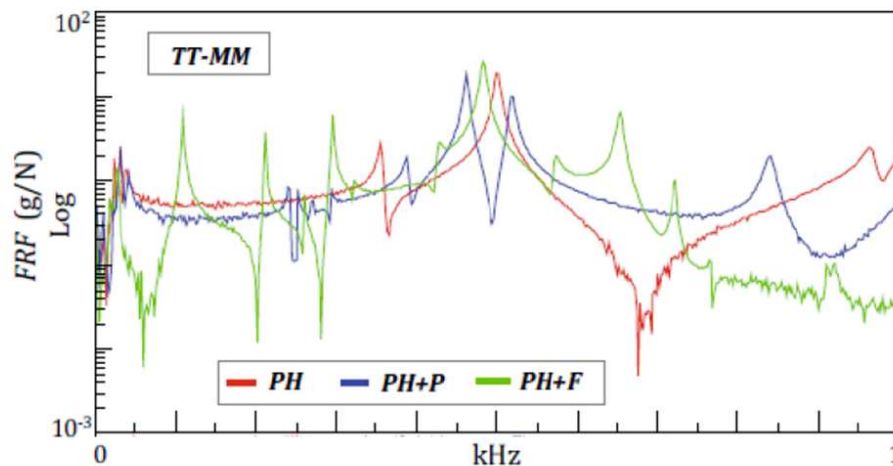


Fig.6: Confronto tra le FRF dei tre sistemi: phantom (PH), phantom-pin (PH+P) e phantom con fissatore (PH+F)

Nel 2021 lo stesso team di ricercatori ha condotto un nuovo studio in cui il processo di guarigione è stato monitorato analizzando gli incrementi percentuali delle frequenze risonanti al quadrato (SFI) relativi alla variazione di rigidità e ai cambiamenti nelle funzioni di risposta in frequenza. Sono state analizzate inoltre le funzioni di risposta in frequenza (FRF) e le frequenze risonanti (RFs). L'irrigidimento del callo ha interessato principalmente la prima frequenza che ha mostrato un SFI (*squared frequency increments*) di circa il 50% quando completamente guarito, aumentando rapidamente all'inizio (fino al 31% in 7 settimane, a circa il 21,2% al mese) e poi più lentamente (al 2,8% al mese). Queste diverse tendenze delle SFI possono essere spiegate considerando che la guarigione della frattura è un processo molto complesso influenzato non solo dall'irrigidimento del callo, ma anche dall'evoluzione dell'ematoma iniziale, dall'inerzia delle gambe, dal tono muscolare e così via. La tabella riportata di

seguito (Tab.3) mostra che la guarigione ha causato un aumento complessivo di tutte le RFs [13].

Test sess.	Time (Weeks)	Conf.	$f_1$	$f_2$	$f_3$	$f_4$	$f_5$	$f_6$	$f_7$	$f_8$	$f_9$	$f_{10}$	$f_{11}$	$f_{12}$	$f_{13}$
1	0		83	259	409	512	620	694	713		764	877	894		920
2	2		83	263	416	514	620	705	718	730	764	875	890		923
3	4		92	264	411	513	620	699	718	730	774	875	903		926
4	7		95	260	413	511	622	707	723		768	874	917		932
5	9		94	263	410	511	624		721		765	869	914		930
6	10		95	260	412	511		712	723	736	765	871	921		930
7	13		97	260	409	510		716	724	739		879			933
8	15	$C_1$	97	264	425	514	622	717	727	738	772	876			934
9	19		97	264	413	514	625	713	724	739	773				
10	21		96	268	412	514		729	751	776	882		901		938
11	23		98	264	414	513	624	720	738	759	773	882		909	952
12	25		100	267	421	514	623	723	746		778	894		915	958
13	27		98	266	422	514	628	730	746	756	785	904		922	957
14	30		101	265	424	516	629	736	753	760	794	908		922	960
15	33	$C_2$	66	139	199	296	389	607	683	753	865				
		$C_3$	60	121	190	268	355	498	714	856	899	962			
16	35	$C_3$	65	120	188	266	363	502	711	853	909	959			

**Tab.3:** Vengono riportate le variazioni delle frequenze misurate in determinati punti in tutto il periodo di osservazione.

## Capitolo 2

# Materiali e Metodi

Nel presente capitolo viene descritta la strumentazione utilizzata per le prove sperimentali per il trattamento delle fratture diafisarie e metafisarie delle ossa lunghe. In particolare, viene preso in esame la tibia che anatomicamente svolge un ruolo estremamente importante per il mantenimento, non solo per la posizione eretta, ma anche per sostenere il peso corporeo. Fondamentale è comprendere come avviene la risposta quotidiana nella deambulazione e le vibrazioni che ne derivano da essa. Le caratteristiche di una tibia sana sono fondamentali per comprendere come una frattura ed il suo processo di guarigione possono modificare la struttura dell'osso rispetto ad una condizione di normalità. Nello specifico l'analisi ha come scopo quello di eseguire lo studio del comportamento dinamico di una struttura (fissatore ed osso) quando viene sottoposta a vibrazione. In particolare, si è affrontato l'analisi strutturale per determinare le proprietà e le risposte dell'impianto quando è sollecitato da forze esterne. Essenzialmente oggetto di studio è stato il sistema di fissazione, il montaggio, l'eccitazione, la risposta e la rilevazione sulla tibia con lo scopo di fornire risultati efficaci e coerenti.

### 2.1 Strumentazione

Il set up sperimentale di base delle prove effettuate in questa tesi comprende un fissatore esterno monolaterale ibrido (modello: *ST.A.R.90F4*) indicato per il trattamento delle fratture diafisarie e metafisarie delle ossa lunghe; uno shaker *Tira Test System GmbH TV 50009 (Fig.9)* per l'eccitazione e accelerometri mono-assiali *PCB ICP® Accelerometer* (modello: 352C23) per la misura della risposta vibrazionale. L'acquisizione e l'analisi dei dati sono stati effettuate grazie al sistema di misura e di analisi *LMS Test.Lab* sviluppato dalla *Siemens*, studiato per ottimizzare l'acquisizione, la registrazione e l'analisi dei dati durante test meccanici quali test vibrazionali, test acustici, test su sistemi rotanti e test strutturali. Il sistema consta di una parte hardware (*LMS SCADAS*) e di una parte software (*LMS Testing Solution Software*).

### 2.1.1 Sistema di fissazione esterna ST.A.R.90F4

Questo fissatore esterno monolaterale ibrido ha lo scopo di ridurre le fratture ossee su piani indipendenti dando un maggiore controllo della rotazione delle fratture attraverso l'installazione di sei viti ossee indipendenti con libertà di movimento. Il sistema è costituito da morsetti per viti ossee con orientamento indipendente; un controllo micrometrico per la riduzione della frattura e viti ossee a doppio diametro cilindrico per garantire una facilità di inserzione ed una tenuta nel tempo (Fig.7).



*Fig.7: Fissatore esterno monolaterale ibrido (modello: ST.A.R.90F4)*

### 2.1.2 Shaker Tira Test System GmbH TV 50009

Gli eccitatori di vibrazione (shaker) utilizzano magneti permanenti e sono disponibili come sistemi portatili e/o fissi per la simulazione delle condizioni di vibrazione ambientale utilizzati per la calibrazione, per sistemi di test e certificazione meccanica. È caratterizzato da un'elevata rigidità laterale ed assiale. Esso è alimentato da un amplificatore di potenza BAA 60 (Fig.9) collegato alla tibia attraverso uno stinger di 7 cm di lunghezza ed un sensore di forza PCB dinamico (208 A03). Quest'ultimo è stato utilizzato per registrare la forza generata dallo shaker. L'agitatore è stato montato con lo scopo di eccitare il condilo laterale in modo obliquo rispetto al piano orizzontale della tibia per stimolare l'osso sia in direzione orizzontale che verticale (Fig.12).

TECHNICAL PARAMETERS Vibration exciter S 50009	
Rated peak force $Sine_{pk}$	9 N
Frequency range	2-20000 Hz
Main resonance frequency	>13000 Hz
Max. displacement Peak-Peak <sup>1</sup>	3 mm <sup>1</sup>
Max. velocity Sine	1.5 m/s
Max. acceleration Sine	60 g
Suspension stiffness	4 N/mm
Effective moving mass	0.015 kg
Total mass without/with trunnion	1.7 kg / 2.2 kg
Armature coupling thread size	M4

Fig.8: Scheda tecnica shaker Tira GmbH TV 50009



Fig.9: Shaker Tira GmbH TV 50009

TECHNICAL PARAMETERS Power Amplifier DA 200	
Output power $SMS$	200 VA
Frequency range	1.5 - 22000 Hz
Voltage-/Current mode	yes/no
Voltage $SMS$ , max.	30 V
Current $SMS$ , max.	10 A
Signal input voltage $SMS$	7 V
Distortion	< 0,1 %
Signal to noise ratio	> 90 dB
Total mass	3.5 kg
Dimensions (WxHxD)	390 x 80 x 260 mm
Power supply (Standard)	1 ~ / N / PE 100...264 V 50..60 Hz CEE 7/7
Recommended fuse protection (Standard)	10 A slow
Max. power consumption at 230 V	50 VA (operation with S 50009)
Interlocks:	Overload, Temperature, Clipping
<b>Features:</b>	
High Signal to noise ratio of >90 dB	
Low distortion factor of < 0.1 %	
Safety management system monitors functions as temperature, overcurrent and overvoltage	

Fig.10: Scheda tecnica amplificatore di potenza BAA60



Fig.11: Amplificatore di potenza BAA 60

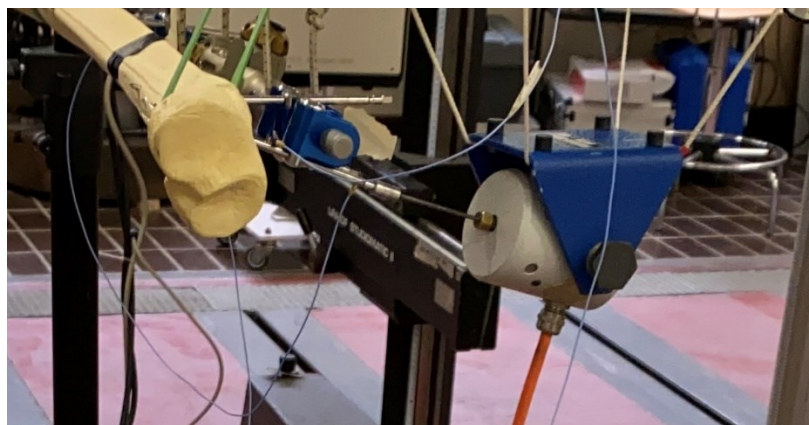


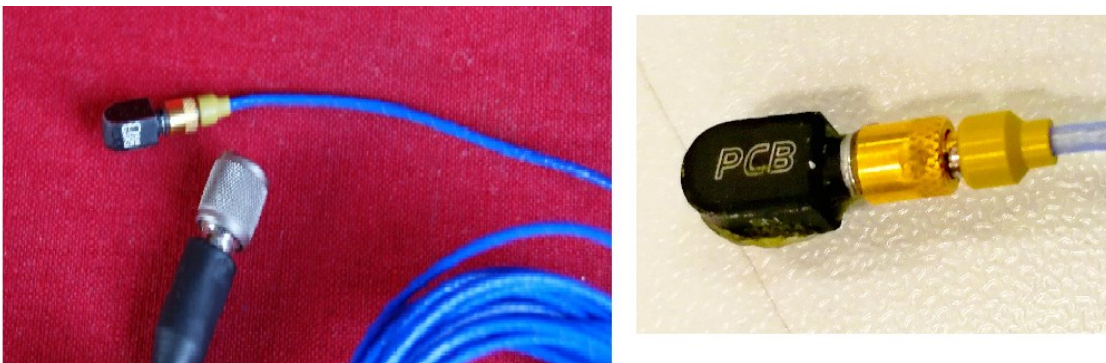
Fig.12: Set-up dello shaker



### 2.1.3 Accelerometro PCB ICP® 352C23

Un accelerometro è uno strumento di misura in grado di rilevare e misurare accelerazioni, urti e vibrazioni di un sistema. Ne esistono di vari tipi, quelli ad asse singolo (mono-assiali) e quelli a tre assi (triassiali). Essi sono progettati per eseguire in modo economico prove di vibrazione multicanale, impiegando trasduttori a film piezoelettrico di basso costo, come moduli *plug-in* per disporre di punti di misura utilizzati in un laboratorio. L'accelerometro è collegato ad un singolo cavo a due fili che trasmette contemporaneamente sia il segnale di potenza da fornire all'amplificatore sia quello di misura connettendo il dispositivo ad un semplice alimentatore a corrente costante. L'accelerometro PCB ICP® 352C23 (*Fig. 13*), con un elemento sensibile in ceramica, ha una sensibilità di 5 mV/g con una frequenza di risonanza  $\geq 70$  kHz ed una gamma di frequenza ( $\pm 5\%$ ) che va da 2 a 10000 Hz[14].

L'elemento utilizzato nella sperimentazione è quello di tipo monoassiale poiché quello a tre assi avrebbe avuto un peso eccessivo per essere utilizzato in una struttura leggera condizionando così la risposta dinamica della struttura. Per poterlo utilizzare sulla tibia è stata usata una piccola quantità di cera per evitare smorzamenti eccessivi nel segnale acquisito.



*Fig. 13: Accelerometro monoassiale PCB ICP® 352C23*

## 2.1.4 LMS Test.Lab di Siemens

LMS Test.Lab sviluppato da Siemens è costituito da una parte hardware (LMS SCADAS) e di una parte software (LMS Testing Solution Software). Il primo è utilizzato per l'acquisizione dei dati nell'analisi vibrazionale sperimentale, il secondo invece ha il compito di eseguire i test ed elaborare i dati. L'hardware SCADAS (Fig.14) è stato utilizzato per acquisire, con precisione, i segnali provenienti dagli accelerometri. Inoltre, è in grado di controllare l'amplificatore connesso allo shaker attraverso un trasduttore analogico-digitale.

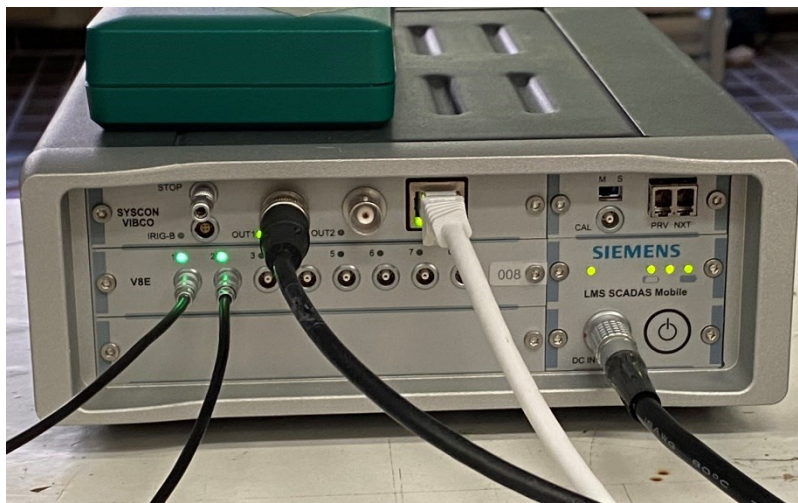


Fig.14: Sistema di acquisizione LMS SCADAS

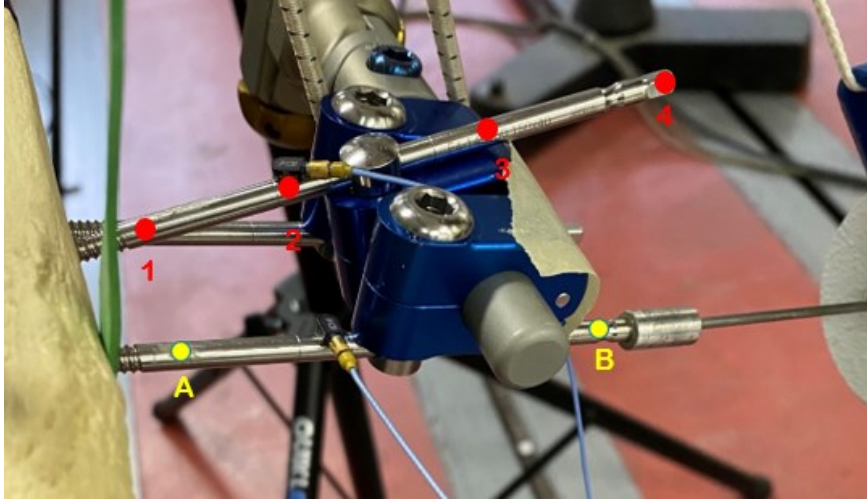
Il software LMS Test.Lab è utilizzato per l'acquisizione e l'analisi dei dati delle vibrazioni attraverso la fornitura di un modulo *Impact Testing* e di *Spectral Testing* i quali consentono di impostare tutti i parametri di prova dello shaker, guidando l'utente attraverso tutte le fasi e facilitandone l'esecuzione.

Il modulo dell'analisi modale per lo studio del comportamento dinamico della struttura ha offerto l'acquisizione di dati, aventi funzionalità complete, che sono stati necessari per effettuare la sperimentazione. Il software ci ha aiutato ad indentificare le proprietà dinamiche di una struttura e ci ha consentito di eseguire stime di parametri modali, convalide di analisi modale sperimentali e confrontare i dati con i risultati ottenuti [15].

## 2.2 Prove sperimentali

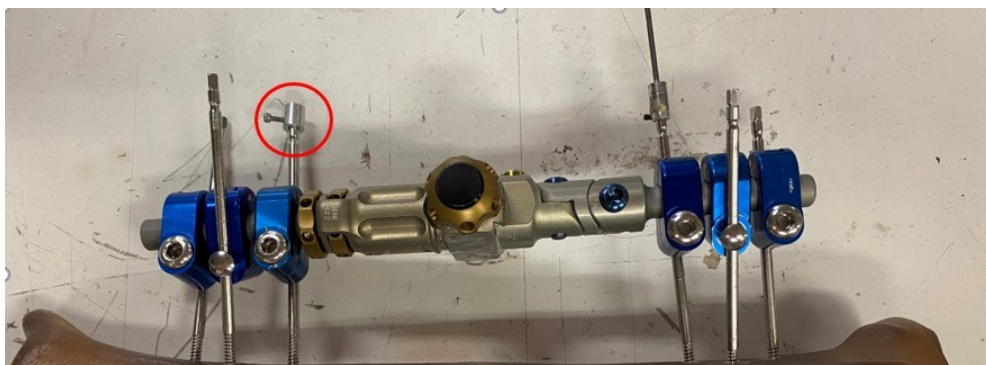
Di seguito vengono descritte le prove effettuate al fine di valutare come avviene la trasmissione di un segnale generato sia attraverso la struttura del fissatore sia attraverso la tibia. La simulazione della trasmissibilità è stata effettuata partendo dall'idea di utilizzare le viti di fissaggio esterne come mezzo di propagazione. In particolare, oggetto di studio è stato anche quello di analizzare la simulazione, tramite vibrazioni, del processo di guarigione dell'arto preso in esame. Per effettuare le misurazioni si è utilizzata la strumentazione precedentemente descritta.

In primo luogo, si è provveduto ad analizzare le viti ossee impiantate del fissatore su un modello plastico che riproduce perfettamente una tibia umana. Si è notato che il fissatore è stato montato con un'apparente inclinazione dei perni sulla faccia mediale dell'albero tibiale. Sulla prima vite è stato posizionato un accelerometro che misura l'input sul punto più vicino all'osso (punto A), mentre quello che rileva l'output è stato posizionato in successione in 4 specifici punti su ognuna delle 5 viti del fissatore e precisamente: il primo punto alla fine della filettatura della vite; il secondo a circa 2 cm dal primo (prima del morsetto); il terzo dopo il morsetto del fissatore; il quarto in testa alla vite. L'input, generato dallo shaker, è stato dato perpendicolarmente alla testa della prima vite, mentre l'uscita è stata misurata, nella prima fase di configurazione input/output, sulle altre 5 viti nei punti in prossimità dell'osso e successivamente sugli altri 4 punti sopra descritti. In questo modo il segnale che esce dall'osso e che viaggia attraverso il perno è stato direttamente acquisito dall'accelerometro e pertanto la risposta in uscita è stata meno influenzata dal rumore prodotto dalle vibrazioni trasmesse lungo gli altri componenti di fissaggio. Le stesse misure sono state poi ripetute prendendo in considerazione un altro punto (punto B) per misurare l'input, posizionato sempre sulla prima vite del fissatore ma a circa 3 cm dal punto A (*Fig. 15*).



*Fig.15: Vista del posizionamento degli accelerometri misuranti l'input (in giallo) e quelli misuranti l'output (in rosso)*

In secondo luogo, abbiamo effettuato nuove misurazioni ponendo sulla vite un accoppiamento di alluminio (mostrato in Fig.16), utilizzato per spostare più facilmente il secondo accelerometro da una vite all'altra. Quest'ultimo è stato montato in sequenza sulla testa di ciascuna vite e successivamente vi è stato posizionato, sulla sua sommità, il sensore per misurarne l'uscita. Le prove sono state effettuate acquisendo l'input nel punto B (In2.1) e l'output in testa della vite in presenza dell'accoppiamento su ognuna delle 5 viti del fissatore.

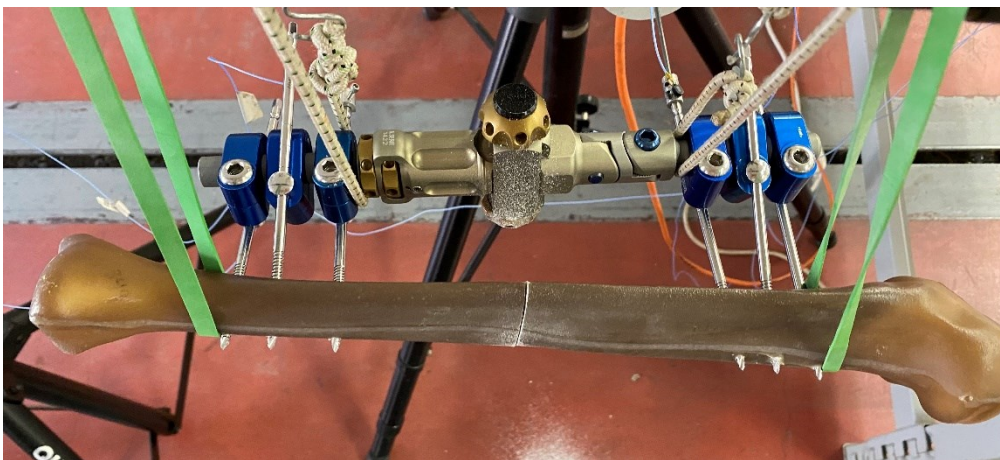


*Fig.16: Vista del fissatore esterno su cui viene montato l'accoppiamento di alluminio (cerchiato in rosso)*

Nell'ultima prova dopo aver spostato gli accelerometri sulla testa della terza (input) e della quarta (output) vite e dopo aver posizionato lo shaker ed il suo stinger in testa alla terza vite, si è provveduto ad effettuare nuovamente le misurazioni per valutare la propagazione delle vibrazioni per una tibia intatta. Successivamente abbiamo simulato una frattura tagliando la tibia con un seghetto (*Fig.17*). Sono stati effettuati diversi tagli:

- Il primo di profondità circa del 25% della sezione totale;
- Il secondo a 50%;
- Il terzo a 75%;
- Il quarto a 100% (completamente tagliata).

Infine, abbiamo inserito nella frattura una colla (Colla X60) che è stata utilizzata per simulare la formazione del callo osseo, con lo scopo di valutare sia come quest'ultimo influenzerà il segnale sia per monitorare lo stato di guarigione dell'osso. Questa colla, a base di metilmetraccrilato, è a solidificazione freddo impiegata per test sperimentali. È costituita da due componenti, che la rendono molto facile da usare in applicazioni pratiche: il componente A viene fornito sotto forma di polvere con un cucchiaino dosatore. Il componente B è un liquido e si misura in gocce. L'adesivo viene miscelato in un contenitore apposito che rende semplice regolarne la consistenza [17].



*Fig.17: Vista della simulazione della frattura completa*

## Capitolo 3

### Risultati

In questo capitolo vengono riportati i risultati ottenuti dall'analisi sperimentale relativi alla trasmissibilità di un segnale vibratorio attraverso la struttura fissatore-tibia. I risultati sono stati forniti in termini di accelerazione (misurata in  $g$ , come accelerazione di gravità) associati al calcolo del RMS (*Root Mean Square*).

#### Deviazione standard (RMS)

La deviazione standard o scarto quadratico medio è un indice di dispersione statistico, ovvero una stima della variabilità di una popolazione di dati o di una variabile casuale. È uno dei modi per esprimere la dispersione dei dati intorno ad un indice di posizione. In statistica, lo scarto quadratico medio rilevato su una popolazione di  $n$  unità statistiche si definisce esplicitamente come:

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n e_i^2} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

dove:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_i \quad \text{è la media aritmetica di } x \text{ elementi;}$$

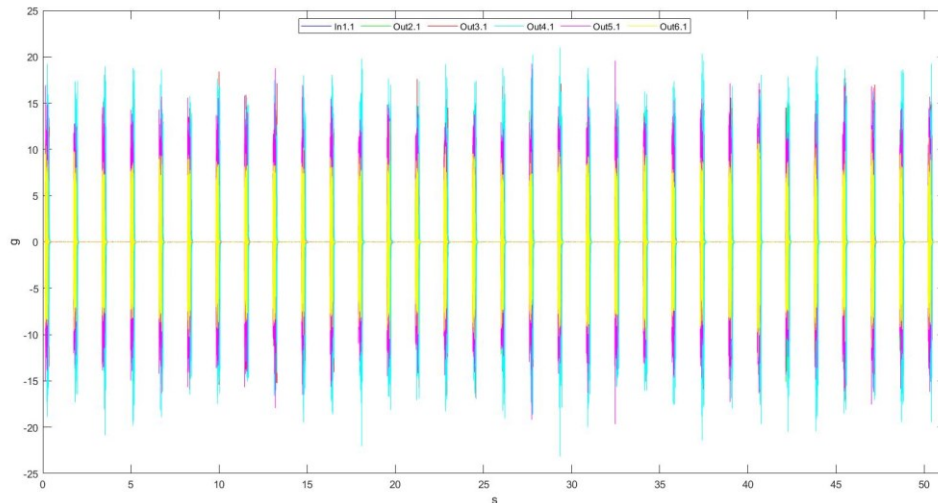
$$e_i = x_i - \bar{x} \quad \text{è detto residuo (l'indice di accuratezza della misura).}$$

Sostanzialmente, si divide per  $(n-1)$  poiché, in riferimento agli  $n$  valori del campione, si può pensare che gli  $n$  gradi di libertà del sistema si riducono di una unità perché ne è già stata calcolata la media [16].

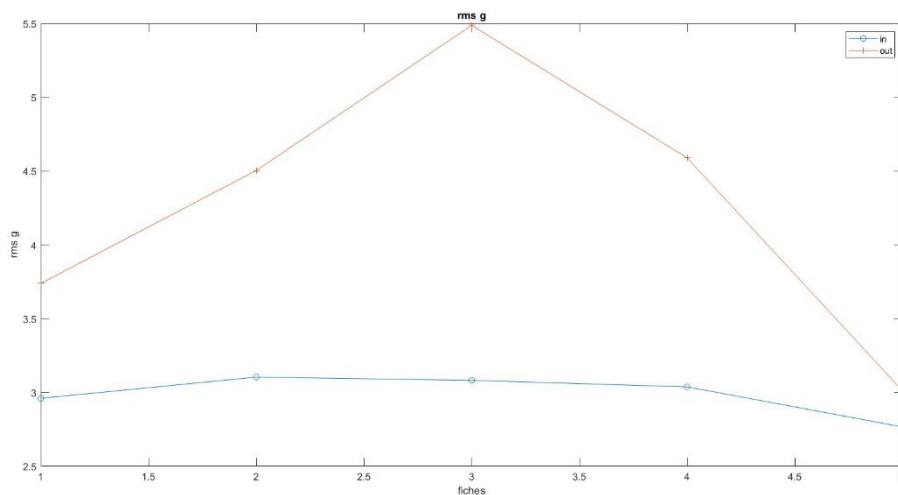
Nel nostro caso di studio il calcolo del RMS è stato molto utile per valutare qualitativamente i dati raccolti durante le acquisizioni.

### 3.1 Prima campagna di misure

In questa prima campagna di misure vengono presentati i risultati ottenuti ponendo il primo accelerometro (che misura l'input) nel punto A e successivamente nel punto B (*Fig.15*). Nella *Fig.18*, riportata di seguito, è stata descritta la relazione tra l'input misurato sul punto A e gli output rilevati sui primi punti delle 5 viti del fissatore esterno. Nel grafico sono stati riportati in ascissa il tempo espresso in secondi ed in ordinata l'accelerazione espressa in *g*. Viene descritto in blu (*In1.1*) l'ingresso misurato nel punto A; in verde (*Out2.1*) l'uscita misurata sul punto 1 della seconda vite; in rosso (*Out3.1*) l'uscita misurata sul punto 1 della terza vite; in azzurro (*Out4.1*) l'uscita misurata sul punto 1 della quarta vite; in violetto (*Out5.1*) l'uscita misurata sul punto 1 della quinta vite ed in giallo (*Out6.1*) l'uscita misurata sul punto 1 della sesta vite. È stato notato, infatti, che tutte le uscite hanno un'ampiezza superiore rispetto all'ingresso (valori compresi tra  $\pm 10$  g). Questo perché quando un'onda attraversa due mezzi diversi (dotati di diversa densità o proprietà chimiche/fisiche), in questo caso passa dalla struttura di acciaio del fissatore all'osso, varia la sua velocità di propagazione, provocando una variazione della lunghezza d'onda del segnale, che andandosi a sommare alla sollecitazione iniziale, ha come risultato quello di aumentarne l'ampiezza. Si parla appunto di risonanza. Tale esito è stato poi confermato dall'analisi dei valori del RMS (*Fig.19*). In questo caso è stato attribuito all'asse *x* il numero della vite corrispondente, mentre all'asse *y* il valore del RMS calcolato per l'accelerazione di gravità.



*Fig.18: Grafico rappresentante relazione tra l'ingresso misurato nel punto A e le uscite misurate in tutti i punti 1 delle 5 viti del fissatore*

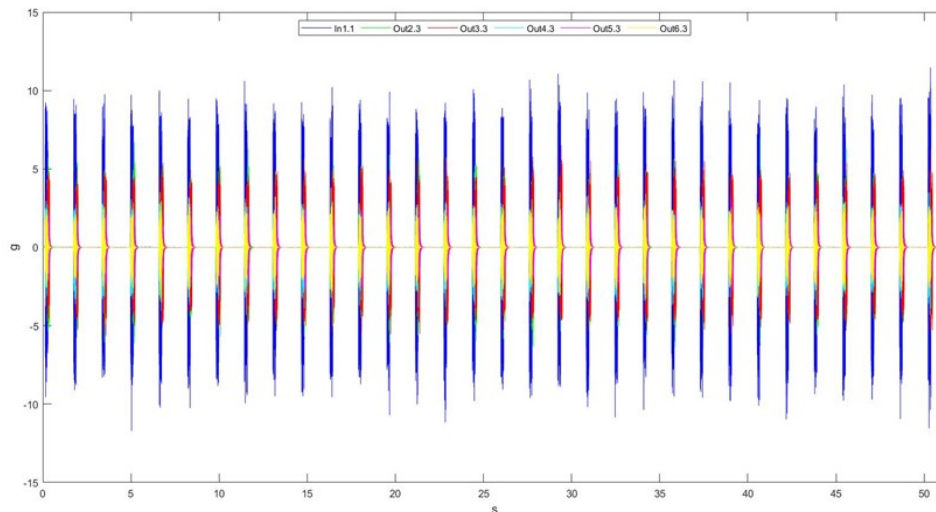


*Fig.19: Grafico rappresentante gli andamenti dei valori degli RMS calcolati sia per gli ingressi (in blu) sia per le uscite (in rosso)*

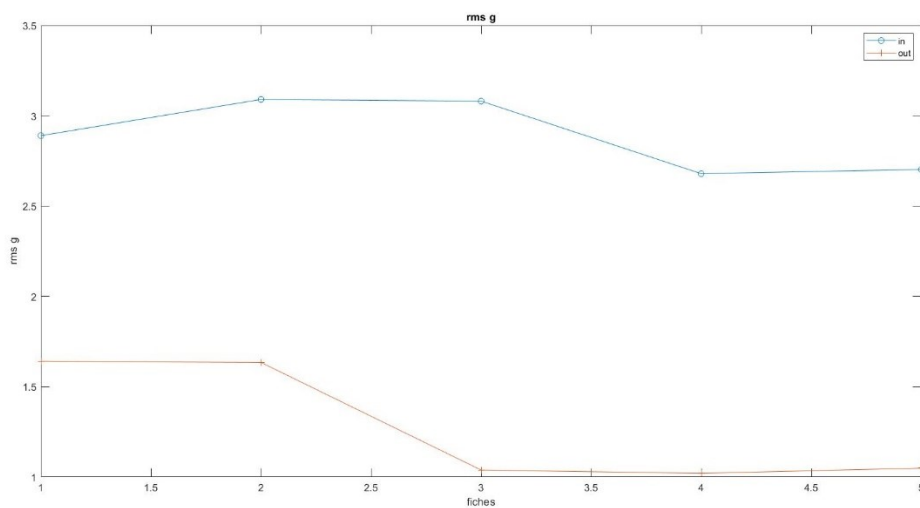
Nella Fig.20 sono state misurate le uscite spostando il secondo accelerometro (che misura l'output) nella posizione 3 di tutte le 5 viti del fissatore e si è notato che, a differenza del caso precedente, gli output hanno un'ampiezza nettamente inferiore rispetto all'ingresso, raggiungendo così valori di  $\pm 5$  g. Dall'analisi, grazie all'osservazione dei valori del RMS (riportati in Fig.21), è emerso che tale punto è quello in cui si ha una maggior dispersione di energia. Questo è dovuto al fatto che



man mano che ci si allontana dalla sorgente l'energia immagazzinata dal sistema tende a dissiparsi.

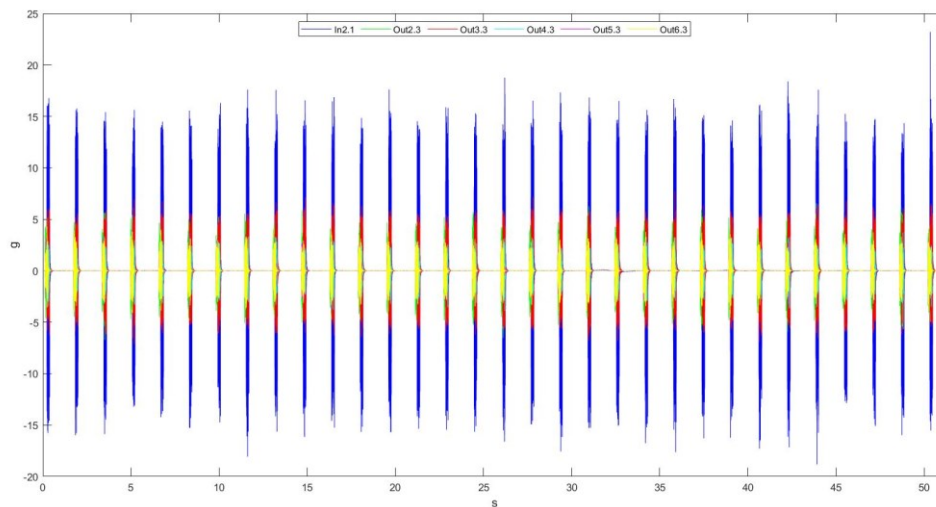


*Fig.20: Grafico rappresentante la relazione tra l'ingresso misurato nel punto A e le uscite misurate in tutti i punti 3 delle 5 viti del fissatore*

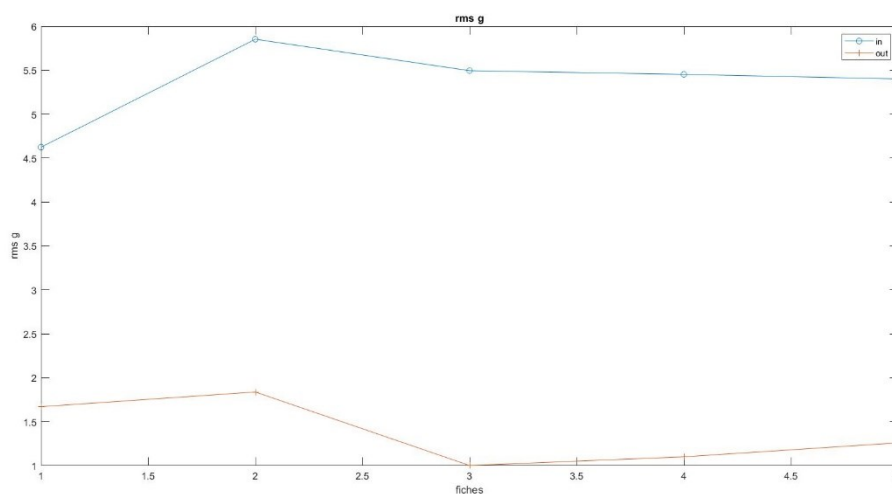


*Fig.21: Grafico rappresentante gli andamenti dei valori degli RMS calcolati sia per gli ingressi (in blu) sia per le uscite (in rosso)*

Le misurazioni sono state poi ripetute semplicemente spostando il sensore che misura l'ingresso nel punto B (a valle del morsetto) riportato in *Fig.15*, ottenendo risultati analoghi allo studio antecedente. Si è notato che il segnale misurato in ingresso nel punto A e quello nel punto B non avevano uguale ampiezza. In particolare, il primo era meno ampio rispetto al secondo. Questo poiché la vibrazione generata dallo shaker è stata smorzata in parte dai morsetti del fissatore e in parte è stata trasmessa al resto della struttura. Tale risultato è stato visibile anche attraverso il grafico descritto in *Fig.22* e *Fig.23*.



*Fig.22: Grafico rappresentante relazione tra l'ingresso misurato nel punto B e le uscite misurate in tutti i punti 3 delle 5 viti del fissatore*



*Fig.23: Grafico rappresentante gli andamenti dei valori degli RMS calcolati sia per gli ingressi (in blu) sia per le uscite (in rosso)*

La tabella riportata di seguito (*Tab.4*) invece mette in relazione tra loro i valori medi degli RMS studiati in precedenza. Nella sezione A (associata all'ingresso misurato nel punto A) vengono riportati i valori medi ottenuti sia in ingresso che in uscita (rispettivamente *meanIn* e *meanOut*) per tutti i punti 1 delle 5 viti (*mean1*); tutti i punti 2 delle 5 viti (*mean2*); tutti i punti 3 delle 5 viti (*mean3*); tutti i punti 4 delle 5 viti (*mean4*). Analogamente, nella sezione B, vengono mostrati tutti i valori ottenuti prendendo in considerazione come ingresso il punto B. Si può notare che, per quanto riguarda gli input, tutti gli ingressi considerati possono essere approssimati ad un singolo ingresso, in quanto è stato visto che i valori non erano sottoposti a variazione e quindi è stato deciso di prendere quello di riferimento. Pertanto, da qui in avanti verrà considerato un singolo ingresso associato al punto A ed uno per il punto B.

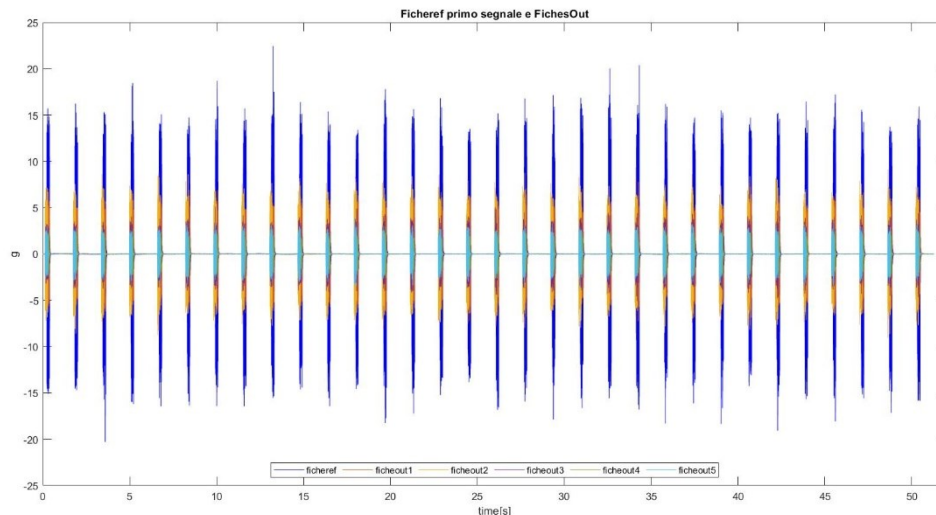
A	meanIn	meanOut		B	meanIn	meanOut
mean 1	2,99	4,26		mean 1	5,12	4,47
mean 2	3,03	2,14		mean 2	5,19	2,16
mean 3	2,88	1,27		mean 3	5,36	1,37
mean 4	2,91	1,66		mean 4	5,29	1,68

*Tab.4: La tabella mostra la relazione tra i valori medi degli RMS ottenuti*

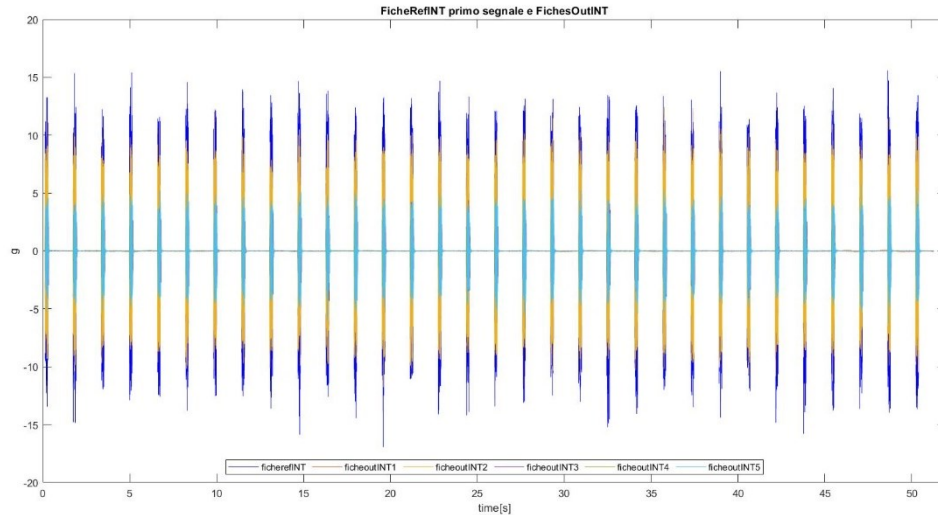
### 3.2 Seconda campagna di misure

Nella seconda campagna di misure le prove sono state effettuate associando al nostro sistema un accoppiamento di alluminio (*Fig.16*), come descritto in precedenza. Sono state analizzate due diverse configurazioni: la prima in cui i morsetti del fissatore erano ben serrati alla struttura e la seconda in cui invece erano allentati. In particolare, si è notato che lo studio della seconda condizione non ha portato risultati rilevanti pertanto, ai fini della nostra analisi, analizzeremo solo il primo caso. Nella *Fig.24* è stata evidenziata la relazione tra l'input misurato nel punto B e le uscite misurate in testa a ciascuna delle 5 viti del fissatore in

assenza dell'accoppiamento in alluminio. Viene rappresentato in blu (*ficheref*) l'ingresso misurato nel punto B; in rosso (*ficheout1*) l'output misurato in testa alla seconda vite; in arancione (*ficheout2*) l'output misurato in testa alla terza vite; in violetto (*ficheout3*) l'output misurato in testa alla quarta vite; in verde (*ficheout4*) l'output misurato in testa alla quinta vite e in celeste (*ficheout5*) l'output misurato in testa alla sesta vite. Nella Fig.25, invece, è stato riportato lo stesso esperimento in presenza dell'accoppiamento. Dall'analisi si è potuto dedurre che la presenza dell'accoppiamento in alluminio, in entrambe le condizioni ha provocato un aumento nelle ampiezze degli output, ciò vuol dire che vi è stata una minore dissipazione di energia.

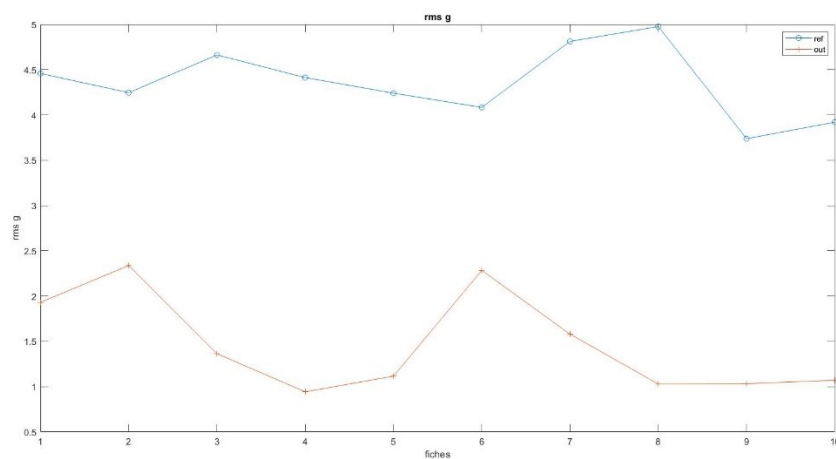


*Fig.24: Grafico rappresentante la relazione tra l'ingresso misurato nel punto B e le uscite misurate in successione in testa alle 5 viti del fissatore, in assenza dell'accoppiamento in alluminio*

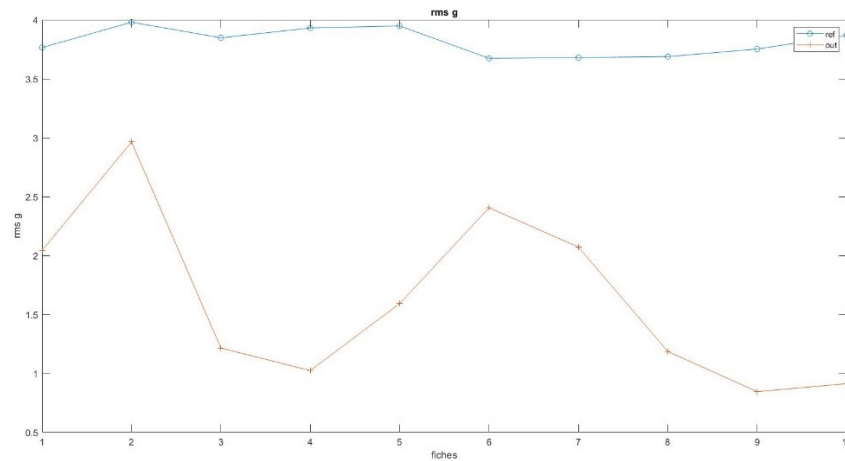


*Fig.25: Grafico rappresentante la relazione tra l'ingresso misurato nel punto B e le uscite misurate in successione in testa alle 5 viti del fissatore, in presenza dell'accoppiamento in alluminio*

A favore dei risultati appena ottenuti vengono di seguito (Fig.26 e Fig.27) riportati i valori degli RMS di entrambe le configurazioni. I valori da 1 a 5 rappresentano la configurazione con i morsetti che serrano le viti; quelli da 6 a 10 rappresentano la configurazione con i morsetti allentati.



*Fig.26: Grafico rappresentante gli andamenti dei valori degli RMS calcolati, per il sistema senza accoppiamento in alluminio, sia per gli ingressi (in blu) sia per le uscite (in rosso)*

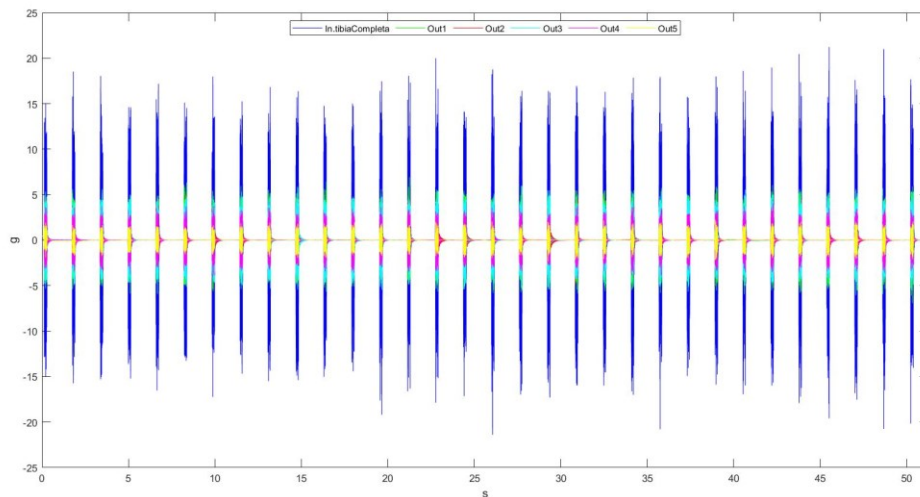


*Fig.27: Grafico rappresentante gli andamenti dei valori degli RMS calcolati, per il sistema con accoppiamento in alluminio, sia per gli ingressi (in blu) sia per le uscite (in rosso)*

### 3.3 Terza campagna di misure

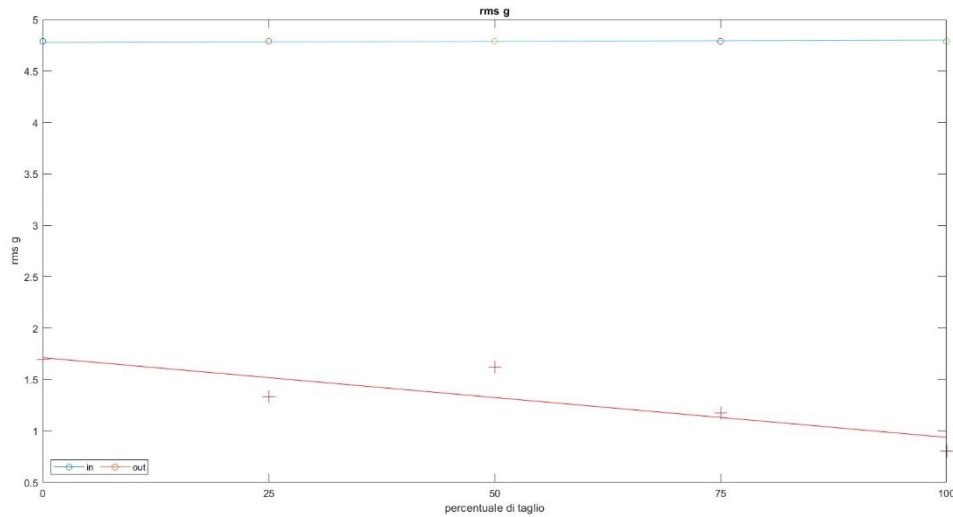
Quest'ultima campagna di misure si compone di due parti: la prima in cui vengono effettuate prove di circa 1 minuto per valutare la trasmissibilità delle vibrazioni attraverso una tibia fratturata; la seconda, invece, in cui viene evidenziata, attraverso la misurazione delle vibrazioni, la formazione del callo osseo (simulato utilizzando una particolare colla) e quindi valutare lo stato di guarigione della frattura. Per quest'ultimo tipo di prova, al contrario delle altre, sono state effettuate delle acquisizioni di circa 8 minuti. Inizialmente, dopo aver configurato nuovamente il *set-up* del sistema, descritto nel capitolo precedente, si è provveduto a tagliare la tibia. Dall'elaborazione dei dati è stato possibile ottenere un grafico in cui è stata riportata la relazione tra l'ingresso di riferimento, misurato quando la tibia era intatta, ed i vari output calcolati per ciascun tipo di taglio (a profondità diverse). In *Fig.28* viene rappresentato in blu (*In.tibiaCompleta*) l'ingresso misurato in testa alla terza vite; in verde (*Out1*) l'output misurato quando la tibia è intatta; in rosso (*Out2*) l'output misurato quando la tibia ha un taglio di profondità del circa 25% della sezione totale; in azzurro (*Out3*) l'output misurato quando la tibia ha un taglio di profondità del circa 50% della sezione totale; in violetto (*Out4*) l'output misurato quando la tibia ha un taglio di profondità del circa 75% della sezione totale; in giallo

(Out5) l'output misurato quando la tibia è completamente tagliata. È emerso, analizzando i vari segnali, che all'aumentare della profondità della frattura, il segnale tende ad attenuarsi. Questo avviene poiché in presenza della frattura vengono alterate le proprietà fisiche dell'osso, pertanto si ha una diversa trasmissione del segnale.



*Fig.28: Grafico rappresentante la relazione l'ingresso misurato e i segnali ottenuti effettuando i 5 tagli a profondità diverse*

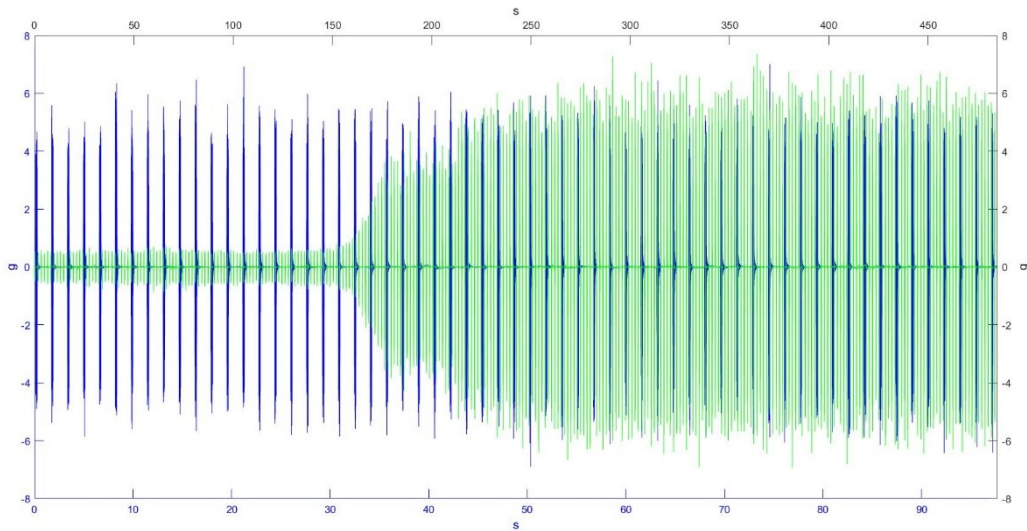
I risultati ottenuti possono essere visti anche nel calcolo del RMS. Infatti, si può facilmente notare che i valori della deviazione standard dell'uscita (in rosso) sono via via decrescenti all'aumentare della profondità del taglio (si veda Fig.29). In questo caso sull'asse delle ascisse vengono riportate i valori relativi alle varie profondità del taglio.



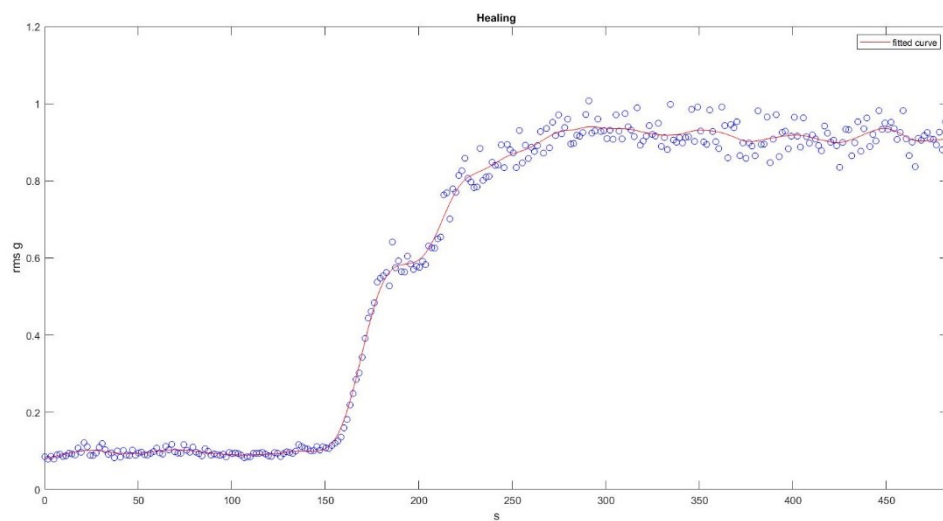
*Fig.29: Grafico rappresentante gli andamenti dei valori degli RMS calcolati sia per l'ingresso (in blu) sia per le uscite (in rosso)*

Nella seconda parte della nostra analisi, invece, viene evidenziato lo stato di guarigione della tibia simulando la formazione del callo osseo. Come si può notare dal grafico sottostante (*Fig.30*) sono stati messi in relazione il segnale misurato in condizioni in cui la tibia era intatta (in blu) e quello misurante la fase di guarigione dell'osso (in verde). Si può notare infatti che inizialmente il segnale è quasi nullo (quando la colla è liquida), successivamente man mano che la colla solidifica, il segnale di uscita aumenta progressivamente fino a raggiungere la completa solidificazione in cui il segnale sarà pari a quello della tibia integra. L'andamento di quest'ultimo segnale è stato poi analizzato mediante il calcolo del RMS visibile in *Fig.31*.





*Fig.30: Nel grafico viene riportata la relazione tra relazione il segnale misurato in condizioni in cui la tibia era intatta (in blu) e quello misurante la fase di guarigione dell'osso (in verde)*



*Fig.31: Nel grafico viene riportato l'andamento degli RMS del segnale acquisito in precedenza rappresentante lo stato di guarigione della tibia fratturata*

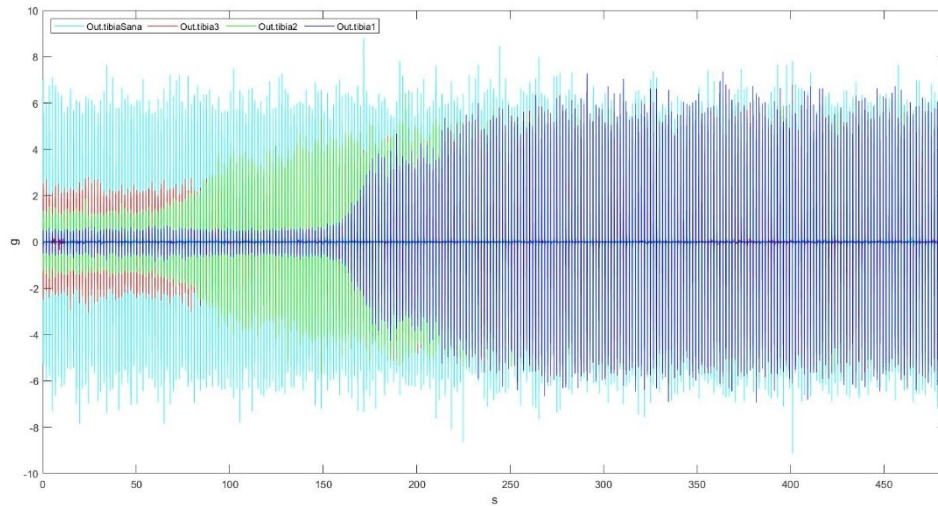
Per consolidare i dati ottenuti e per analizzare la ripetibilità dell'esperimento è stata ripetuta l'ultima prova. Sono state effettuate altre 2 misurazioni, lasciando invariate le condizioni di *set-up* precedentemente descritte.

Ripetendo l'esperimento è emerso che i segnali misurati hanno valori differenti, soprattutto nella parte di consolidamento della colla. Questo è dovuto a diversi fattori tra i quali ad esempio la temperatura, il montaggio, ecc. Infatti, tale ripetibilità è fortemente influenzata dagli agenti esterni: per quanto possibile, soprattutto per quanto riguarda il montaggio del fissatore sulla tibia, è impossibile avere dei campioni perfettamente uguali. Inoltre, si è notato che la colla non si è solidificata in maniera omogenea nei vari casi. Questo ha contribuito a provocare le variazioni degli output misurati. Un altro fattore che ha influito è stata, come già accennato, la temperatura. Infatti, la prima misurazione è stata effettuata qualche giorno prima rispetto alle ultime due, con condizioni climatiche diverse. In conclusione, si può dire che le misurazioni per quanto poco ripetibili, ci permettono di valutare lo stesso lo stato di guarigione di una tibia fratturata.

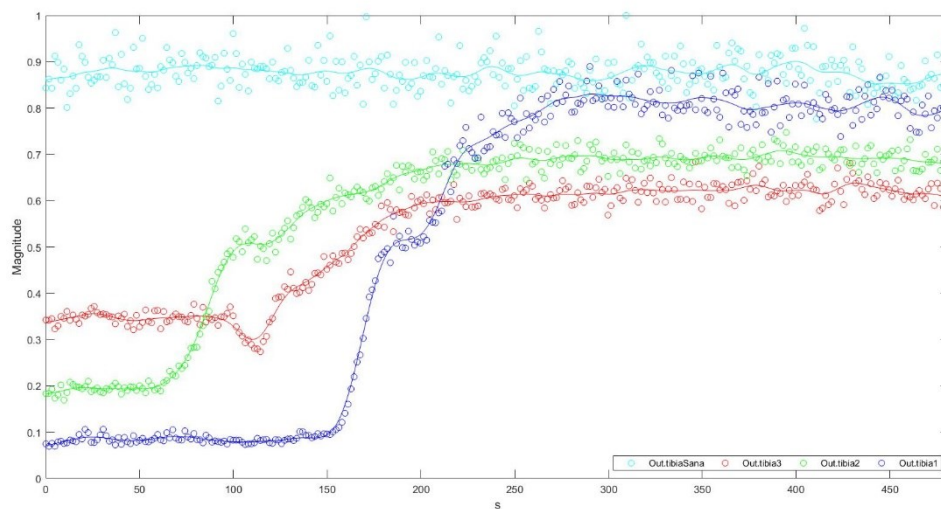
Negli ultimi 2 grafici (*Fig.33* e *Fig.34*) vengono riportati rispettivamente gli output misurati per la tibia sana (in azzurro), e per la tibia in fase di guarigione per le tre misurazioni effettuate: la prima in blu; la seconda in verde e la terza in rosso. Si può notare facilmente che le ultime 3 misurazioni hanno diversi andamenti dovuti probabilmente anche al fatto che la colla nelle ultime due analisi non ha completamente riempito la frattura.



*Fig.32: Prima misurazione (a); Seconda misurazione (b); Terza misurazione (c)*



*Fig.33: Grafico riportante la relazione tra la tibia intatta (in azzurro) e le 3 misurazioni effettuate*



*Fig.34: Grafico rappresentante l'andamento dei valori degli RMS calcolati per la tibia intatta e le 3 configurazioni*

## Capitolo 4

# Conclusioni

La tibia umana rappresenta una struttura complessa che è stata indagata dal punto di vista dinamico-strutturale. In questa tesi, la sperimentazione ci ha permesso di comprendere e studiare come quest'ultima si comporta quando è soggetta a vibrazioni in presenza di un fissatore esterno. Lo scopo finale di tale analisi è stato quello di convalidare un sistema di misurazione attraverso l'uso di vibrazioni trasmesse alle viti del fissatore avente come finalità l'osservazione progressiva della crescita del callo osseo.

Lo studio è stato caratterizzato attraverso l'attuazione di tre campagne di misure. Nella prima, dopo aver elaborato i dati, si è riscontrato che l'ampiezza del segnale variava al variare del punto in cui è stato posto l'accelerometro per misurare l'output sulle viti del fissatore. Avendo misurato 20 punti diversi, abbiamo visto che, come ci si aspettava, man mano che ci si allontanava dal punto di eccitazione, il segnale tendeva a diminuire anche spostandoci lungo l'asse della vite. Tranne in un caso particolare ossia quando gli output sono stati misurati in prossimità della filettatura della vite. In tale caso, come descritto in precedenza, è stato riscontrato il fenomeno della risonanza.

Nella seconda campagna oltre ad aver ottimizzato il set-up di misure per quei motivi riportati nel punto precedente, abbiamo effettuato altri test introducendo nel nostro sistema un accoppiamento in alluminio. Da questi risultati siamo arrivati alla conclusione che la condizione migliore, dal momento che i morsetti serrati ed allentati non andavano ad influire negativamente sugli output, abbiamo deciso di continuare con i morsetti della prima condizione e con l'accoppiamento che ha determinato un buon risultato per questo tipo di misure.

Nella terza campagna di misure si è effettuato il taglio della tibia al fine di simulare una frattura. Questa prova ripete un lavoro svolto precedentemente. Ciò che è emerso è che con il consolidamento della colla abbiamo un aumento dell'ampiezza dell'energia trasmessa attraverso la struttura. Questa crescita dell'energia trasmessa è concorde con un caso clinico di consolidamento di una frattura ossea. In generale possiamo osservare che tale processo di guarigione avviene in tre fasi.

La prima consiste nella formazione dell'ematoma causato dalla rottura dei vasi sanguigni e il percorso osso-osso interrotto. L'ampiezza come dimostrato dalla nostra situazione presenta un'energia trasmessa molto bassa da ricondurre solo ed esclusivamente all'energia trasmessa lungo il fissatore. La seconda fase è quella infiammatoria. Man mano che l'infiammazione dei tessuti tende ad assorbirsi abbiamo la fase riparativa. Tale fase è stata simulata introducendo nella frattura una particolare colla la quale solidificatasi ha provocato che l'ampiezza dell'energia trasmessa aumentava progressivamente fino alla completa riparazione dell'osso.

I dati ottenuti da questa simulazione hanno come scopo ultimo quello di fornire un ulteriore input scientifico per una successiva più approfondita sperimentazione per dare alla ricerca maggiori tecnologie avanzate e maggiori risorse altamente specializzate al fine di valutare al meglio il processo di guarigione di una tibia fratturata.

## Bibliografia

- [1] <https://www.my-personaltrainer.it/salute-benessere/tibia.html>
- [2] G. T. Agosta Salvador, “*Le fratture*,” in *Le ferite acute*, 2012
- [3] Giuseppe Rollo, Marco Filipponi, Valentina Russi, Niki Cazzella e Marco Giaraconi. “*Fratture diafisarie di tibia: la fissazione esterna*”, 2017
- [4] <https://www.fisiohumana.it/articoli-fisioterapia/cosa-sapere-sulla-riparazione-delle-fratture-ossee>
- [5] [www.ildentistamoderno.com/riparazione-ossea-guarigione](http://www.ildentistamoderno.com/riparazione-ossea-guarigione)
- [6] Roberta Antonella La China, Daniele Santoro, Bruno Battiston, Michele D'Arienzo. “*Il fissatore esterno come trattamento d'urgenza e/o definitivo nelle fratture diafisarie di tibia*”, 2018
- [7] Takashi Seikiguchi and Takuji Hirayama. “*Assessment of fracture healing by vibration*”. *Acta orthopedics*, 1979
- [8] J.L. Cunningham et al. “*Biomechanical measurement of fracture healing*”. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 1990
- [9] G. Nikiforidis et al. “*Monitoring of fracture healing by lateral and axial*”. *Journal of Biomechanics*, 1990
- [10] V. C. Protopappas, M. G. Vavva, D. I. Fotiadis e K. N. Malizos. “*Ultrasonic Monitoring of Bone Fracture*”, 2008
- [11] Bernd Friesenbichler, Karin Lienhard, Jordyn Vienneau, Benno M.Nigg “*Vibration transmission to lower extremity soft tissues during whole-body vibration*”, 2014
- [12] Lorenza Mattei, Antonia Longo, Francesca Di Puccio, Enrico Ciulli e Stefano Marchetti. “*Vibration Testing Procedures for Bone Stiffness Assessment in Fractures Treated with External Fixation*”, 2016

- [13] Lorenza Mattei, Antonia Longo, Francesca Di Puccio, Enrico Ciulli e Stefano Marchetti. "*A quantitative and non-invasive vibrational method to assess bone fracture healing: a clinical case study*", 2021
- [14] <http://www.pcb.com/Products.aspx?m=352C23>. Single axis accelerometer
- [15] [https://www.plm.automation.siemens.com/it/products/lms/testing/testlab/structures/modal analysis.shtml](https://www.plm.automation.siemens.com/it/products/lms/testing/testlab/structures/modal%20analysis.shtml). Lms modal analysis module
- [16] [https://it.wikipedia.org/wiki/Scarto\\_quadratico\\_medio](https://it.wikipedia.org/wiki/Scarto_quadratico_medio)
- [17] <https://www.hbm.com/it/2961/collante-per-estensimetri-x60>