



UNIVERSITÀ
POLITECNICA
DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

**Analisi di trasmissibilità di vibrazioni per la
misura della rigenerazione ossea in ossa
lunghe sottoposte a correzione di dismetria**

**Vibration transmissibility analysis for
measuring bone regeneration in long bones
undergoing limb length discrepancy correction**

Relatore:

Prof. Milena Martarelli

Tesi di laurea di:

Elisa Tittarelli

I. Sommario

I. Sommario	1
II. Elenco delle figure	2
Abstract	4
1 Introduzione	6
2 Concetti generali	8
2.1 Allungamento delle ossa lunghe	8
2.2 Analisi modale	9
2.3 Trasmissibilità	10
3 Setup sperimentale	11
3.1 Oggetto di misura	11
3.2 Strumentazione per l'analisi modale	13
3.2.1 Sistema di eccitazione	15
3.2.2 Sensore di forza	16
3.2.3 Sensore di risposta	16
3.2.4 Sistema di misura	17
3.2.5 Parametri per l'analisi modale	18
3.3 Strumentazione per l'analisi della trasmissibilità	18
3.3.1 Parametri per l'analisi della trasmissibilità	20
4 Prove di analisi modale	21
4.1 Analisi modale su simulacro di tibia con fissatore esterno Rekrea	21
5 Prove di trasmissibilità	25
5.1 Trasmissibilità su Sawbone	25
5.2 Identificazione e applicazione del filtro su dati acquisiti in vitro	27
5.3 Applicazione del filtro su dati acquisiti in vivo	30
6 Conclusioni	36
7 Bibliografia	38

II. Elenco delle figure

Figura 3.1. Sistema tibia-fissatore	11
Figura 3.2. Modello Sawbone e dimensioni (in mm)	12
Figura 3.3. Dettaglio del morsetto	12
Figura 3.4. Setup per l'analisi modale	14
Figura 3.5. Schema a blocchi per l'analisi modale.....	14
Figura 3.6. Simcenter Qsources.....	15
Figura 3.7. Simcenter Qsources measurement amplifier.....	15
Figura 3.8. Accelerometro piezoelettrico ICP® 352C23.....	16
Figura 3.9. SCADAS Mobile	17
Figura 3.10. Setup per l'analisi della trasmissibilità.....	19
Figura 3.11. Schema a blocchi per l'analisi della trasmissibilità.....	19
Figura 4.1. Confronto tra le FRF a morsetti serrati e non serrati e modi di vibrare	22
Figura 4.2. Modi di vibrare a morsetti serrati	23
Figura 4.3. Modi di vibrare a morsetti non serrati	24
Figura 5.1. Evoluzione della trasmissibilità per il Sawbone: entrambi i morsetti serrati (A), prossimale serrato e distale non serrato (B), prossimale non serrato e distale serrato (C), entrambi i morsetti non serrati (D)	26
Figura 5.2. Intervallo di sovrapposizione delle FRF	27
Figura 5.3. Trasmissibilità relativa a ciascun segnale acquisito (sinistra) e trasmissibilità media con relativa deviazione standard (destra) per il Sawbone nelle due condizioni	28
Figura 5.4. Trasmissibilità relativa a ciascun segnale acquisito (sinistra) e trasmissibilità media con relativa deviazione standard (destra) per il Sawbone dopo il filtraggio	29
Figura 5.5. Setup di misura per l'analisi della trasmissibilità su paziente	30
Figura 5.6. Evoluzione della trasmissibilità su paziente a morsetti serrati.....	31
Figura 5.7. Evoluzione della trasmissibilità su paziente a morsetti non serrati.....	31
Figura 5.8. Trasmissibilità relativa a ciascun segnale acquisito (sinistra) e trasmissibilità media con relativa deviazione standard (destra) per il paziente nelle due condizioni in data 03/10/2024.....	32
Figura 5.9. Trasmissibilità relativa a ciascun segnale acquisito (sinistra) e trasmissibilità media con relativa deviazione standard (destra) per il paziente in data 03/10/2024 dopo il filtraggio.....	33
Figura 5.10. Trasmissibilità relativa a ciascun segnale acquisito (sinistra) e trasmissibilità media con relativa deviazione standard (destra) per il paziente a morsetti serrati	33

Figura 5.11. Trasmissibilità relativa a ciascun segnale acquisito (sinistra) e trasmissibilità media con relativa deviazione standard (destra) per il paziente a morsetti serrati dopo il filtraggio	34
Figura 5.12. Trasmissibilità relativa a ciascun segnale acquisito (sinistra) e trasmissibilità media con relativa deviazione standard (destra) per il paziente a morsetti non serrati	34
Figura 5.13. Trasmissibilità relativa a ciascun segnale acquisito (sinistra) e trasmissibilità media con relativa deviazione standard (destra) per il paziente a morsetti non serrati dopo il filtraggio	35
Figura 5.14. Deviazione standard prima e dopo il filtraggio a morsetti serrati (in blu) e non serrati (in rosso)	35

Abstract

L'allungamento delle ossa è una tecnica utilizzata per correggere la dismetria, patologia caratterizzata da una differente lunghezza degli arti. Il trattamento vede l'applicazione di un fissatore esterno in cui le viti ossee sono bloccate da morsetti mobili. A seconda della fase del trattamento, i morsetti possono essere serrati o allentati, in modo da traslare lungo le barre del fissatore, permettendo il movimento dei segmenti ossei. Durante il trattamento è necessario monitorare la guarigione dell'osso per poter determinare il momento adatto per la rimozione del fissatore. Attualmente, il gold standard prevede l'impiego di radiografie, nonché l'utilizzo di radiazioni ionizzanti che costituiscono un pericolo per il paziente e che non sempre risultano essere efficaci nel determinare il momento opportuno per rimuovere il fissatore. Questa valutazione qualitativa, basata sull'esperienza dell'ortopedico, andrebbe dunque sostituita con una tecnica innovativa non invasiva.

Dunque, lo studio condotto ha l'obiettivo di formulare una procedura per il controllo della guarigione di ossa sottoposte a correzione di dismetria, in modo da minimizzare l'invasività e il rischio per il paziente.

Le analisi in laboratorio si sono concentrate sull'analisi di un simulacro di tibia su cui è stato montato un fissatore, studiato in due diverse condizioni: a morsetti serrati e a morsetti non serrati. La caratterizzazione del sistema è stata effettuata analizzandone il comportamento in risposta a vibrazioni generate da un eccitatore esterno e rilevate tramite accelerometri. Sono state eseguite analisi modali e analisi della trasmissibilità per individuare intervalli di frequenza in cui la risposta del sistema non è influenzata dalla condizione di serraggio dei morsetti del fissatore. In seguito, lo studio della trasmissibilità è stato ripetuto in vivo su un paziente trattato con lo stesso fissatore esterno per l'allungamento dell'ulna.

I risultati mostrano come l'intervallo di frequenze identificato in laboratorio, in seguito all'analisi modale, sia adatto per lo studio della trasmissibilità di vibrazioni nell'osso anche su paziente. Applicando tale metodo, è possibile monitorare la guarigione delle ossa e determinare il momento migliore per la rimozione del fissatore, riducendo il numero di esami radiologici a cui il paziente deve sottoporsi e minimizzando il rischio di fratture al termine del trattamento.

1 Introduzione

La dismetria è una patologia caratterizzata da una differenza in lunghezza degli arti, dovuta a una diversa lunghezza delle strutture ossee coinvolte, oppure a problematiche che possono affliggere i tessuti circostanti. Nel primo caso, una delle opzioni per il trattamento della patologia consiste nel praticare un'osteotomia dell'osso e applicare un fissatore esterno monolaterale dotato di morsetti mobili. I morsetti bloccano le viti ossee impiantate nell'osso trattato, vengono allentati durante l'allungamento e serrati tra una sessione di allungamento e quella seguente, in modo da impedire eventuali movimenti indesiderati dei segmenti ossei. Al termine dell'allungamento è fondamentale verificare l'avvenuta guarigione dell'osso, in modo da poter determinare il momento più opportuno per togliere il fissatore. Una rimozione anticipata, infatti, potrebbe portare a fratture nel segmento allungato.

Attualmente, la tecnica più comune per il monitoraggio di fratture e allungamenti è la radiografia. L'utilizzo dei raggi X, però, non sempre si rivela efficace per accertare la completa guarigione delle ossa e in quanto radiazioni ionizzanti, possono danneggiare i tessuti coinvolti.

In questa tesi è stato analizzato un sistema composto da un simulacro di tibia Sawbone e un fissatore esterno Rekrea in risposta a vibrazioni impartite da un dispositivo esterno e misurate tramite accelerometri in due diverse condizioni, a morsetti serrati e a morsetti non serrati.

L'intero sistema è stato caratterizzato tramite un'analisi modale in entrambe le configurazioni citate, analizzando e rappresentando le funzioni di risposta in frequenza. In seguito, è stata monitorata la trasmissibilità delle vibrazioni tra la porzione prossimale e la porzione distale del sistema, anche in questo caso in entrambe le condizioni. Dallo studio sono emersi dei valori di trasmissibilità maggiori quando i morsetti sono serrati rispetto al caso in cui i morsetti sono allentati.

Analizzando i grafici relativi alle funzioni di risposta in frequenza, si è potuto osservare che in determinati intervalli, in particolare in quello corrispondente al primo modo di vibrare, le funzioni mostrano andamenti simili, a prescindere dalla condizione dei morsetti. Ciò suggerisce che, studiando la trasmissibilità del sistema nell'intervallo individuato, sia possibile svincolarsi dalla condizione del fissatore per studiare esclusivamente la risposta della tibia alle vibrazioni.

Tramite un programma MATLAB, i dati sono stati analizzati, filtrati, rappresentati e confrontati nell'intervallo di frequenze individuato. Come conseguenza del filtraggio, i valori di trasmissibilità si allineano e le misure diventano confrontabili, rendendo quindi possibile lo studio della trasmissibilità indipendentemente dalla condizione del fissatore.

La stessa procedura è stata ripetuta per studiare la trasmissibilità delle vibrazioni in vivo. Il caso studiato è un paziente trattato per una correzione di dismetria dell'ulna, sottoposto a sei acquisizioni per l'analisi della trasmissibilità nell'arco di due mesi e mezzo. Per validare ulteriormente le ipotesi derivanti dalle analisi eseguite in laboratorio, l'analisi è stata inizialmente effettuata per un'unica giornata di acquisizioni. Verificata l'efficacia del filtro MATLAB anche per le acquisizioni su paziente, è stato possibile applicare il filtro all'intero set di misure. In seguito all'applicazione del filtro, le misure assumono andamenti simili ed è quindi possibile considerare il filtro valido per eliminare le differenze tra i valori di trasmissibilità nelle configurazioni a morsetti serrati e non serrati.

2 Concetti generali

2.1 Allungamento delle ossa lunghe

La dismetria è una patologia che consiste in un'asimmetria degli arti inferiori o superiori. In base alla causa, è possibile distinguere una dismetria anatomica, dovuta a un'effettiva differenza in lunghezza delle strutture ossee, e una dismetria funzionale, causata da problemi muscolari o relativi alle articolazioni [1].

Nei casi più gravi è possibile trattare la dismetria anatomica mediante l'uso di fissatori esterni. La tecnica consiste nel praticare un'osteotomia dell'osso interessato e applicare un fissatore esterno regolabile per mantenere in trazione i segmenti ossei ottenuti. Il dispositivo, quindi, fissa le componenti alla distanza impostata e la cavità ottenuta è riempita da nuovo tessuto osseo grazie all'attività degli osteoblasti. Al termine dell'elongazione, infine, è necessario fissare ulteriormente l'arto per permettere al tessuto neoformato di maturare e rinforzarsi [2].

L'allungamento delle ossa lunghe è anche associato a numerose complicazioni, tra cui le fratture nei segmenti ossei allungati che si verificano dopo la rimozione del fissatore esterno nel 3-50% dei casi. Per evitare la rottura delle ossa, è necessario monitorare la guarigione tramite procedure non invasive. Nella maggior parte dei casi, la tecnica utilizzata è quella che prevede l'analisi tramite esami radiologici, in quanto semplici, economici e accessibili [3]. Tuttavia, i raggi X sono radiazioni ionizzanti, in grado di arrecare danni ai tessuti coinvolti, e non sempre sono efficaci nel determinare la guarigione definitiva dell'osso.

2.2 Analisi modale

L'analisi modale consiste nell'estrazione delle forme modali e delle frequenze proprie o naturali associate ai modi di vibrare del sistema analizzato [4]. In particolare, l'obiettivo dell'analisi modale è ottenere un modello matematico del comportamento dinamico dell'oggetto di studio.

Comunemente, l'analisi modale è utilizzata per misurare le proprietà di una struttura e paragonare i risultati ottenuti con i dati estratti da un modello teorico, al fine di validare tale modello. Una volta verificata la consistenza del modello teorico, è possibile impiegarlo nella previsione delle risposte del sistema originario a sollecitazioni complesse.

Il modello ottenuto dall'analisi modale consiste in una serie di Funzioni di Risposta in Frequenza (FRF). La FRF è data dal rapporto tra la risposta armonica dell'oggetto di studio e la forzante armonica applicata e può essere definita e analizzata in modulo e fase [5].

Nel caso studiato, l'analisi modale è utilizzata per valutare i modi di vibrare del sistema tibia-fissatore e per identificare le frequenze caratteristiche dei due corpi.

2.3 Trasmissibilità

La trasmissibilità è una funzione, rappresentata nel dominio della frequenza angolare ω , che valuta la trasmissione delle vibrazioni lungo un corpo ed è definita come:

$$\tau = \frac{\sqrt{1 + 4\zeta^2 \left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)^2}}{\sqrt{\left[1 - \left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)^2\right]^2 + 4\zeta^2 \left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)^2}}$$

dove il parametro ω_n indica la pulsazione naturale, corrispondente alla frequenza naturale del sistema, e ζ è definito fattore di smorzamento.

In alternativa, la trasmissibilità è più semplicemente calcolata come il rapporto tra l'ampiezza della forza trasmessa a terra e l'ampiezza della forzante. Secondo quest'ultima definizione, la trasmissibilità assume valori da 0 a 1: se τ vale 0, la trasmissione della forza è inefficace, se invece τ è pari a 1, la forza in ingresso è interamente trasmessa lungo il sistema [4].

Nello studio effettuato, la struttura viene posta in vibrazione applicando una forza in prossimità della zona di frattura. La risposta vibrazionale viene misurata mediante accelerometri disposti a monte, in prossimità del punto di applicazione della forza, e a valle della frattura. La trasmissibilità è valutata come rapporto tra l'accelerazione misurata dall'accelerometro applicato a valle della frattura e quella misurata dall'accelerometro a monte.

3 Setup sperimentale

3.1 Oggetto di misura

L'oggetto di misura, mostrato in Figura 3.1, è un simulacro di tibia su cui è montato un fissatore esterno dotato di morsetti mobili.



Figura 3.1. Sistema tibia-fissatore

Il modello anatomico osseo è un simulacro di tibia sinistra Sawbone (modello n° 3401), progettato per simulare le proprietà strutturali, fisiche e meccaniche di un osso reale. Il guscio esterno, corrispondente all'osso corticale, è in resina epossidica rinforzata con fibre corte; il nucleo è in schiuma rigida poliuretanica con una densità di 17 PCF (corrispondente a circa 272 kg/m^3) e presenta una cavità midollare dal diametro di 9 mm, a replicare le proprietà dell'osso spugnoso [6]. Il modello e le relative dimensioni sono mostrati in Figura 3.2.

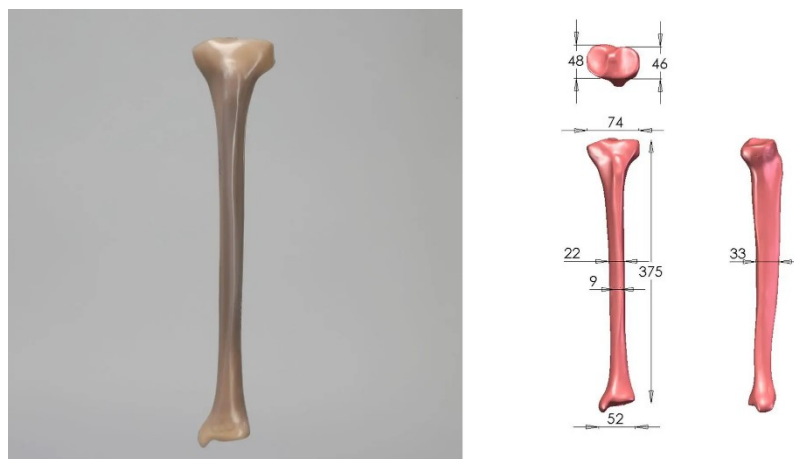


Figura 3.2. Modello Sawbone e dimensioni (in mm) [7]

Il dispositivo utilizzato è un fissatore modulare monolaterale Rekrea prodotto da Citieffe®. I principali componenti del sistema sono: corpo fissatore, morsetti mobili e viti ossee o pin.

Il corpo fissatore è costituito da tre barre radiotrasparenti di cui una, regolabile tramite due viti poste sui terminali del fissatore, ha funzione di trasporto dei morsetti per la distrazione.

I morsetti consentono vari tipi di configurazioni a seconda del trattamento necessario e possono essere regolati tramite (Figura 3.3):

- Vite verde "ON": attiva il morsetto quando serrata;
- Vite fucsia "LOCK-UNLOCK": se chiusa, blocca il morsetto, se aperta, libera il morsetto.



Figura 3.3. Dettaglio del morsetto [8]

Lo scorrimento del singolo morsetto è permesso quando la vite verde è serrata e la vite fucsia è allentata. Si considera il morsetto serrato quando le viti sono in posizione "OFF" e "LOCK", mentre il morsetto non serrato è definito dalle viti in posizione "ON" e "UNLOCK".

Le viti ossee in acciaio a doppio diametro, autoperforanti e autofilettanti, sono progettate per una presa ottimale e limitano allo stesso tempo i danni alla sostanza ossea [8].

Durante le analisi, il sistema è stato isolato dall'ambiente circostante posizionando dei cubi in gommapiuma sotto le estremità dell'osso e sotto al fissatore.

3.2 Strumentazione per l'analisi modale

L'analisi modale viene effettuata per individuare i modi di vibrare associati alla tibia e al fissatore.

Le vibrazioni sono generate da uno shaker posto sul quarto pin con il compito di eccitare l'intera struttura. Un accelerometro, progressivamente spostato lungo la tibia e lungo il fissatore, acquisisce il segnale in modo da ottenere un modello dell'intero sistema. La forza prodotta viene invece misurata con una cella di carico, integrata nello shaker.

I segnali misurati mediante accelerometro e cella di carico vengono dati in input al dispositivo di acquisizione Simcenter SCADAS, collegato al software Simcenter Testlab. Il software elabora i dati ricevuti generando una FRF che descrive il comportamento del sistema in risposta alle sollecitazioni impartite.

L'intera strumentazione, ad eccezione dell'accelerometro, è prodotta da Siemens.

In Figura 3.4 è raffigurato il setup sperimentale, mentre in Figura 3.5 è mostrato lo schema a blocchi che descrive la connessione dei componenti utilizzati.

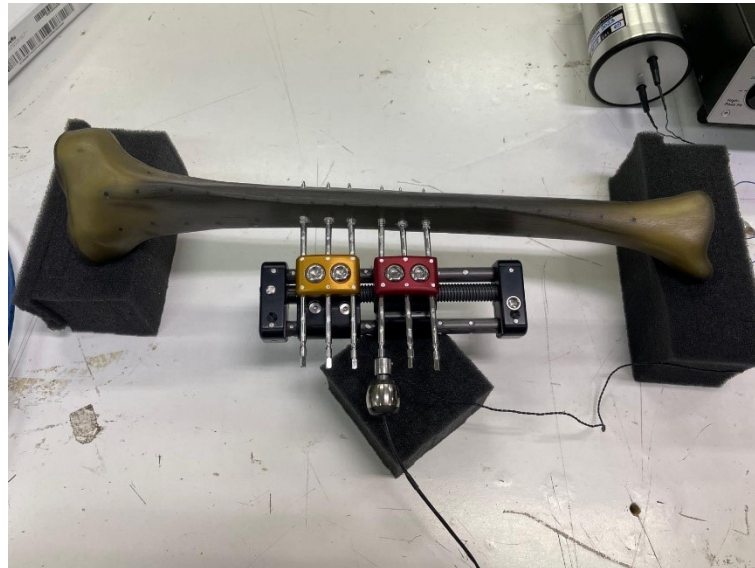


Figura 3.4. Setup per l'analisi modale

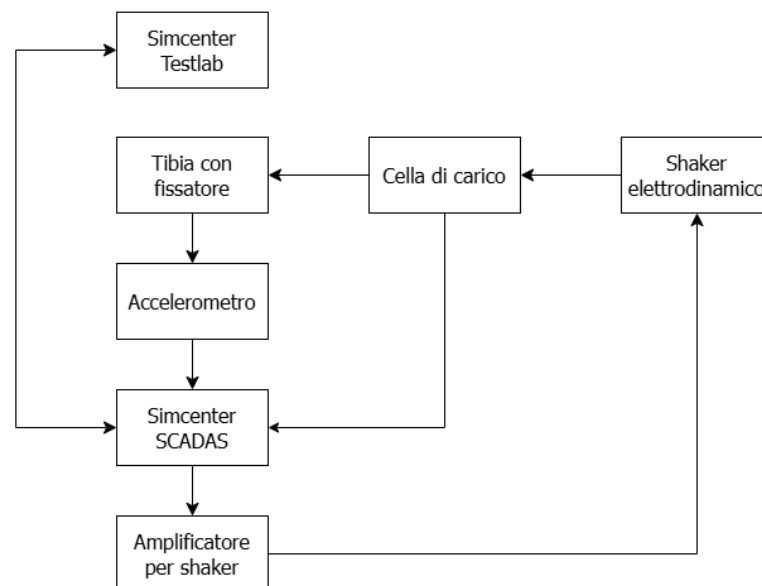


Figura 3.5. Schema a blocchi per l'analisi modale

3.2.1 Sistema di eccitazione

Il sistema di eccitazione utilizzato è Simcenter Qsources High-frequency shaker (Q-HSH) (Figura 3.6), progettato per produrre eccitazioni ad alta frequenza con un basso carico di massa e di rigidità sull'oggetto di misura. La forza generata è regolata dallo stinger dello shaker ed è applicata perpendicolarmente alla superficie [9]. Durante l'analisi modale, lo shaker è stato montato sul quarto pin del fissatore.



Figura 3.6. Simcenter Qsources [9]

Il sistema è alimentato dall'amplificatore Simcenter Qsources measurement amplifier (Q-AMP230V) (Figura 3.7), dotato di connettore BNC per l'input e di connettore a banana per l'output, i quali lo rendono compatibile con tutte le tipologie di Qsources, incluso il sistema Q-HSH. Inoltre, è integrato con un sistema di protezione che previene danni ai dispositivi collegati in caso di guasto [10].



Figura 3.7. Simcenter Qsources measurement amplifier [10]

3.2.2 Sensore di forza

Nel sistema Simcenter Qsources High-frequency shaker, illustrato nel paragrafo 3.2.1, è integrato un sensore di forza monoassiale [9] che permette di misurare la forza impartita all'oggetto di prova dallo shaker.

3.2.3 Sensore di risposta

Il sensore di risposta impiegato è l'accelerometro piezoelettrico monoassiale ICP® (352C23) (Figura 3.8) prodotto da PCB Piezotronics. L'accelerometro, di dimensioni e peso ridotti, contiene un elemento sensibile in ceramica, presenta un alto rapporto segnale/rumore e una risoluzione di misura elevata [11].

Per permettere l'adesione dell'accelerometro al sistema senza influenzare l'acquisizione dei segnali, è stata applicata una quantità minima di cera d'api alla base del sensore.



Figura 3.8. Accelerometro piezoelettrico ICP® 352C23 [12]

3.2.4 Sistema di misura

Il sistema di misura utilizzato è Simcenter SCADAS Mobile (Figura 3.9), che permette l'acquisizione di segnali dinamici con una frequenza di campionamento fino a 204,8 kHz. Il dispositivo è compatibile con un'ampia gamma di trasduttori, inclusi gli accelerometri. Il sistema è caratterizzato da [13]:

- Telaio: contiene le schede, i controllori e i componenti per l'alimentazione;
- Modulo connettore: utilizzato per combinare più sistemi SCADAS;
- Alimentazione: contiene la batteria che permette il funzionamento autonomo del sistema;
- Scheda di controllo Mobile: comprende un'interfaccia Ethernet per la connessione al computer di controllo con il software Simcenter Testlab e due uscite per sorgenti;
- Scheda di acquisizione: tipicamente con 8 o 24 canali di ingresso.



Figura 3.9. SCADAS Mobile

3.2.5 Parametri per l'analisi modale

Per eccitare il sistema durante l'analisi modale è stato generato un segnale Burst Random a 2 V nell'intervallo di frequenze 300–10000 Hz con una durata pari al 70% del tempo di acquisizione, al fine di lasciare vibrare il sistema liberamente per il restante 30% del tempo. Durante l'acquisizione sono stati impostati i seguenti parametri:

- Banda di acquisizione: 2048 Hz;
- Linee spettrali: 2048 Hz;
- Risoluzione: 1 Hz;
- Sensibilità dell'accelerometro: 5,39 mV/g.

Per ogni punto di misurazione sono state acquisite 16 medie.

3.3 Strumentazione per l'analisi della trasmissibilità

L'analisi della trasmissibilità viene eseguita per valutare la trasmissione delle vibrazioni lungo il sistema.

Il setup sperimentale è simile a quello utilizzato per l'analisi modale, ma, a differenza di quest'ultimo, è stato aggiunto un secondo accelerometro. Gli accelerometri sono posizionati sul terzo e sul quarto pin del fissatore, tra i morsetti e la tibia, per misurare rispettivamente i segnali di input e output.

Come per l'analisi modale, le vibrazioni sono generate dallo shaker elettrodinamico, in questo caso posizionato sul terzo pin del fissatore.

Il setup sperimentale e lo schema a blocchi per l'analisi della trasmissibilità sono riportati rispettivamente in Figura 3.10 e Figura 3.11.

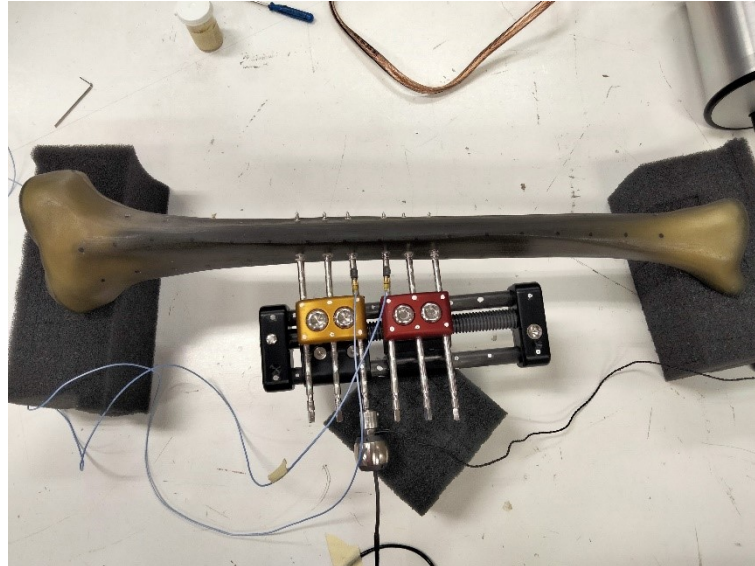


Figura 3.10. Setup per l'analisi della trasmissibilità

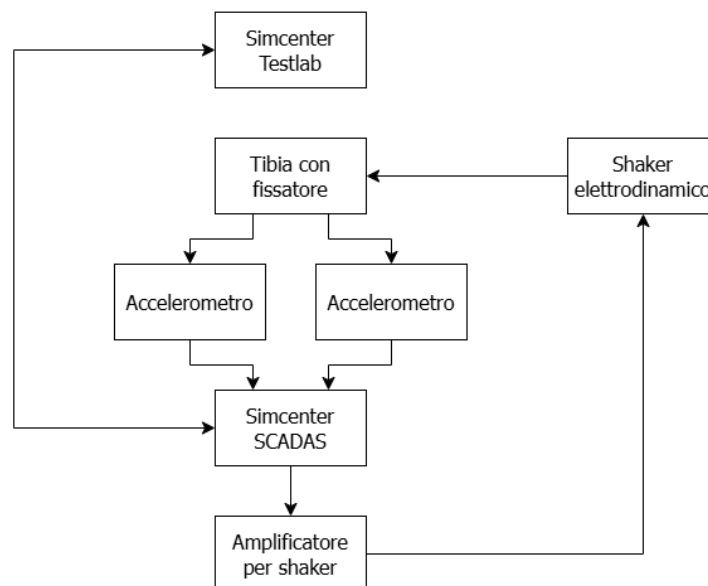


Figura 3.11. Schema a blocchi per l'analisi della trasmissibilità

3.3.1 Parametri per l'analisi della trasmissibilità

Durante l'analisi della trasmissibilità il sistema è stato eccitato con un segnale Burst Random a 2 V nell'intervallo 300–10000 Hz, di durata corrispondente al 10% del tempo di acquisizione. Sono stati impostati i seguenti parametri:

- Banda di acquisizione: 20480 Hz;
- Linee spettrali: 32768 Hz;
- Risoluzione: 0,625 Hz;
- Sensibilità dell'accelerometro per la misurazione di segnali in input: 5,39 mV/g;
- Sensibilità dell'accelerometro per la misurazione di segnali in output: 5,11 mV/g.

4 Prove di analisi modale

L'analisi modale su simulacro di tibia intatta è stata eseguita in due diverse configurazioni, prima a morsetti completamente serrati e in seguito a morsetti completamente allentati. I dati raccolti sono stati elaborati tramite il modulo Polymax, presente nel software Testlab, per determinare i parametri modali del sistema e studiarne il comportamento dinamico analizzandone le FRF.

4.1 Analisi modale su simulacro di tibia con fissatore esterno Rekrea

Per effettuare l'analisi modale, sulla tibia Sawbone e sul fissatore sono stati segnati i punti di misurazione in corrispondenza dei quali posizionare l'accelerometro impiegato per la misura delle vibrazioni. Gli stessi punti sono stati utilizzati per ricostruire la geometria dell'intero sistema nel software Simcenter Testlab. Per la tibia sono stati considerati 17 punti, sia per la parte frontale, sia per quella mediale e 16 punti per la parte laterale. Per il fissatore si sono individuati 4 punti lungo ogni pin, 6 punti per ogni morsetto e 18 punti per il corpo del fissatore, di cui 6 sulla barra prossimale e 12 sulla barra distale. In totale, quindi, sono stati considerati 104 punti: 50 per la tibia e 54 per il fissatore. L'analisi è stata eseguita in modo identico sia a morsetti serrati, sia a morsetti non serrati.

Il confronto tra le FRF estratte a tibia intera nelle due configurazioni è rappresentato nel grafico in Figura 4.1, dove la curva arancione mostra l'andamento della FRF somma per la condizione a morsetti serrati, la curva blu è relativa alla condizione a morsetti non serrati e le rette verticali identificano i valori di frequenza corrispondenti ai modi di vibrare della tibia.

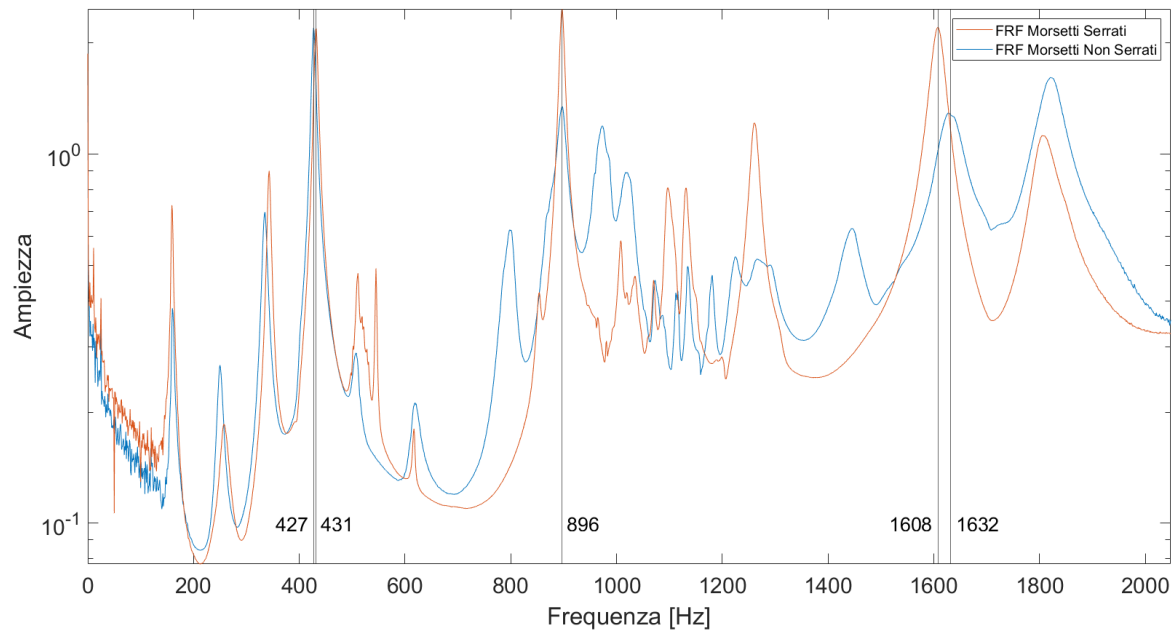


Figura 4.1. Confronto tra le FRF a morsetti serrati e non serrati e modi di vibrare

I modi sono stati estratti per entrambe le configurazioni e rappresentati nei piani ZX e ZY.

Per la configurazione a morsetti serrati (Figura 4.2) sono stati individuati:

- 1° modo: 431 Hz;
- 2° modo: 896 Hz;
- 3° modo: 1608 Hz.

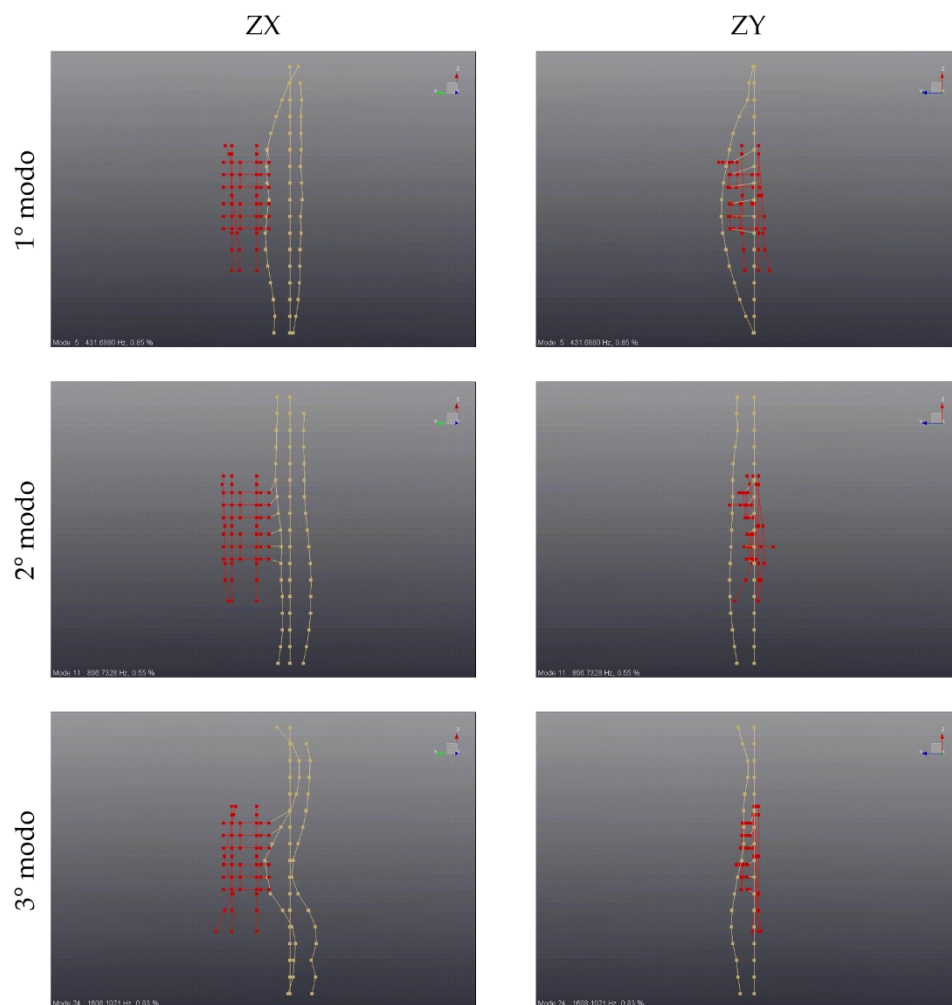


Figura 4.2. Modi di vibrare a morsetti serrati

Per la configurazione a morsetti non serrati (Figura 4.3) sono stati individuati:

- 1° modo: 427 Hz;
- 2° modo: 896 Hz;
- 3° modo: 1632 Hz.

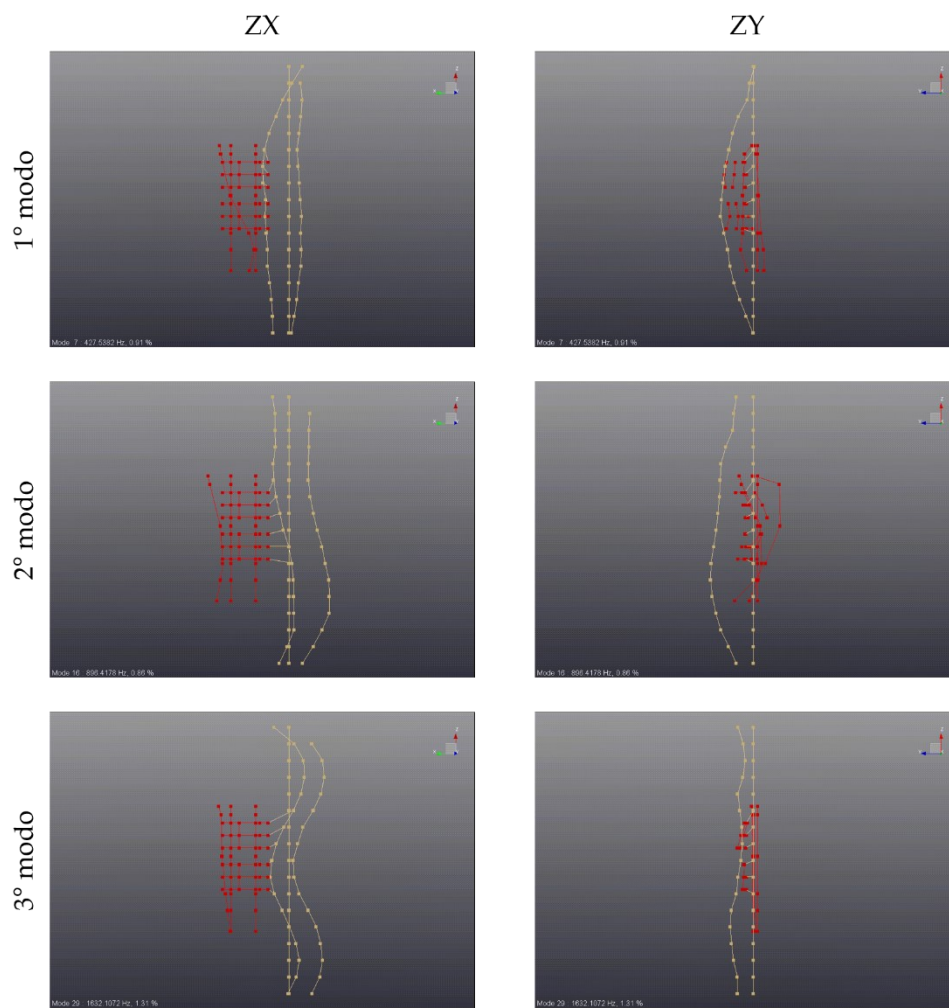


Figura 4.3. Modi di vibrare a morsetti non serrati

5 Prove di trasmissibilità

Come per l'analisi modale, le prove di trasmissibilità sono state eseguite a morsetti serrati e a morsetti non serrati.

Il sistema è stato stimolato applicando lo shaker sul terzo pin del fissatore e generando una sequenza di 40 segnali di forza casuale. I segnali in input e output sono stati acquisiti attraverso gli accelerometri posizionati sul terzo e sul quarto pin, in modo da misurare rispettivamente il segnale in ingresso e in uscita. I valori di trasmissibilità, infine, sono stati calcolati come rapporto tra output e input, come descritto dalla formula:

$$\tau = \frac{RMS(output)}{RMS(input)}$$

dove RMS indica il valore efficace delle accelerazioni in output e in input, dato dalla radice delle medie dei quadrati dei segnali.

Inoltre, per i 40 segnali acquisiti in ciascuna configurazione, è stato calcolato il valore medio della trasmissibilità e la relativa deviazione standard. La procedura è stata ripetuta per ogni condizione considerata.

5.1 Trasmissibilità su Sawbone

Per il simulacro di tibia sono state inizialmente eseguite misurazioni in quattro diverse configurazioni:

- Morsetto prossimale serrato, morsetto distale serrato (condizione A);
- Morsetto prossimale serrato, morsetto distale non serrato (condizione B);
- Morsetto prossimale non serrato, morsetto distale serrato (condizione C);
- Morsetto prossimale non serrato, morsetto distale non serrato (condizione D).

La condizione dei morsetti influenza la rigidità del sistema: quando i morsetti sono serrati, il sistema ha una rigidità maggiore rispetto alle configurazioni in cui uno o entrambi i morsetti sono allentati.

I risultati delle prove di trasmissibilità (Figura 5.1) mostrano come nella condizione a morsetti serrati, indicata dalla sezione A in figura, la trasmissibilità abbia valori maggiori rispetto alle condizioni in cui il morsetto distale, il morsetto prossimale o entrambi i morsetti sono allentati, corrispondenti rispettivamente alle sezioni B, C e D.

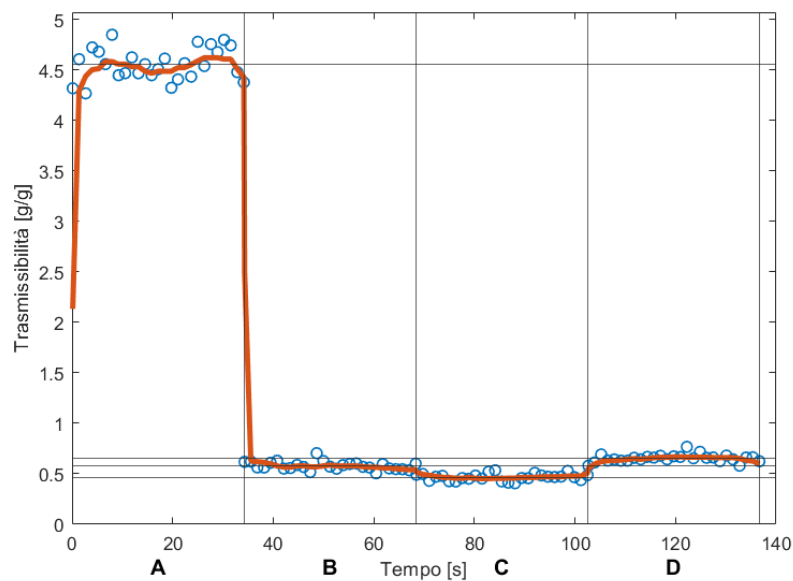


Figura 5.1. Evoluzione della trasmissibilità per il Sawbone: entrambi i morsetti serrati (A), prossimale serrato e distale non serrato (B), prossimale non serrato e distale serrato (C), entrambi i morsetti non serrati (D)

Si deduce che il serraggio dei morsetti varia la rigidità del sistema e di conseguenza anche i valori di trasmissibilità. Si pone quindi la necessità di rimuovere il vincolo della condizione dei morsetti attraverso lo studio del sistema tramite analisi modale e l'applicazione di eventuali filtri. Per semplicità, dal momento che le tre condizioni B, C, e D presentano una trasmissibilità confrontabile, l'individuazione del filtro e la sua conseguente applicazione sono state svolte considerando solo la prima e la quarta condizione (A e D) di morsetti serrati e non serrati.

5.2 Identificazione e applicazione del filtro su dati acquisiti in vitro

Il grafico relativo alle FRF ricavate dalle analisi modali a morsetti serrati e non serrati, introdotto nel paragrafo 4.1, mostra come le curve seguano andamenti differenti a seconda della condizione dei morsetti. Inoltre, come illustrato precedentemente, anche i valori di trasmissibilità variano con il serraggio dei morsetti.

Si pone quindi la necessità di rimuovere il vincolo relativo alla condizione dei morsetti, attraverso uno studio più approfondito del sistema tramite l'analisi modale e l'individuazione e conseguente applicazione di filtri. In questo modo, sarebbe possibile studiare la guarigione dell'osso indipendentemente dal serraggio dei morsetti.

Analizzando l'andamento dei grafici delle FRF, si osserva una sovrapposizione delle curve nell'intervallo di frequenze 130–490 Hz, ad indicare un comportamento analogo del sistema in risposta alle vibrazioni nelle due condizioni, come evidenziato in Figura 5.2.

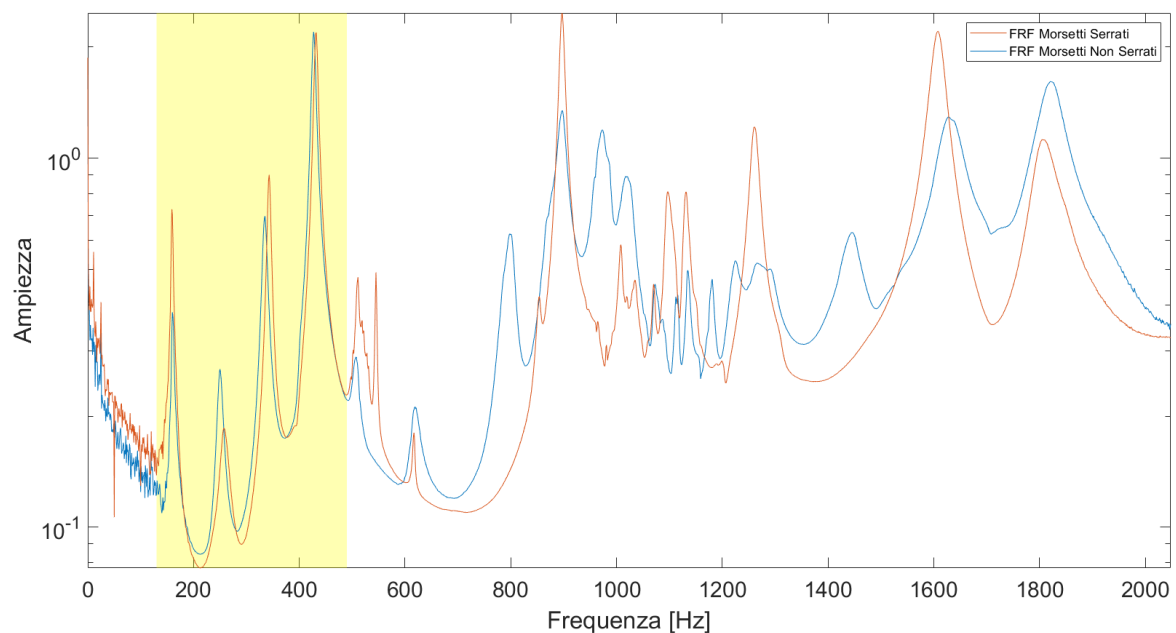


Figura 5.2. Intervallo di sovrapposizione delle FRF

Si può ipotizzare che nell'intervallo individuato la configurazione dei morsetti non influenzi la risposta del sistema. Inoltre, la banda di frequenza considerata comprende anche il primo modo della tibia. Ciò suggerisce che l'applicazione del filtro in tale range possa anche permettere di discriminare meglio le condizioni di tibia integra e di tibia fratturata. Perciò, nello studio della trasmissibilità, applicando nell'intervallo 130–490 Hz un filtro Butterworth di ordine 2, sarebbe possibile eliminare le differenze date da diverse configurazioni del fissatore.

In aggiunta all'evoluzione della trasmissibilità, sono state rappresentate le medie delle misure e la relativa deviazione standard. Infatti, per entrambe le configurazioni analizzate, sono state calcolate e rappresentate le medie delle 40 misure di trasmissibilità ottenute durante una singola acquisizione. In seguito, è stata calcolata la deviazione standard.

In Figura 5.3 sono riportati i grafici ottenuti.

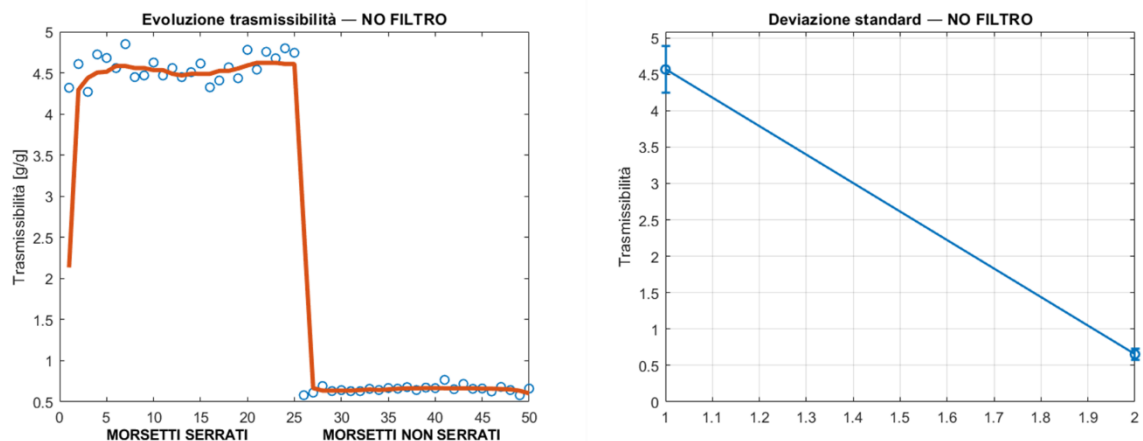


Figura 5.3. Trasmissibilità relativa a ciascun segnale acquisito (sinistra) e trasmissibilità media con relativa deviazione standard (destra) per il Sawbone nelle due condizioni

I dati sono stati quindi filtrati nella banda 130–490 Hz con l’obiettivo di allineare i valori di trasmissibilità in entrambe le configurazioni dei morsetti (Figura 5.4).

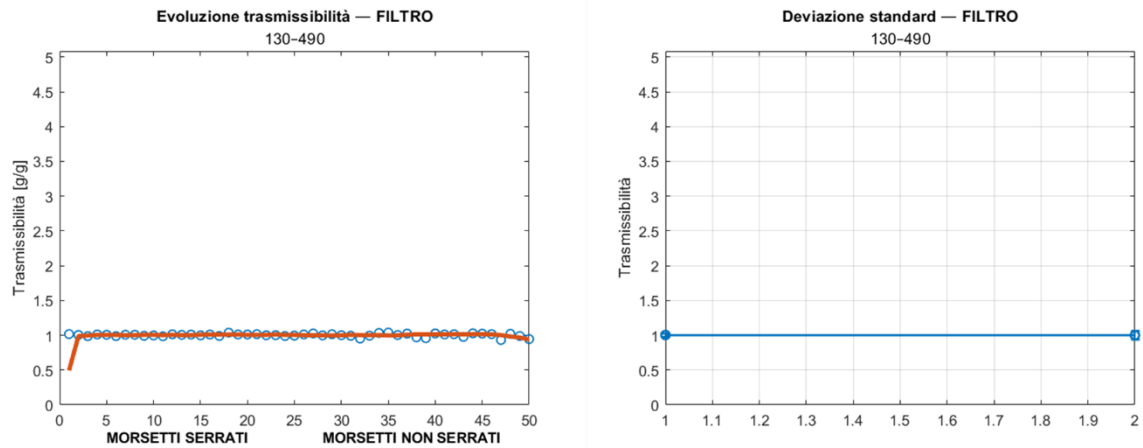


Figura 5.4. Trasmissibilità relativa a ciascun segnale acquisito (sinistra) e trasmissibilità media con relativa deviazione standard (destra) per il Sawbone dopo il filtraggio

Dal confronto tra Figura 5.3 e Figura 5.4, si può notare che le misure si allineano come conseguenza del filtraggio. Ciò suggerisce che il filtro progettato rende le misure effettuate a morsetti serrati e non serrati paragonabili, rimuovendo il vincolo della condizione del fissatore e permettendo di studiare il comportamento dell’osso.

5.3 Applicazione del filtro su dati acquisiti in vivo

Le prove di trasmissibilità in vivo sono state eseguite su un paziente trattato con il fissatore Rekrea per l'allungamento dell'ulna sinistra (Figura 5.5), seguendo lo stesso processo di misurazione utilizzato per le misure su Sawbone.

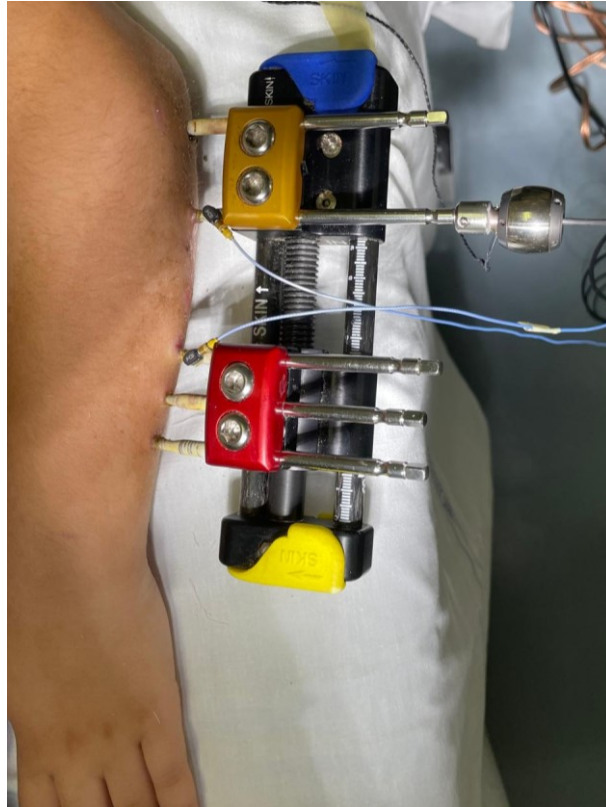


Figura 5.5. Setup di misura per l'analisi della trasmissibilità su paziente

Sono state eseguite sei acquisizioni, sia a morsetti chiusi, sia a morsetti aperti, nell'arco di settantasette giorni, in modo da monitorare la guarigione dell'osso durante l'allungamento.

In Figura 5.6 e in Figura 5.7 sono mostrate le evoluzioni della trasmissibilità nelle due configurazioni. Si rende noto che, non avendo a disposizione i dati delle misurazioni a morsetti serrati del 18/07/2024, in entrambi i casi, per quella giornata, si è scelto di utilizzare i dati relativi alle acquisizioni eseguite a morsetti non serrati.

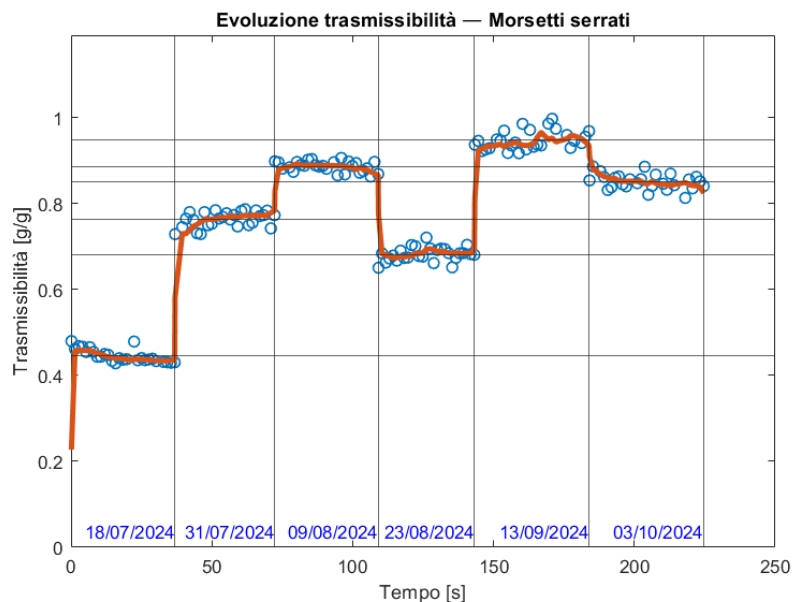


Figura 5.6. Evoluzione della trasmissibilità su paziente a morsetti serrati

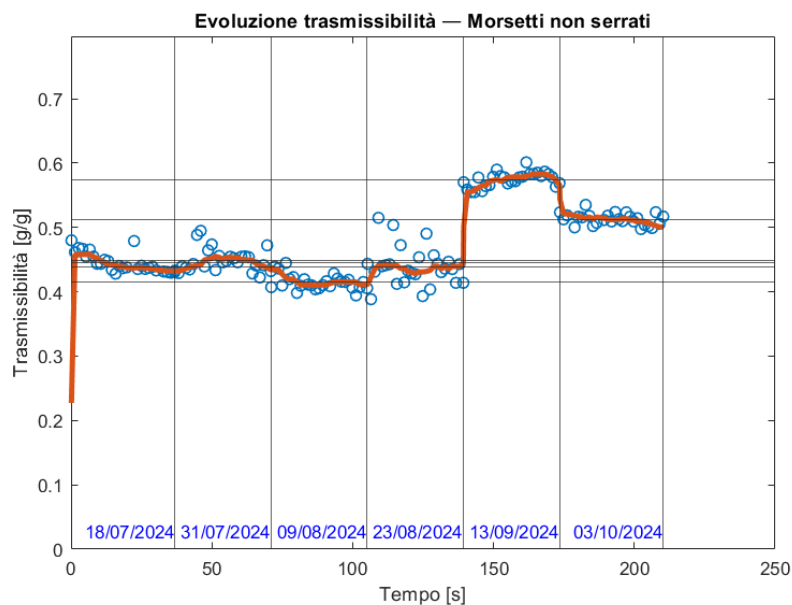


Figura 5.7. Evoluzione della trasmissibilità su paziente a morsetti non serrati

Nel caso delle misurazioni a morsetti serrati la trasmissibilità varia, approssimativamente, tra 0,45 e 0,95, mentre per la configurazione a morsetti non serrati l'intervallo di variazione è tra 0,40 e 0,60. Tale osservazione è in linea con la considerazione effettuata nel paragrafo 5.1, secondo cui a una maggiore rigidezza del sistema, data dal serraggio dei morsetti, corrispondono valori di trasmissibilità più elevati.

Seguendo lo stesso procedimento usato nel paragrafo 5.2, i dati sono stati filtrati per rimuovere il vincolo della condizione del fissatore.

Per verificare la validità del filtro quando applicato ai dati relativi al paziente, è stato scelto di lavorare inizialmente sulle misure relative al 03/10/2024. Il confronto tra le misure prima dell'applicazione del filtro è mostrato in Figura 5.8.

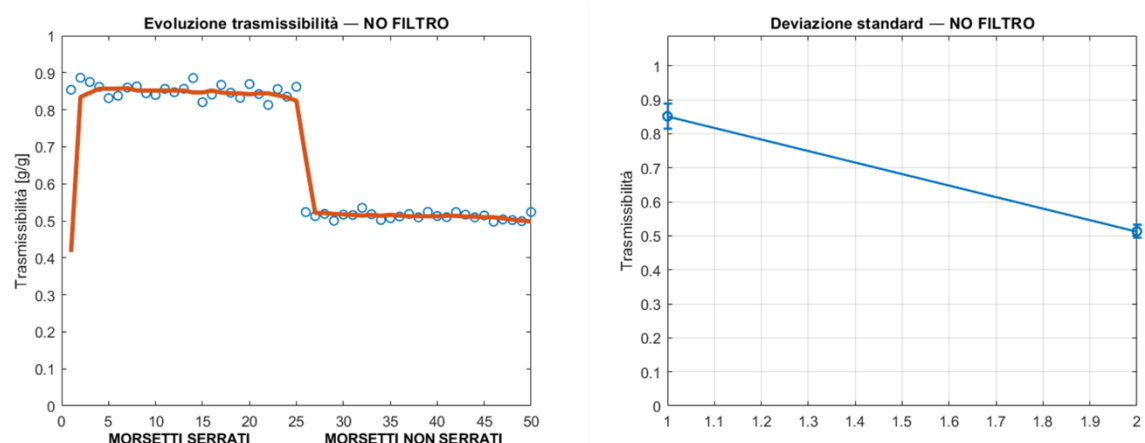


Figura 5.8. Trasmissibilità relativa a ciascun segnale acquisito (sinistra) e trasmissibilità media con relativa deviazione standard (destra) per il paziente nelle due condizioni in data 03/10/2024

La Figura 5.9 mostra l'andamento della trasmissibilità in seguito all'applicazione del filtro individuato.

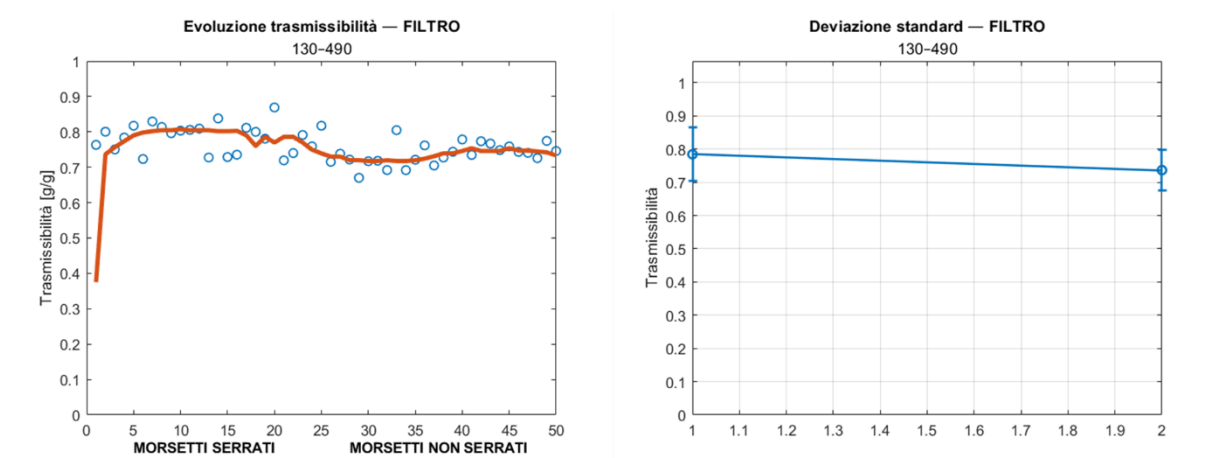


Figura 5.9. Trasmissibilità relativa a ciascun segnale acquisito (sinistra) e trasmissibilità media con relativa deviazione standard (destra) per il paziente in data 03/10/2024 dopo il filtraggio

Il range identificato risulta quindi efficace per lo scopo, infatti le misure filtrate presentano valori confrontabili tra loro.

Il filtro, dunque, è anche adatto per rimuovere il vincolo del fissatore quando impiantato su paziente e può essere applicato all'intero set di misure.

In Figura 5.10 viene riportato l'andamento delle misure su paziente con il fissatore a morsetti serrati.

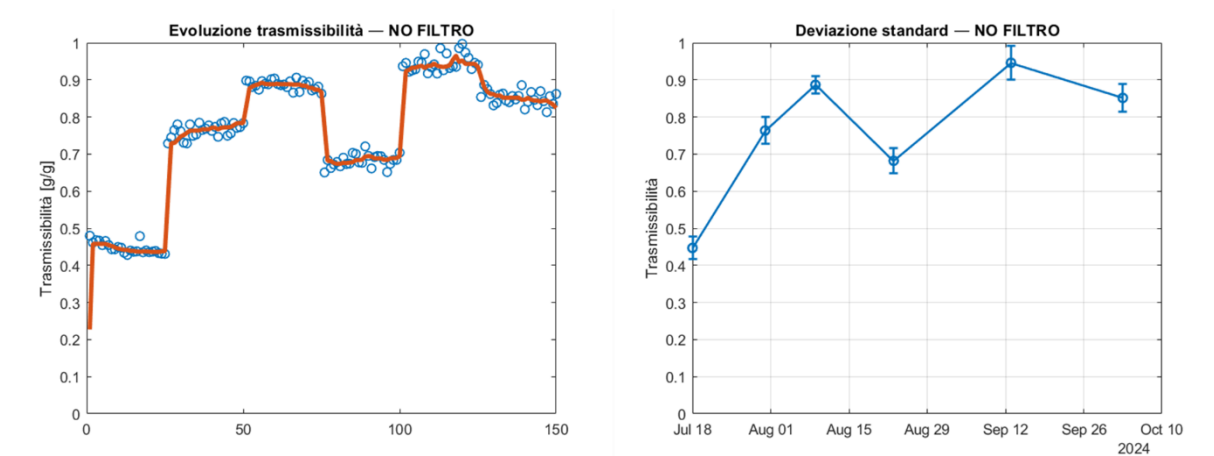


Figura 5.10. Trasmissibilità relativa a ciascun segnale acquisito (sinistra) e trasmissibilità media con relativa deviazione standard (destra) per il paziente a morsetti serrati

Applicando il filtro, la deviazione standard segue un andamento più lineare, come mostrato in Figura 5.11.

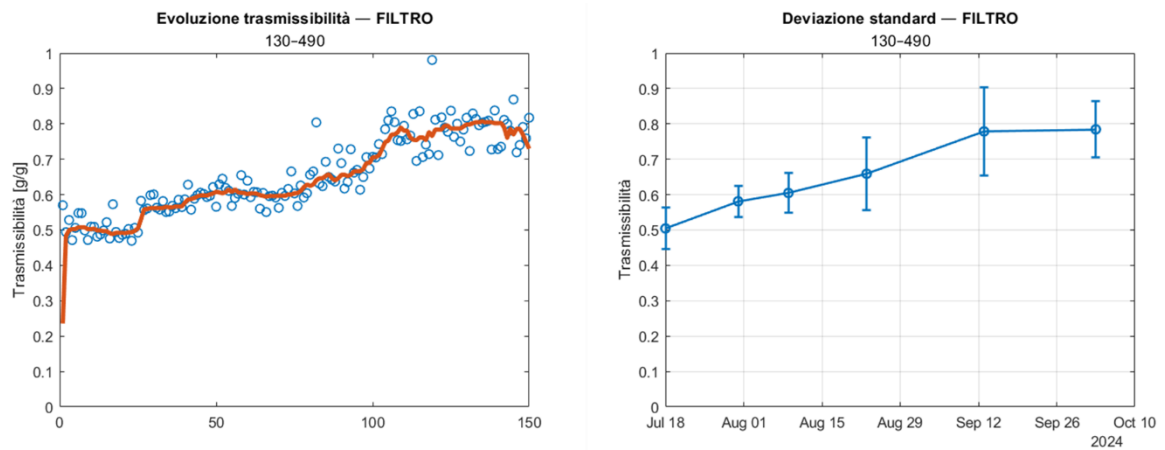


Figura 5.11. Trasmissibilità relativa a ciascun segnale acquisito (sinistra) e trasmissibilità media con relativa deviazione standard (destra) per il paziente a morsetti serrati dopo il filtraggio

Lo stesso metodo è stato applicato alle misure effettuate a morsetti non serrati (Figura 5.12 e Figura 5.13).

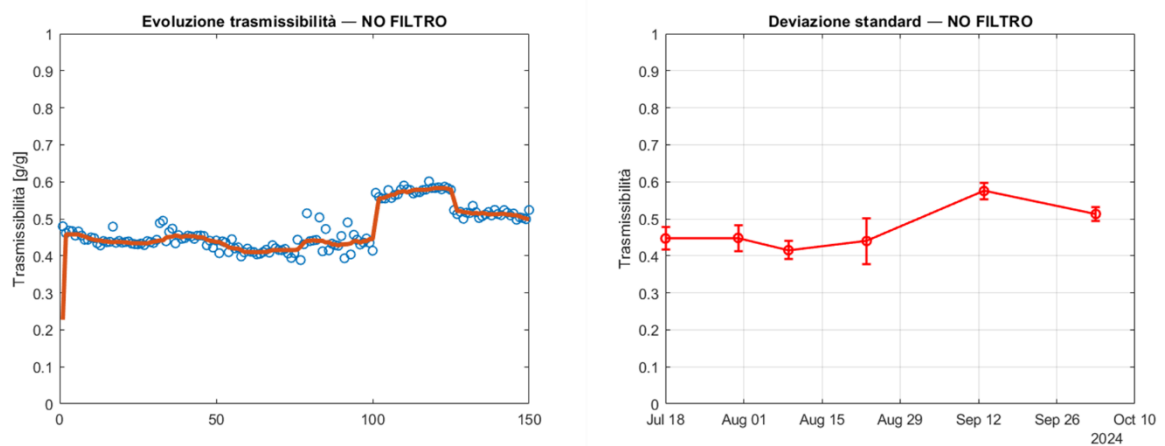


Figura 5.12. Trasmissibilità relativa a ciascun segnale acquisito (sinistra) e trasmissibilità media con relativa deviazione standard (destra) per il paziente a morsetti non serrati

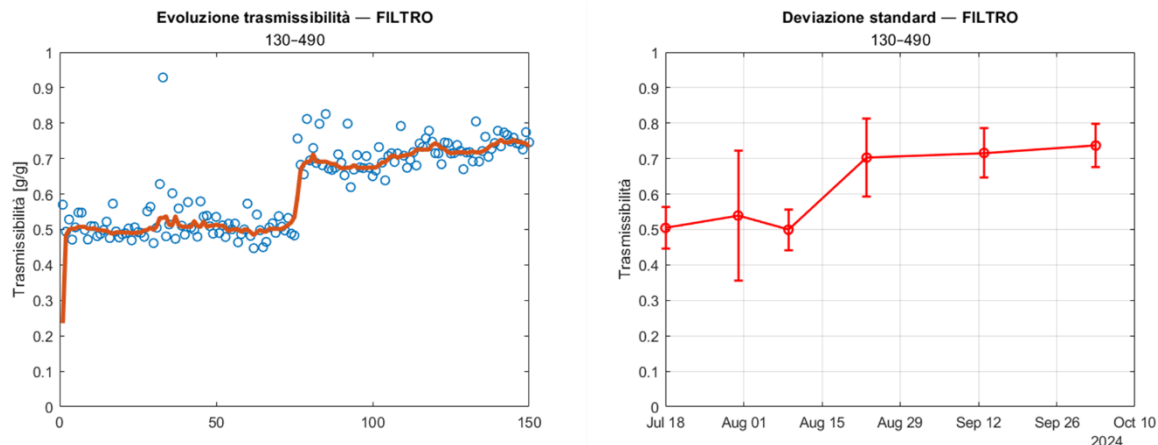


Figura 5.13. Trasmissibilità relativa a ciascun segnale acquisito (sinistra) e trasmissibilità media con relativa deviazione standard (destra) per il paziente a morsetti non serrati dopo il filtraggio

Rappresentando gli andamenti delle medie con le relative deviazioni standard in un unico grafico (Figura 5.14), è evidente l'efficacia del filtro.

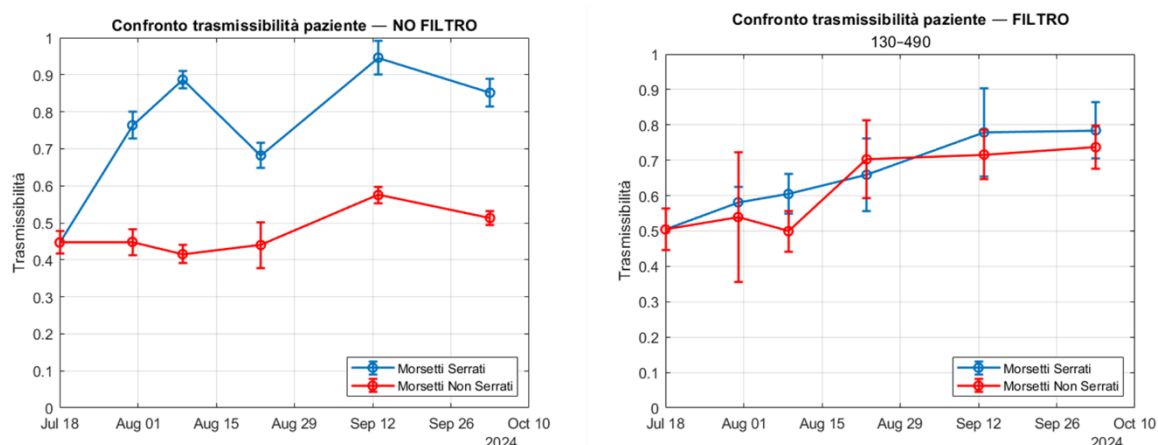


Figura 5.14. Deviazione standard prima e dopo il filtraggio a morsetti serrati (in blu) e non serrati (in rosso)

Le deviazioni standard delle misure di trasmissibilità assumono un andamento simile, confermando quindi l'efficacia del filtro quando applicato nella banda di frequenze 130–490 Hz. Inoltre, i valori di trasmissibilità aumentano progressivamente nel tempo, compatibilmente con la guarigione dell'osso.

6 Conclusioni

L'obiettivo delle analisi effettuate sul sistema è quello di individuare un intervallo di frequenze in cui poter studiare il comportamento dell'osso trattato in risposta alle vibrazioni, indipendentemente dalla condizione del fissatore Rekrea. Lo scopo finale è monitorare la guarigione dell'osso e determinare il momento più opportuno per rimuovere il fissatore, evitando l'utilizzo di radiazioni ionizzanti.

Le prime analisi su simulacro di tibia, con il fissatore a morsetti serrati e allentati, hanno permesso di ricavare le FRF e individuare i valori delle frequenze che caratterizzano i modi di vibrare della tibia. In seguito, sono state eseguite analisi di trasmissibilità variando la condizione dei morsetti.

Dai risultati sono emersi valori di trasmissibilità elevati nel caso in cui entrambi i morsetti sono serrati, a confronto con i valori ottenuti nei casi in cui uno o entrambi i morsetti sono allentati. Analizzando ulteriormente l'andamento delle FRF per le due configurazioni, è stato possibile notare una sovrapposizione delle curve nell'intervallo 130–490 Hz. Nel range di frequenze identificato, quindi, il comportamento dell'intero sistema è indipendente dalla condizione dei morsetti ed è possibile isolare e studiare la risposta della tibia alle vibrazioni. Si ipotizza che, filtrando i dati relativi alla trasmissibilità in tale intervallo, si possano annullare le differenze tra misure a morsetti serrati e non serrati.

I dati ottenuti dall'analisi della trasmissibilità e la deviazione standard relativa alle diverse configurazioni sono stati rappresentati prima e dopo l'applicazione del filtro. In seguito al filtraggio le misure si allineano, a conferma dell'ipotesi per cui nella banda di frequenze 130–490 Hz la risposta del sistema non è influenzata dalla condizione dei morsetti del fissatore.

La stessa analisi della trasmissibilità è stata ripetuta su paziente, trattato con il fissatore per l'elongazione dell'ulna. I dati relativi alla trasmissibilità di vibrazioni sono stati acquisiti in vivo in un arco temporale di settantasette giorni per un totale di sei acquisizioni, anche in questo caso a morsetti serrati e non serrati. Per verificare l'efficacia del metodo, il confronto è stato inizialmente effettuato per un'unica giornata di acquisizioni. Confermata la validità del filtro nell'intervallo 130–490 Hz anche in vivo, il processo è stato ripetuto per l'intero set di misure disponibili. In seguito al filtraggio, si osserva che i dati ricavati si allineano, verificando definitivamente la validità del filtro quando applicato nell'intervallo individuato. Inoltre, la trasmissibilità assume valori crescenti nel tempo, compatibilmente con il processo di guarigione dell'ulna.

In conclusione, è possibile considerare il filtro, quando applicato nel range di frequenze 130–490 Hz, adatto per il monitoraggio della guarigione di un osso trattato con fissatore esterno Rekrea, in quanto, nella banda identificata, il fissatore non vibra in risposta alle vibrazioni e lo studio è focalizzato sul comportamento dell'osso.

In studi futuri, lo stesso metodo potrebbe essere utilizzato per monitorare la guarigione di altre ossa trattate con lo stesso fissatore o con diverse tipologie di fissatori esterni, in modo da ridurre l'esposizione dei pazienti a radiazioni ionizzanti e determinare con maggiore efficacia il momento più opportuno per la rimozione del dispositivo.

7 Bibliografia

- [1] B. Gurney, Leg length discrepancy, *Gait & Posture*, 15(2):195-206, 2002. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00148-5](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00148-5)
- [2] R.J. Brady *et al.*, Limb Length Inequality: Clinical Implications for Assessment and Intervention, *The Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(5):221-234, 2003. <https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.5.221>
- [3] F. Launay *et al.*, Fracture following lower limb lengthening in children: A series of 58 patients, *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 99(1):72-79, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2012.08.005>
- [4] G. Legnani, G. Palmieri, Fondamenti di Meccanica e Biomeccanica del Movimento, Città Studi Edizioni, 2016.
- [5] D. J. Ewins, Modal Testing: Theory, Practice and Application, Seconda Edizione Research Study Press Ltd., 2000.
- [6] <https://pdf.medicaexpo.it/pdf-en/sawbones-pacific-research-labs/general-catalog/103604-179594.html#open1062553>
- [7] <https://www.medicaexpo.com/prod/sawbones-pacific-research-labs/product-103604-1062553.html>
- [8] <https://www.citieffe.com/prodotti/fissatori/rekrea/>
- [9] <https://static.sw.cdn.siemens.com/siemens-disw-assets/public/f9Me9zjmGTi44UI04zliC/en-US/siemens-sw-simcenter-qsources-high-frequency-shakerq-hs-h-fs.pdf>
- [10] <https://static.sw.cdn.siemens.com/siemens-disw-assets/public/4ViGqhlAnSgw7KSMA96WYv/en-US/siemens-sw-simcenter-qsources-measurement-amplifier-q-amp-fs.pdf>
- [11] <https://www.pcb.com/sensors-for-test-measurement/accelerometers/miniature-piezoelectric>
- [12] <https://www.pcb.com/products?m=352c23>
- [13] <https://community.sw.siemens.com/s/article/simcenter-scadas-mobile-and-scadas-recorder>