



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE

Facoltà di Ingegneria dell'Informazione

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

Analisi di dati relativi alla trasmissione della vibrazione su fissatori esterni
per il trattamento di fratture ossee

(Data analysis relating to vibration transmission on external fixators
for the treatment of bones fracture)

Relatrice:

Prof.ssa Milena Martarelli

Laureanda:

Maria Rita Curto

Correlatore:

Dott. Alessandro Annessi

Anno Accademico 2022/2023

ABSTRACT

A causa della pericolosità di una frequente esposizione ai raggi X è stato proposto un nuovo metodo di indagine per valutare lo stato di una frattura di tibia. Tale metodo si basa sulla trasmissione delle vibrazioni attraverso l'osso e di come ciò vari in relazione al grado di frattura presente.

In particolare, nel seguente studio sono stati analizzati i dati relativi alla trasmissione delle vibrazioni ottenuti sia da campioni in-vivo che da campioni ex-vivo. Entrambe le acquisizioni sono state ottenute considerando un sistema formato da tibia e da un fissatore esterno. Ad un'estremità della tibia è stata generata una vibrazione e il segnale è stato misurato sia a monte sia a valle della frattura stessa. Sono stati quindi studiati i segnali, in particolare l'output e le FRF, e su questi è stata calcolata la RMS in specifici range di frequenza.

L'obiettivo ultimo era verificare che, in presenza di diversi gradi di frattura, ci fosse una significativa differenza di trasmissibilità in termini di ampiezza. Ciò, nel corso dell'indagine, è stato effettivamente individuato, andando a supportare l'idea di utilizzare, nel futuro, questo tipo di tecnica per monitorare la guarigione di una frattura.

INDICE

1. Introduzione
2. Materiali e metodi
 - 2.1. Biomeccanica della tibia
 - 2.2. Frattura
 - 2.2.2 Guarigione
 - 2.2.3 Trattamento
 - 2.2.4 Fissatori
 - 2.3. Vibrazioni
 - 2.3.1 Trasmissione delle vibrazioni
 - 2.3.2 Utilizzo della funzione di trasmissibilità per la valutazione del livello della frattura
 - 2.3.3 Frequenze di risonanza
 - 2.3.4 Anti-risonanza
3. Sperimentazione
 - 3.1. Descrizione del setup sperimentale
 - 3.2. Dati sperimentali
 - 3.3. Elaborazione dati
 - 3.3.1 Filtri
 - 3.3.2 RMS
4. Analisi dei risultati
 - 4.1 Analisi dell'output
 - 4.1.1 Analisi dell'output in-vivo
 - 4.1.2 Analisi dell'output ex-vivo
 - 4.2 Analisi della FRF
 - 4.2.1 Analisi della FRF in-vivo
 - 4.2.2 Analisi della FRF ex-vivo
5. Conclusioni
6. Bibliografia
7. Ringraziamenti

1. INTRODUZIONE

La frattura degli arti inferiori, più specificatamente della tibia, risulta essere complessa, poiché le ossa che compongono la gamba devono sostenere il peso corporeo, non soltanto in condizioni statiche ma anche dinamiche, come ad esempio camminata o corsa. Inoltre, a causa della inferiore vascolarizzazione dei tessuti, il processo di guarigione- healing- risulta essere particolarmente lungo, soprattutto in caso di fratture scomposte. In alcuni casi è necessario l'ausilio di un fissatore esterno, cioè un componente che viene collegato, per mezzo di viti, a monte e a valle della frattura al fine di mantenere l'allineamento tra le parti e consentire la riparazione della stessa. Durante il processo di guarigione è necessario, tramite l'utilizzo di tecniche radiografiche, monitorare lo stato della frattura, in modo da poterne stabilire non solo la completa guarigione ma anche il grado della lesione, per poter decidere quando rimuovere, ad esempio, il fissatore. Tuttavia, essendo radiazioni ionizzanti, tali indagini non possono essere ripetute con grande frequenza, poiché potenzialmente dannose. Per questo motivo è nato l'interesse per una tecnica di analisi quantitativa e non invasiva per monitorare il processo di ricalcificazione di una frattura. Lo studio corrente tratta il monitoraggio dell'healing di un osso di tibia umano con un fissatore esterno, in-vivo ed ex-vivo, tramite la misura della trasmissione delle vibrazioni meccaniche nell'osso fratturato.

Lo scopo di questo studio è, quindi, validare la trasmissione delle vibrazioni come tecnica diagnostica per monitorare lo stato di guarigione della frattura. In particolare, si cerca, tramite l'analisi dei dati raccolti, di discernere il livello di frattura.

Durante le acquisizioni, in-vivo ed in ex-vivo, sono stati raccolti i dati relativi alla trasmissione della vibrazione e sono state calcolate le relative FRF. Una volta ottenuti tali dati ho graficato le FRF per poterle confrontare tra loro, sia per osservare come, a seconda della frattura, variasse la trasmissione, sia per confrontare, allo stesso livello di guarigione, se ci fossero similitudini tra i segnali dei due diversi setup. Nel fare ciò ho analizzato le FRF, individuando i picchi di risonanza e in generale gli andamenti. Il passo successivo è stato il calcolo delle medie quadratiche- RMS- che saranno, nel corso dello studio, i valori che tra loro andremo a confrontare per osservare se è possibile distinguere, con il metodo proposto, la presenza ed il livello della frattura. L'analisi della trasmissione della vibrazione in presenza di frattura è stata effettuata secondo due modalità. La prima parte dell'indagine si concentra solamente sull'analisi del segnale in output, ovvero raccogliendo ed analizzando solo ed esclusivamente il segnale che arriva a valle della frattura, quello che viene effettivamente trasmesso. Del segnale di output, dopo aver selezionato degli opportuni range di frequenza, è stata calcolata l'RMS. Per selezionare una banda di frequenze opportune sono stati applicati dei filtri, con l'obiettivo di ottenere delle differenze ancora più

evidenti tra le varie fasi di guarigione e di trovare, se possibile, un filtro che potesse accentuare tali diversità, sia per le acquisizioni in-vivo che quelle in ex-vivo. La seconda parte dell'indagine si concentra, invece, sullo studio del segnale delle FRF, in modo da osservare, in maniera ancora più vistosa, gli effetti della frattura sulla trasmissione delle vibrazioni. Anche in questo caso per confrontare i risultati sono state calcolate le RMS in determinati range di frequenza in cui, dall'osservazione delle FRF, era possibile notare un andamento caratteristico.

Nello specifico la tesi risulta così ripartita: nel secondo capitolo viene descritta la struttura della tibia, come avviene una frattura, il processo di guarigione e l'utilizzo dei fissatori. Sempre nel secondo capitolo, è inoltre presente una trattazione sulle vibrazioni, sulla loro trasmissione e come effettivamente, quest'ultima, possa essere utilizzata come rivelatore dello stato della frattura. Nel terzo capitolo viene presentato il setup delle acquisizioni, gli strumenti utilizzati ed il tipo di elaborazione dati utilizzato. Viene inoltre riportato un primo confronto tra i dati ottenuti, prima che su di essi avvenga un ulteriore processamento. Nel quarto capitolo si entra nel vivo della sezione sperimentale dove vengono esposti tutti i filtraggi utilizzati, i risultati riportati che vengono così confrontati. Nel quinto capitolo sono riportate le conclusioni di tale analisi.

2. MATERIALI E METODI

BIOMECCANICA DELLA TIBIA

Le ossa dell'arto inferiore si occupano di sostenere il peso del corpo umano e garantire la locomozione. La tibia è, nella zona crurale, l'unico osso che sostiene il peso corporeo. Si tratta di un osso lungo, che si articola superiormente sia con il femore e la rotula per andare a formare l'articolazione del ginocchio, sia medialmente con la fibula. Inferiormente si articola con l'astragalo per formare la caviglia. [1] Poiché questo lavoro si concentra sulla trasmissione delle vibrazioni nell'osso della tibia, quest'ultimo verrà ora analizzato nelle sue proprietà meccaniche. Questo campo di ricerca, in generale, si occupa dell'analisi del comportamento biomeccanico della tibia durante attività come il carico, la deambulazione, la corsa, il salto e altre azioni che coinvolgono l'osso. Gli aspetti studiati includono la resistenza e la rigidità della tibia, la distribuzione delle forze che agiscono sull'osso durante le attività quotidiane o sportive, la risposta dell'osso alle sollecitazioni meccaniche, la stabilità articolare e l'interazione con le strutture circostanti come i muscoli, i tendini e le articolazioni. La ricerca attuale si occupa, però, della biomeccanica della tibia in condizioni statiche; perciò, è di interesse una caratterizzazione più generale delle proprietà

meccaniche della tibia, approfondendone la composizione del tessuto e le forze che tale osso può sopportare.

In generale i tessuti duri mineralizzati hanno come funzione principale quella di trasmettere o sopportare forze. Il tessuto osseo è un tessuto connettivo altamente specializzato in cui si distinguono cellule (osteociti) ed una sostanza intercellulare ricca di sostanze minerali (fosfato di calcio). L'osso è un tessuto vivo, al suo interno è presente una continua attività di trasformazione e rimodellamento che gli permette di essere più adeguato alle esigenze funzionali. La tibia essendo un osso lungo nella diafisi, ovvero nel corpo dell'osso, è composta principalmente da tessuto osseo compatto. Poiché le fratture analizzate sono poste proprio in tale porzione approfondirò maggiormente le proprietà di questo tessuto. È un tessuto che può, con un certo grado di approssimazione, essere definito anisotropo ed elastico. [2] Un materiale si dice anisotropo se le sue proprietà fisiche, tra cui modulo di elasticità, variano a seconda dell'orientamento spaziale del corpo fisico o a seconda di come su di esso sono applicate le forze.

Essendo il tessuto preso in esame compatto, tale tessuto risponderà alla trasmissione delle vibrazioni come un materiale solido. La sua costituzione permette, infatti, in assenza di tagli e/o fratture, correttamente la vibrazione ed è proprio per questo motivo che nasce l'idea di utilizzare questo metodo per valutare lo stato di una frattura ossea.

Le ossa, in generale, non sono solo in grado di resistere alle forze, ma è necessario applicare degli stress meccanici adeguati per mantenerle sane. Secondo la Legge di Wolff, infatti, gli stimoli che il tessuto osseo riceve gli permettono di modificarsi, accrescendosi dove serve ed erodendosi dove non serve. Sono proprio gli stress meccanici a determinare l'architettura delle ossa. Gli sforzi, i carichi, sono applicati su traiettorie in cui sono presenti le trabecole ossee, ciò serve per garantire la distribuzione degli sforzi e in tal modo il tessuto si mantiene sano. Il tessuto osseo è un tessuto formato fino al 70% da idrossiapatite, una sostanza minerale formata principalmente da calcio, conferendo così alle ossa una certa durezza, spiegando così le proprietà meccaniche delle ossa.

Attraverso l'analisi biomeccanica della tibia, è possibile acquisire una migliore comprensione delle risposte e dei meccanismi di adattamento dell'osso in diverse condizioni, come la guarigione delle fratture ed è per questo che tali nozioni sono di nostro interesse.

FRATTURA

Una frattura ossea è una rottura o una discontinuità dell'osso causata da un trauma o da una sollecitazione eccessiva dell'osso stesso. Le fratture si dividono, a seconda della causa, in fratture da sforzo e fratture patologiche. Le prime si presentano quando l'osso si rompe a causa di un trauma

anormale, come può essere una violenta caduta o un incidente. Quelle patologiche, invece, sono fratture che normalmente non dovrebbero avvenire ma a causa di patologie preesistenti, le ossa risultano molto indebolite e un minimo stress ne causa la frattura. Le fratture possono essere classificate in vari altri modi, a seconda ad esempio della direzione della linea di frattura, se è composta o scomposta, ovvero se le ossa conservano l'allineamento anatomico corretto o se il trauma è stato talmente tanto violento che i vari frammenti non sono più tra loro allineati.

A seconda della complessità della frattura aumenterà, di conseguenza, il tempo necessario affinché essa guarisca. Solitamente per fratture non complicate i tempi di guarigione si aggirano attorno alle 8-12 settimane.

GUARIGIONE

Il processo di guarigione delle ossa si articola in 4 fasi. Nella prima fase, subito dopo la rottura, vi è la formazione dell'ematoma, il quale viene successivamente convertito in tessuto di granulazione tramite invasione di cellule e capillari sanguigni. Il tessuto di granulazione è una modificazione istologica del tessuto connettivo e interviene nel processo di riparazione delle ferite. Dopo questa fase vi è la formazione del callo molle: nella frattura vengono depositate collagene e fibrocartilagine, due sostanze che compongono il tessuto osseo, convertendo così il tessuto di granulazione in un callo molle. La terza fase è caratterizzata dalla formazione del callo duro: gli osteoblasti depositano un temporaneo colletto osseo attorno alla frattura per unire i frammenti rotti mentre avviene l'ossificazione. L'ultima fase prevede il rimodellamento osseo: piccoli frammenti vengono rimossi dagli osteoclasti mentre gli osteoblasti depositano il tessuto osseo spugnoso e successivamente lo convertono in tessuto osseo compatto. Solitamente, una volta che la frattura è guarita, l'osso presenta un leggero ispessimento in quella zona, visibile ai raggi X.

TRATTAMENTO

Il trattamento delle fratture di tibia dipende dalla gravità della frattura, dalla posizione e dalla presenza di eventuali complicazioni associate. Solitamente, se la frattura non è particolarmente grave, cioè non è scomposta o minimamente scomposta, viene ridotta e immobilizzata. La riduzione consiste nel riposizionamento dei capi ossei nella loro posizione corretta. Ciò può avvenire sia tramite una procedura che non necessita di intervento chirurgico, manipolando e spostando i capi ossei per riportarli nella loro posizione originaria, sia mediante procedura chirurgica con l'utilizzo di piastre, viti e perni per riallineare i frammenti. Successivamente, l'arto viene immobilizzato con un tutore, un gesso o una stecca per consentire la guarigione dell'osso. L'immobilizzazione può

richiedere diverse settimane o mesi a seconda della gravità della frattura e deve avvenire anche sulle articolazioni a monte e a valle della stessa. Ad esempio, nel caso di frattura della tibia bisogna immobilizzare anche l'articolazione del ginocchio e della caviglia. In caso di fratture scomposte, fratture aperte o fratture instabili, può essere necessario un intervento chirurgico con fissazione interna. Durante l'intervento, i capi ossei vengono riposizionati e fissati con l'ausilio di dispositivi come placche, viti, chiodi o aste intramidollari. Questi dispositivi forniscono stabilità e consentono all'osso di guarire correttamente.

In altri casi, sempre in situazioni di fratture piuttosto gravi, possono essere utilizzati dei fissatori, più precisamente dei fissatori esterni che verranno trattati più approfonditamente in seguito poiché essenziali per questo studio.

Dopo il trattamento, è fondamentale seguire le istruzioni mediche per la cura delle ferite, l'esercizio fisioterapico e il monitoraggio regolare per assicurarsi che la frattura stia guarendo correttamente.

FISSATORI

I fissatori sono dispositivi medici utilizzati per stabilizzare e supportare le fratture della tibia. Questi fissatori forniscono un supporto solido e aiutano nella guarigione corretta delle fratture, facilitando il corretto allineamento dei capi ossei, consentendo una migliore guarigione e una mobilizzazione articolare precoce. [3] Esistono vari tipi di fissatori, che vengono utilizzati a seconda della gravità e della localizzazione della frattura, delle condizioni del paziente e delle preferenze del chirurgo. In alcuni casi, può essere necessario l'utilizzo di una combinazione di fissatori per ottenere la stabilità adeguata.

1. Fissatori esterni: Questi fissatori sono applicati esternamente alla gamba (a monte e a valle della frattura) e utilizzano una combinazione di barre metalliche, viti e pin per stabilizzare la frattura. Questi dispositivi consentono un facile accesso alla ferita per la pulizia e la cura, e possono essere regolabili per adattarsi alle esigenze specifiche del paziente. Tra questi troviamo un particolare tipo di fissatore, fissatore di Ilizarov [4], il quale permette di modificare le distanze durante il periodo di guarigione.
2. Chiodi endomidollari: Questi fissatori sono inseriti all'interno del canale midollare della tibia attraverso una piccola incisione. Il chiodo endomidollare viene posizionato allineando i

capi ossei e fornendo stabilità interna per la guarigione della frattura. Di solito, il chiodo endomidollare è fissato con viti nelle estremità superiori e inferiori della tibia. [5]

3. Piastre e viti: Le piastre e le viti sono utilizzate per stabilizzare le fratture di tibia che coinvolgono la superficie esterna dell'osso. Una piastra di metallo viene fissata sulla superficie dell'osso con l'ausilio di viti, fornendo un supporto stabile per la guarigione della frattura. Il posizionamento delle placche dipende dal tipo di sollecitazione che devono contrastare. [6]

VIBRAZIONI

La vibrazione è un fenomeno caratterizzato dal moto oscillatorio di un sistema attorno ad una configurazione di equilibrio ed è contraddistinto dall'ampiezza di tale moto e dalla frequenza a cui esso avviene. La frequenza può essere singola oppure possono esserci più frequenze a cui il sistema oscilla se quest'ultimo è formato da più corpi in movimento. [7]

Le vibrazioni si suddividono principalmente in libere, se lo stato iniziale del sistema è perturbato rispetto alla condizione di equilibrio, oppure forzate se il fenomeno ondulatorio è innescato da una forzante esterna, come quelle oggetto del nostro studio.

TRASMISSIONE DELLE VIBRAZIONI

La trasmissione delle vibrazioni dipende da diversi fattori, tra cui la frequenza delle vibrazioni, le caratteristiche del mezzo di trasmissione e le proprietà della struttura coinvolta.

Le vibrazioni si trasmettono attraverso un mezzo o un meccanismo che permette il movimento oscillatorio delle particelle o degli oggetti. In questo studio l'interesse si focalizza sulla trasmissione della vibrazione all'interno della tibia, ovvero una trasmissione attraverso un mezzo solido. In esso le vibrazioni si propagano attraverso il contatto diretto tra le particelle del materiale. Quando una particella viene disturbata e si muove, trasferisce l'energia di vibrazione alle particelle vicine, che a loro volta iniziano a muoversi e trasmettono l'energia alle particelle ancora più lontane, creando così un'onda di vibrazione attraverso il materiale. Per questo motivo, in presenza di una frattura, proprio perché non sono più direttamente a contatto i frammenti ossei, la vibrazione non si trasmetterà allo stesso modo. Risulterà, infatti, sempre più smorzata all'aumentare del grado della lesione.

Alcuni dei principali fattori che influenzano la trasmissione delle vibrazioni sono:

- Frequenza: La trasmissione delle vibrazioni può variare in base alla frequenza delle onde. Alcuni materiali o strutture possono avere una maggiore trasmissione a determinate frequenze rispetto ad altre.
- Impedenza: L'impedenza è una misura della resistenza che un mezzo oppone al passaggio delle vibrazioni. Materiali con impedenza simile a quello delle onde di vibrazione possono favorire la trasmissione, mentre materiali con impedenza molto diversa possono riflettere o assorbire le vibrazioni.
- Damping: Il damping o smorzamento è la capacità di un materiale o di una struttura di assorbire o dissipare energia vibrante. Un buon smorzamento può ridurre la trasmissione delle vibrazioni.
- Accoppiamento strutturale: Se le superfici di due strutture sono in contatto o vicine tra loro, le vibrazioni possono essere trasmesse da una struttura all'altra attraverso l'accoppiamento strutturale.

Per quanto concerne questo ultimo aspetto, infatti, noteremo nel corso dell'analisi dei dati acquisiti, che, anche in presenza di frattura totale della tibia, si potrà comunque registrare un segnale a valle della lesione. Ciò è dovuto al fatto che la vibrazione fornita non viene completamente dissipata a causa della frattura, sia perché i tessuti circostanti, seppur in minor parte, trasmettono comunque la vibrazione, ma soprattutto perché entra in gioco il fenomeno di accoppiamento strutturale per cui se i segmenti ossei sono abbastanza vicini riescono comunque a trasmettere la vibrazione.

FUNZIONE DI TRASMISSIBILITA' DELLE VIBRAZIONI PER LA VALUTAZIONE DEL LIVELLO DI FRATTURA

La funzione di trasmissibilità delle vibrazioni è un'importante misura utilizzata nell'analisi delle vibrazioni per valutare l'ampiezza di risposta di un sistema dinamico rispetto a una forzante applicata. Essa descrive il rapporto tra la risposta in frequenza di un sistema (accelerazione, velocità o spostamento) e la forzante o l'accelerazione applicata a una sorgente, che può essere calcolato per diverse frequenze e può variare in base alle caratteristiche del sistema.

Le funzioni di trasmissibilità descrivono, in altre parole, la relazione tra l'ampiezza delle vibrazioni di input (sorgente) e l'ampiezza delle vibrazioni di output (punto di misurazione o parte della struttura). Esse sono generalmente rappresentate mediante grafici di ampiezza o rapporti di ampiezza in funzione della frequenza. Nel nostro caso, questo rapporto è stato calcolato e

visualizzato mediante la FRF- Frequency Response Function, ovvero la funzione di risposta in frequenza del sistema. La FRF è proprio la rappresentazione matematica della risposta di un sistema e viene calcolata utilizzando il rapporto tra la risposta misurata e la forzante applicata, attraverso un software.

Il calcolo della FRF ci permette di determinare le frequenze di risonanza del sistema, identificare le modalità di vibrazione predominanti e valutare l'effetto delle forzanti esterne sulla risposta strutturale.

In particolare, come verrà approfondito in seguito, lo studio delle FRF ci permette non solo di osservare le vibrazioni che vengono effettivamente trasmesse anche in presenza di frattura, ma anche come esse si riflettano in presenza della frattura e non riescano quindi ad attraversarla, attenuando così il segnale della FRF. La trasmissibilità delle vibrazioni è una misura dell'efficienza con cui le vibrazioni vengono trasmesse attraverso la frattura.

Come già osservato in altri studi [9], infatti, il parametro fondamentale che permette di monitorare il livello di healing è la perdita di trasmissione, che rappresenta la dissipazione della vibrazione tra monte e valle della frattura. La frattura, infatti, si presenta come un materiale a diversa impedenza rispetto all'osso sano e pertanto, mentre nell'osso sano la vibrazione si trasmette indisturbata lungo un certo cammino di propagazione nella tibia, quando in questo cammino è presente una frattura, la vibrazione non si trasmette più completamente ma viene in parte assorbita. In questo caso, dunque, la transmission loss è molto elevata.

FREQUENZA DI RISONANZA

La frequenza di risonanza è una frequenza specifica a cui un sistema o una struttura vibra con ampiezza massima in risposta a una determinata eccitazione o stimolo. È il punto in cui il sistema "risuona" o amplifica le vibrazioni. La frequenza di risonanza è la frequenza alla quale il picco di risonanza raggiunge il suo massimo valore.

Nel caso di sistemi a 1 D.O.F. -Degree Of Freedom così definita:

$$\omega_r = \omega_n \sqrt{1 - 2\zeta^2}$$

Dove ω_n rappresenta la frequenza naturale del sistema, che dipende esclusivamente dalla massa e dalla rigidità del sistema e la condizione di risonanza può esistere solo alla condizione che

$\zeta < \frac{\sqrt{2}}{2}$, ovvero in caso di un sistema sotto smorzato.

Sistemi più complessi, come il caso di questo studio, presentano più frequenze di risonanza associate alle loro modalità di vibrazione naturali. Anche per questi sistemi, comunque, le frequenze di risonanza dipendono principalmente dalla massa, dalla rigidità del sistema e dalla loro geometria. Per questo motivo, variando tali caratteristiche, è possibile variare le frequenze di risonanza del sistema stesso.

Quando un sistema viene eccitato a una frequenza vicina alla sua frequenza di risonanza, la risposta vibrazionale del sistema aumenta notevolmente. Ciò è dovuto all'accumulo di energia nel sistema nel corso di diversi cicli di oscillazione.

È importante notare che quando un sistema viene eccitato a una frequenza molto diversa dalla sua frequenza di risonanza, la risposta vibrazionale sarà minima. Ciò è dovuto alla natura selettiva del fenomeno di risonanza, che amplifica solo le vibrazioni a una specifica frequenza.

ANTI-RISONANZA

L'anti-risonanza è un concetto utilizzato nell'ambito delle vibrazioni e delle onde per descrivere una condizione particolare in cui una struttura o un sistema presenta una reazione di ampiezza minima o assenza di risposta a una determinata frequenza. Poiché nell'analisi dei dati relativa alle trasmissioni delle vibrazioni nella tibia, soprattutto per le alte frequenze, è un fenomeno molto ricorrente ho ritenuto opportuno approfondirne lo studio.

Nel contesto delle vibrazioni strutturali, l'anti-risonanza si verifica quando la frequenza di eccitazione corrisponde alla frequenza naturale di un sistema o di una sua componente, ma invece di ottenere una risposta di ampiezza massima, si ottiene una risposta di ampiezza minima o quasi nulla. In altre parole, l'energia vibrazionale viene minimizzata o attenuata alla frequenza di anti-risonanza.

Ciò accade a causa dell'interferenza costruttiva e distruttiva delle onde che si generano all'interno del sistema. In presenza di un'anti-risonanza, le onde generate dallo stimolo esterno si sovrappongono in modo tale che le creste di una onda si allineino con i punti di minima escursione dell'altra onda, causando una cancellazione o un'attenuazione dell'ampiezza complessiva.

Invece di amplificare la vibrazione, come avviene nelle condizioni di risonanza, l'anti-risonanza può provocare una riduzione dell'ampiezza delle vibrazioni, rendendo la struttura meno suscettibile a danni o instabilità.

In particolare, in presenza di sistemi a più gradi di libertà, in presenza di due modi vibrazionali consecutivi che presentano lo stesso segno per le costanti modali (ovvero sugli autovalori), allora tra le frequenze di tali modi sarà presente il fenomeno di anti-risonanza. Una caratteristica importante, che sarà poi visibile nelle immagini inserite nella sezione sperimentale, è che associata all'anti risonanza vi è un cambio di fase. [8]

3. SPERIMENTAZIONE

DESCRIZIONE DEL SETUP SPERIMENTALE

Sono state considerati sia dei campioni in-vivo che ex-vivo. Il termine in vivo si riferisce ad un esperimento attuato in un organismo vivente ed integro, al contrario per ex-vivo si intende quando tale esperimento viene fatto all'esterno di un organismo vivente, su una sezione, parte di esso, in questo caso da cadavere. I vantaggi dell'acquisizione in-vivo sono certamente l'affidabilità dei risultati, poiché soprattutto nel nostro caso, non si vanno a perdere tutte le caratteristiche proprie dei tessuti che possono influenzare la trasmissione stessa del segnale. Gli svantaggi delle acquisizioni in-vivo sono perlopiù relativi al paziente stesso, poiché le fasi di preparazione e di prelievo del segnale richiedono tempo. In questo caso specifico, però, le acquisizioni in-vivo non sono propriamente dette. Il segnale, infatti, è stato raccolto da una gamba appena amputata che quindi conservava tutte le caratteristiche peculiari delle acquisizioni che solitamente si svolgono in-vivo pur non essendolo propriamente per definizione.

In entrambe le acquisizioni la gamba presentava la tibia sana che poi è stata intenzionalmente fratturata, in modo da effettuare le misurazioni. Successivamente è stata riparata cementificando la frattura con del cemento al fine di simulare il processo di guarigione, acquisendo il segnale nelle varie fasi.

Sono stati scelti come checkpoint la frattura al 100%, al 50%, al 25%, ed anche quando l'osso era ancora completamente sano, acquisendo mano a mano che l'osso veniva progressivamente tagliato.

La vibrazione in input è stata generata tramite uno shaker elettrodinamico ed è stata misurata tramite due accelerometri, il primo posto sulla vite del fissatore dove è agganciato lo shaker e il secondo posto su una vite a valle della zona fratturata. Il primo accelerometro pertanto misura la vibrazione in input perché si trova vicino alla sorgente di vibrazione (shaker). Il secondo accelerometro misura invece la vibrazione in output, ovvero dopo che essa si è trasmessa attraverso la tibia ed ha pertanto attraversato la frattura.

Effettuando il rapporto complesso tra i segnali di vibrazioni misurati in output e in input è possibile stimare la funzione di risposta in frequenza (FRF) del sistema tibia-fissatore.

DATI SPERIMENTALI

Una volta trasmessa la vibrazione, è stata misurata, per ciascuna fase dell'healing, la risposta del sistema, ovvero della tibia e del fissatore, alla forzante applicata. L'obiettivo di questo studio è, tramite l'osservazione delle FRF, in particolare delle ampiezze e delle frequenze in cui sono presenti i vari picchi di risonanza, comprendere se è possibile differenziare le varie fasi di healing e quindi constatare se il metodo della trasmissione delle vibrazioni possa effettivamente essere utilizzato come tecnica diagnostica in caso di fratture.

In particolare, in questa analisi viene calcolata la FRF della tibia con il fissatore già applicato, parte della vibrazione viene normalmente trasmessa sul fissatore, ciò che varia nelle acquisizioni successive del medesimo campione è infatti solamente lo stato della frattura della tibia.

Sono state calcolate le FRF del sistema per entrambi i setup sperimentali, sia in in-vivo che in ex-vivo, calcolando sia l'ampiezza che la fase del sistema, fornendo quindi diverse informazioni sul sistema.

La FRF in ampiezza è una misura dell'ampiezza della risposta del sistema a diverse frequenze di ingresso. Viene espressa come rapporto tra l'ampiezza della risposta e l'ampiezza dell'ingresso. Indica cioè quanto il sistema amplifica o attenua l'ingresso a diverse frequenze.

La FRF in fase rappresenta, invece, lo sfasamento tra l'ingresso e la risposta del sistema a diverse frequenze, è una misura dell'anticipo o del ritardo nella risposta del sistema rispetto all'ingresso. La FRF in fase fornisce informazioni sulla relazione temporale tra l'ingresso e la risposta del sistema.

La FRF in ampiezza indica come il sistema risponde alle diverse frequenze e può evidenziare eventuali risonanze o picchi di amplificazione, indicandoci quindi delle informazioni di maggiore interesse in questo particolare studio.

Una volta calcolate le singole FRF sia per le acquisizioni in-vivo sia per quelle ex-vivo si è proceduto con la sovrapposizione delle FRF relative alle varie fasi di healing confrontando l'ex vivo con l'in-vivo, sia in ampiezza che in fase (Figura 1, Figura 2, Figura 3, Figura 4).

L'acquisizione in-vivo presenta, per questioni di ripetibilità, due misure effettuate sulla tibia sana e due effettuate sulla tibia con taglio al 25%.

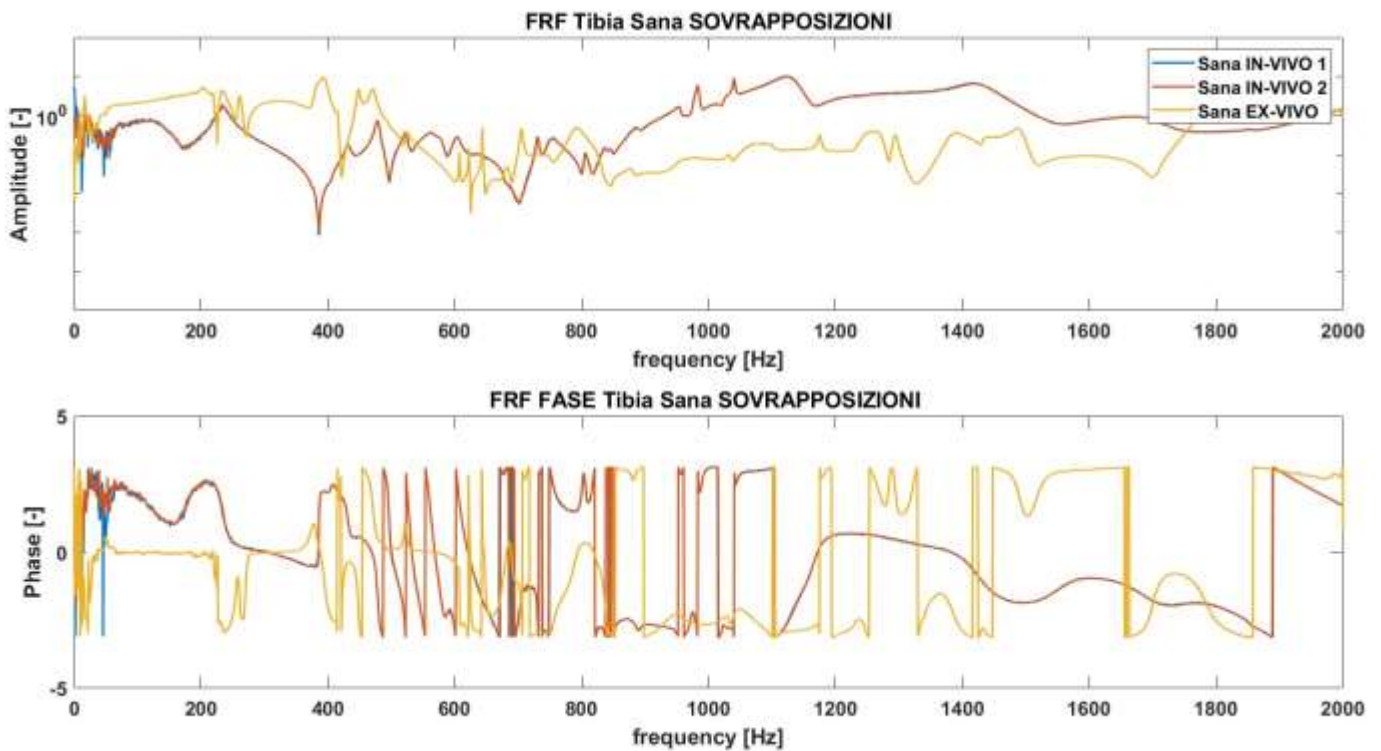


FIGURA 1- FRF SOVRAPPOSIZIONE SANA

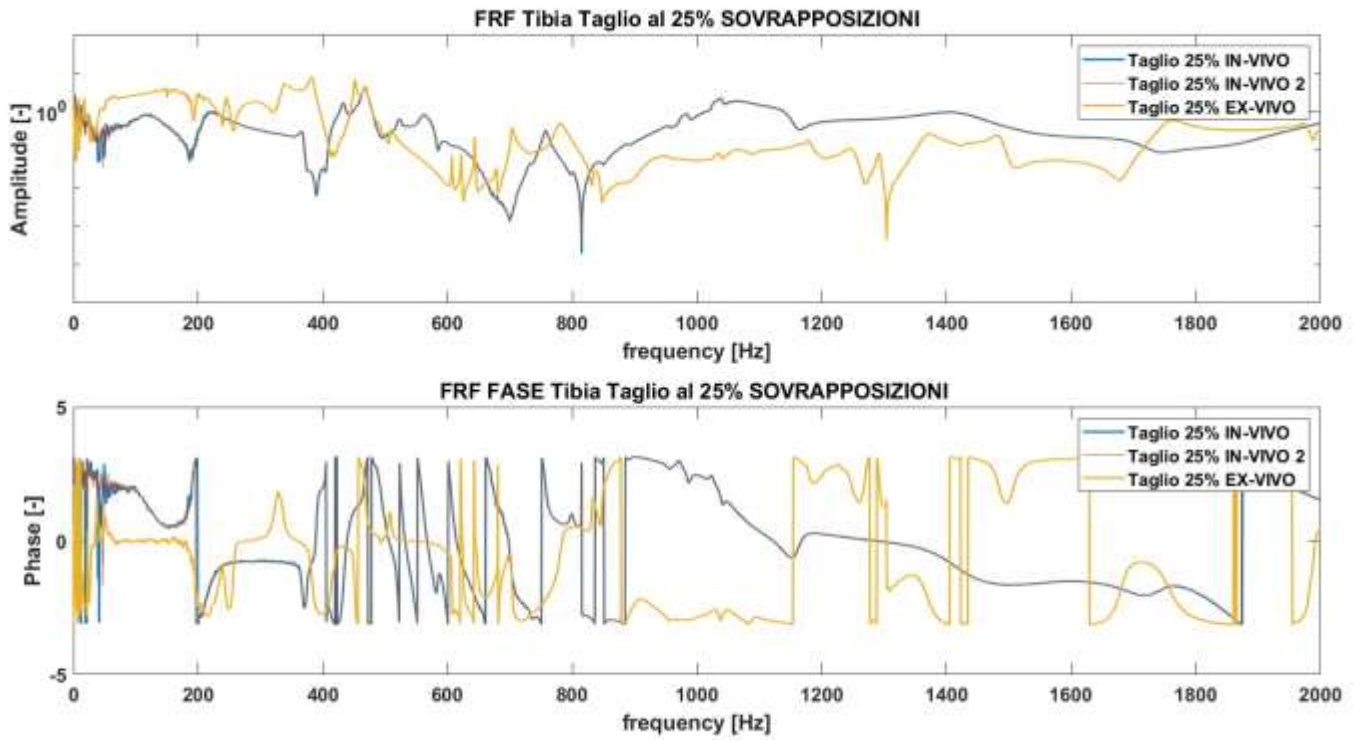


FIGURA 2- FRF SOVRAPPOSIZIONE TAGLIO 25%

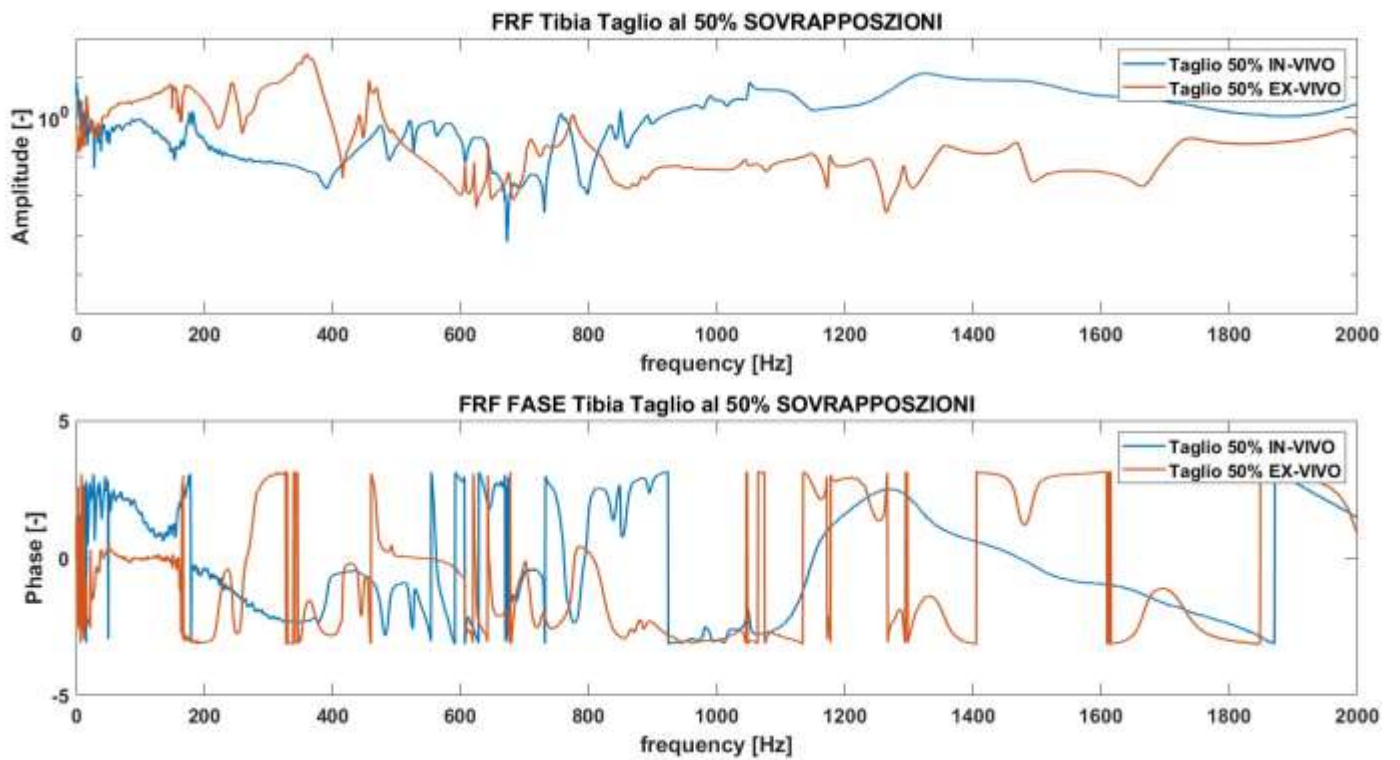


FIGURA 3- FRF SOVRAPPOSIZIONE TAGLIO 50%

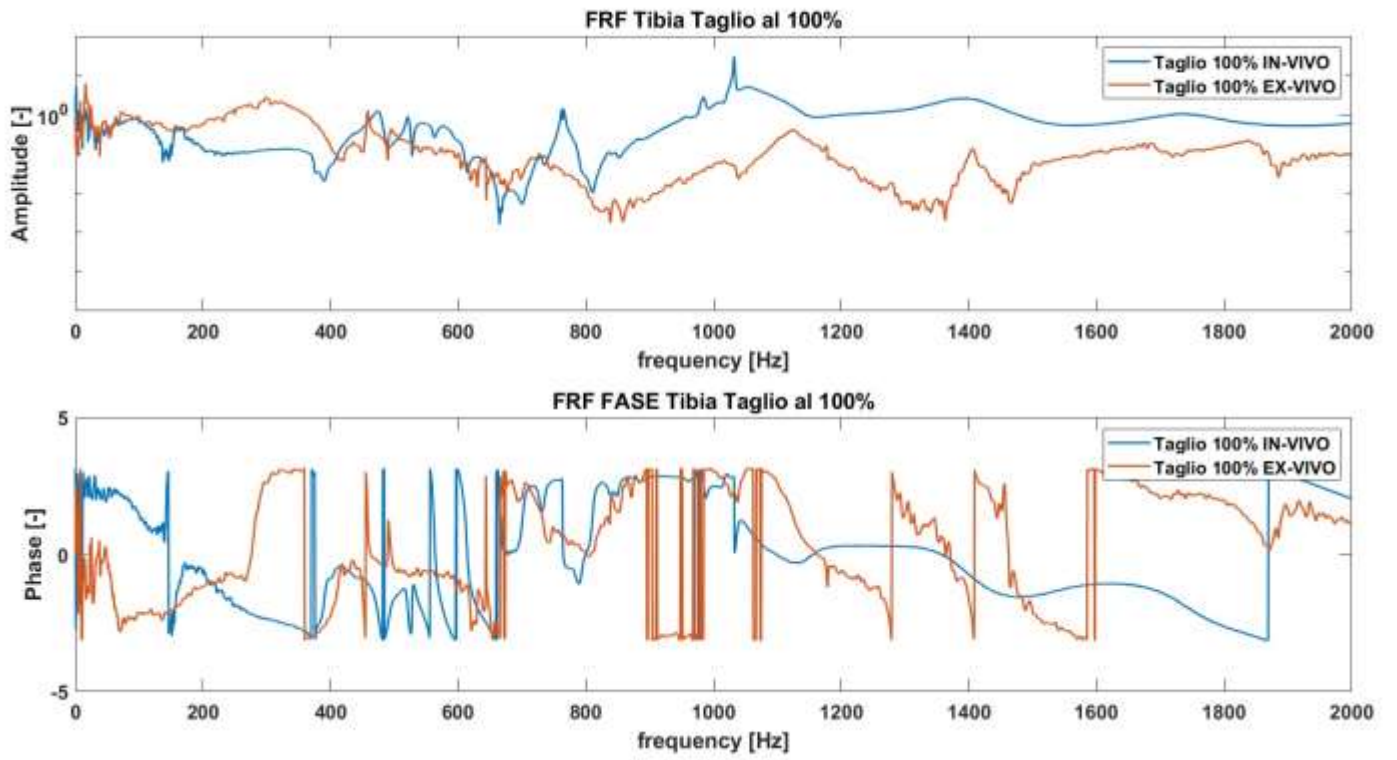


FIGURA 4- FRF SOVRAPPOSIZIONE TAGLIO 100%

In questa serie di immagini è assente il dato della sovrapposizione della frattura al 75% poiché nel caso del setup in-vivo non è stato raccolto il dato, per cui non è possibile fare un confronto per tale configurazione. Dal confronto tra le FRF calcolate sulla stessa condizione di frattura ma nei campioni in-vivo ed ex-vivo si nota come, soprattutto nelle FRF calcolate in ampiezza, gli andamenti delle FRF calcolate nelle stesse condizioni sperimentali siano molto simili, in certi casi confrontabili (Figura 4), in altri casi siano pressoché sovrapponibili (Figura 1, Figura 2). Anche per le FRF in fase, come lo era per quelle in ampiezza relative alla tibia sana e fratturata al 25% si ha un andamento quasi del tutto coincidente, come si può vedere in Figura 1 e Figura 2. Non si può però dire lo stesso per quanto concerne invece l'andamento della fase della tibia con frattura al 100%, infatti in ampiezza l'andamento risultava molto simile, in fase, come si osserva in Figura 4, invece, non si vedono corrispondenze.

Osservando più attentamente le FRF in ampiezza si possono osservare degli andamenti simili per le varie fasi di healing, cioè nonostante le curve non siano perfettamente sovrapponibili e presentino ampiezze piuttosto diverse, si riconoscono delle tendenze comuni, principalmente in termini di picchi di risonanza che sembrano avere luogo nello stesso range per i due diversi setup.

Questa particolare corrispondenza è osservabile nelle varie fasi di healing, ed è maggiormente evidente nella frattura completa della tibia. Dalla Figura 4 si osserva, inoltre, come per un determinato range di frequenze, all'incirca da 400Hz a 800Hz, i picchi e in generale gli andamenti, siano molto simili a frequenze molto ravvicinate.

Una volta sovrapposte e confrontate le varie fasi di healing nelle varie prove si è proceduto con la sovrapposizione delle FRF, separando il setup in-vivo (Figura 5, Figura 6) da quello ex-vivo (Figura 7, Figura 8) per poter confrontare tra loro effettivamente le varie fasi, osservando principalmente i picchi di risonanza, dove si pongono e come variano nelle varie fasi di guarigione.

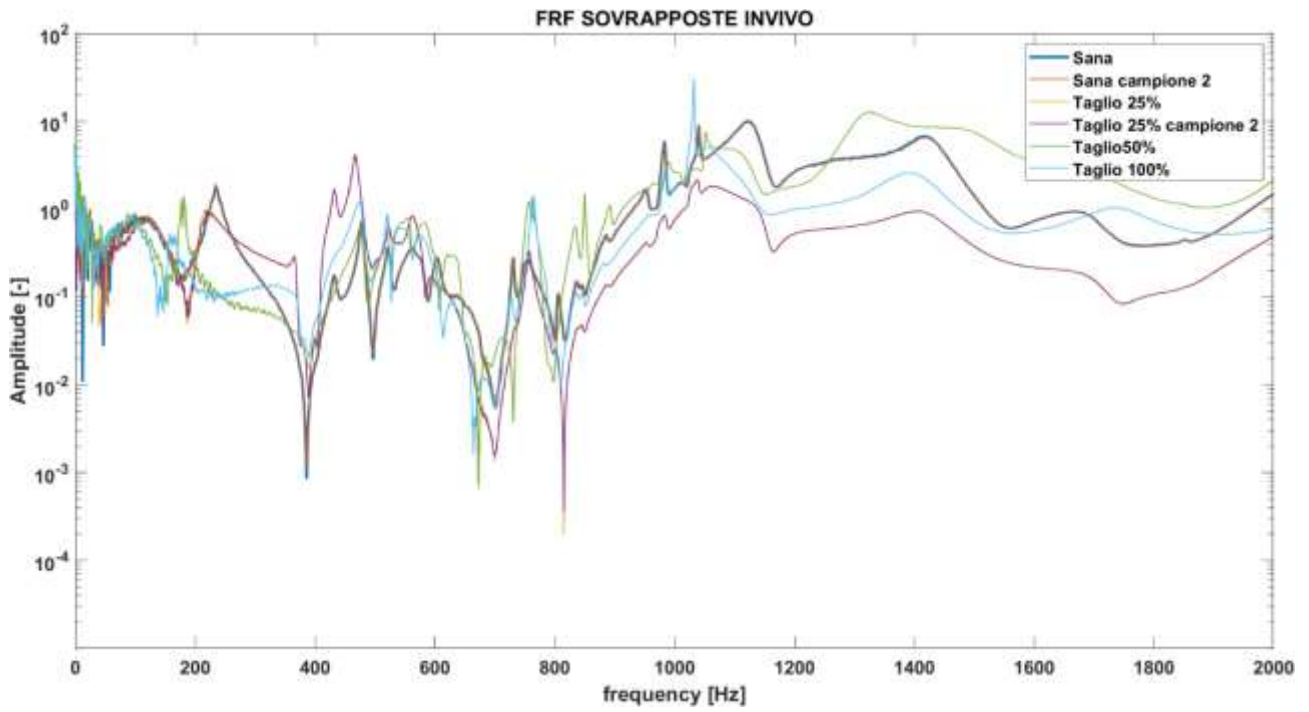


FIGURA 5- FRF IN-VIVO, AMPIEZZA

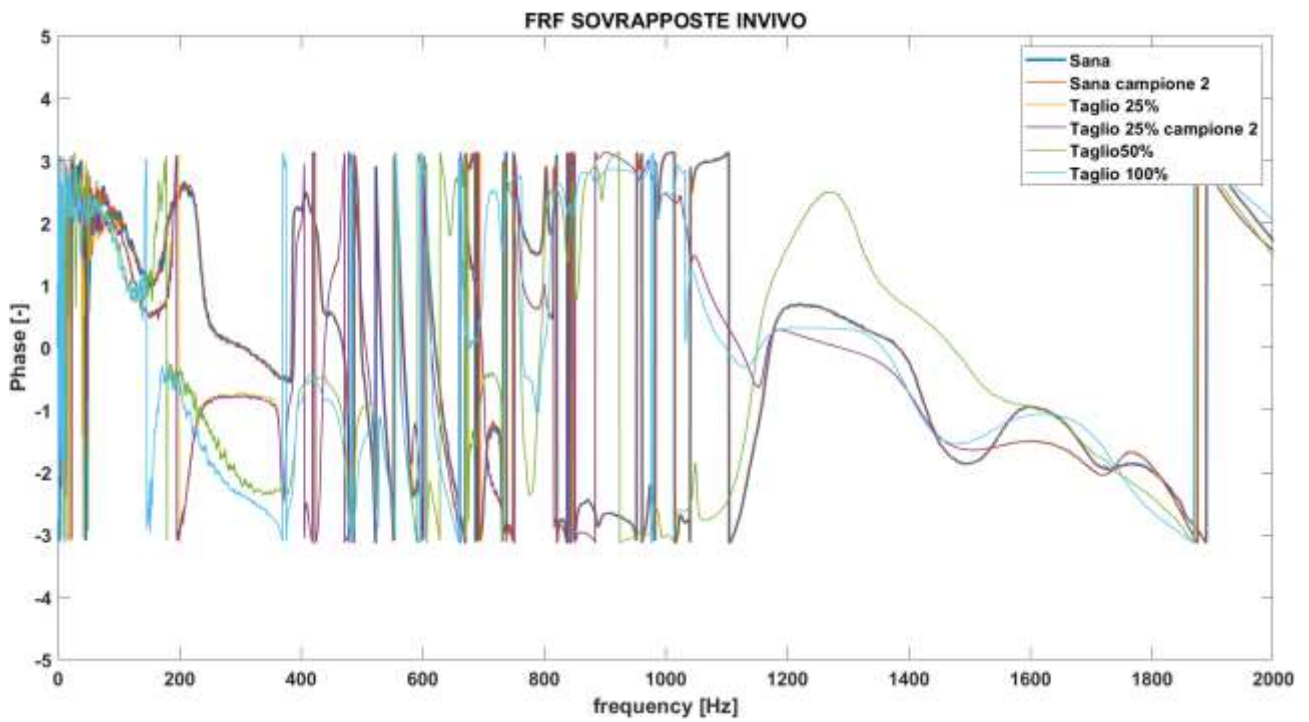


FIGURA 6- FRF IN-VIVO, FASE

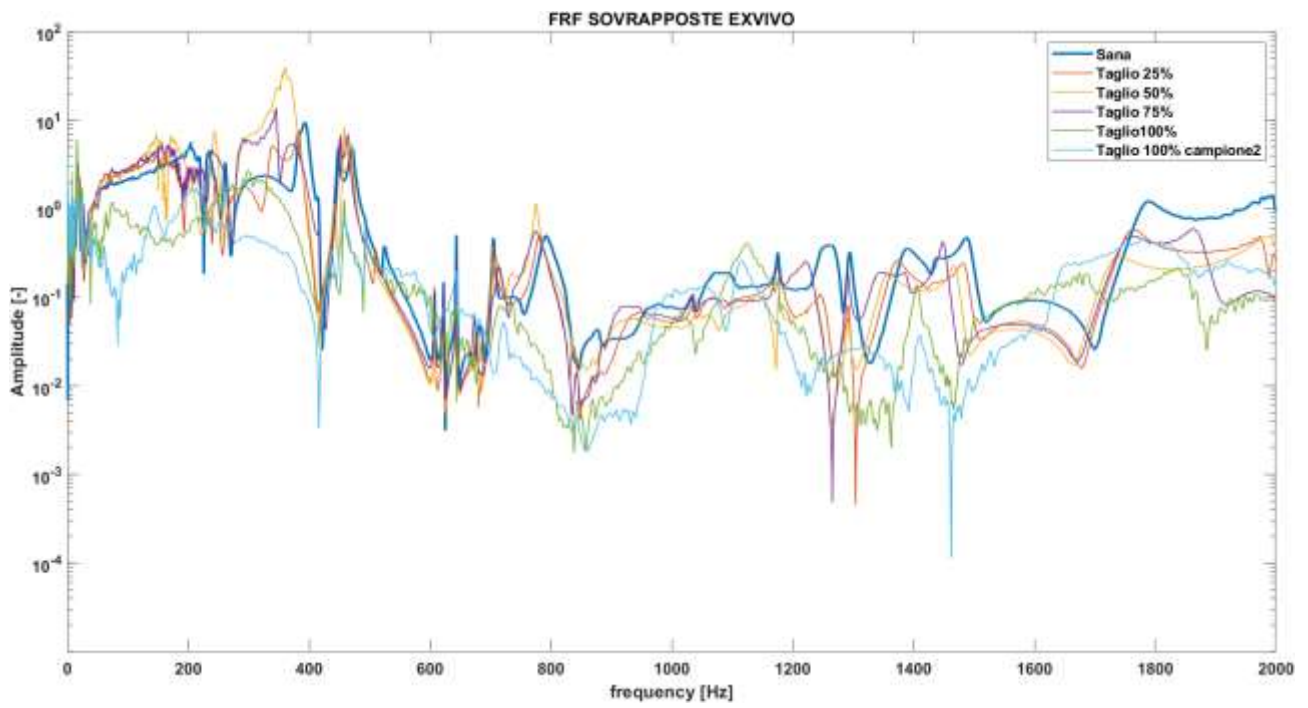


FIGURA 7- FRF EX-VIVO, AMPIEZZA

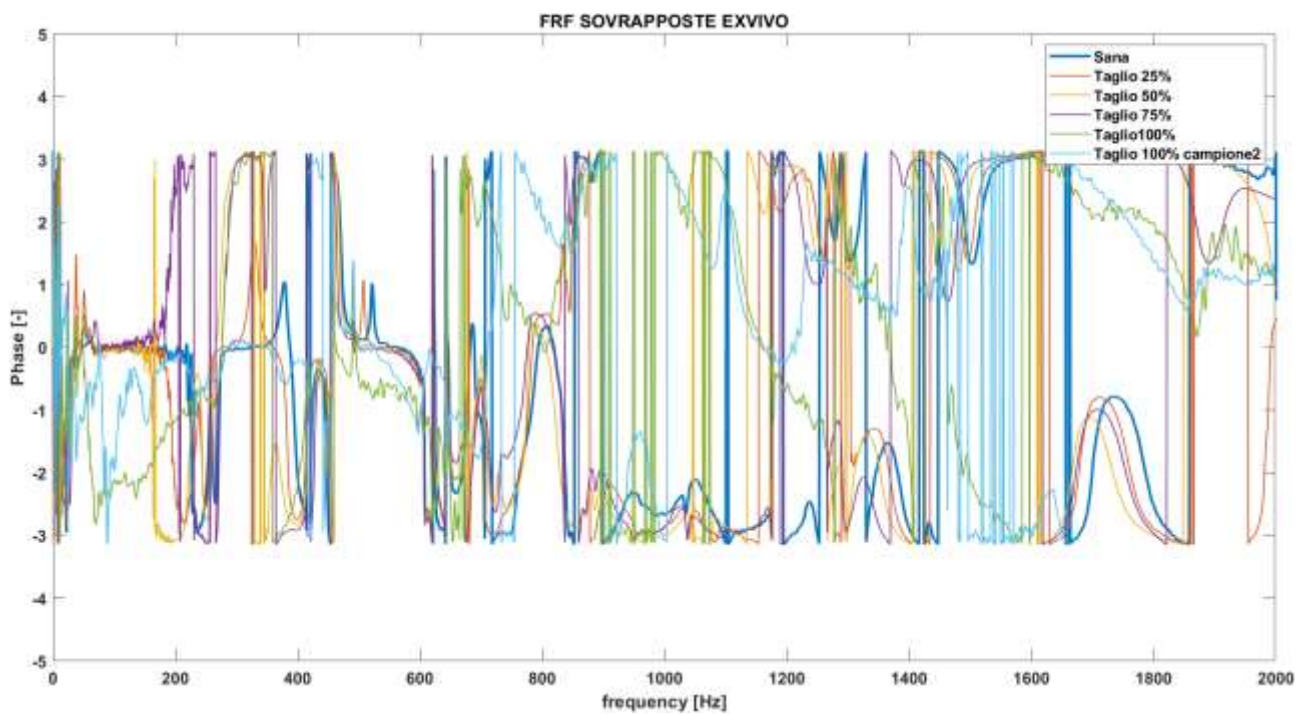


FIGURA 8- FRF EX-VIVO, FASE

Da una prima osservazione si può notare innanzitutto come le FRF in ampiezza relative alle acquisizioni in-vivo siano molto meno disturbate, soprattutto alle alte frequenze, presentando i vari andamenti più omogenei. Nelle acquisizioni in ex-vivo, invece, si nota come tutto l'andamento sia disturbato, caratterizzato da un segnale più complesso, soprattutto per quanto concerne le FRF della frattura totale.

L'obiettivo di questa analisi è quello di individuare delle frequenze di risonanza per poter osservare come esse, nel corso della guarigione si spostano e vedere se, in tale range di frequenze, vi è una differenza sostanziale per poter dare valore diagnostico ai dati acquisiti.

Analizzando quindi le FRF in ampiezza si notano dei particolari range nei quali i vari picchi di risonanza si posizionano, per i vari livelli di frattura, a frequenze sempre più basse ma molto vicine tra loro.

È proprio in tali range di frequenza che si andrà a concentrare l'analisi dei dati, con obiettivo quello di trovare la banda di frequenze dove sia maggiormente significativa la differenza tra i vari stati di frattura, al fine di poter distinguere con la tecnica proposta della trasmissione delle vibrazioni la presenza ed il grado della frattura.

ELABORAZIONE DATI

A questo punto dell'analisi dei dati si è proceduto con l'applicazione dei filtri, in modo da isolare le parti di segnale che si ritenevano più significative e poi, tramite l'uso di box plot, osservare se in quel range di frequenze selezionato erano significative le differenze tra i vari gradi di frattura.

La selezione del range di frequenze su cui poi andare a calcolare alcune features è stata fatta partendo dall'osservazione delle FRF in ampiezza sovrapposte, rispettivamente del setup in-vivo e di quello ex-vivo. Da tali FRF, infatti, sono state selezionate le bande di frequenza in cui sono evidenti gli andamenti dei picchi di risonanza precedentemente descritti.

Per ciascun setup sono state evidenziate più bande di frequenza di interesse, in parte sono state osservate anche le FRF in fase per trovare una corrispondenza con la banda selezionate. Una volta fatto ciò sono stati applicati dei filtri in frequenza, nel caso dell'analisi del segnale di output, per calcolare in quei range la RMS- Root Mean Square - per trovare in quale banda sia maggiormente osservabile la differenza tra i gradi di frattura. Nel caso dell'analisi della FRF, invece, le bande di frequenza sono state selezionate direttamente ed anche su tali porzioni è stata calcolata la RMS.

FILTRI

Per poter isolare le bande di frequenza opportune è stato necessario applicare un filtro passabanda, selezionando per i vari segmenti di interesse le frequenze a cui è stato applicato. Per fare questa operazione è stato scelto il filtro di Butterworth, uno dei filtri più diffusi, poiché è l'unica tipologia di filtro che non produce ripple, ovvero oscillazioni, né nella banda passante né in quella attenuante. Il filtro Butterworth è un tipo di filtro che offre una risposta in frequenza il più piatta possibile nella banda passante e una caduta progressiva delle frequenze al di fuori di essa. È un filtro IIR - Infinite Impulse Response-, il che significa che la sua risposta all'impulso non è di durata finita.

Tale filtro, a seconda di come viene progettato, può essere di tipo passabasso, passa-alto o passabanda. Nell'analisi delle FRF il filtro è stato progettato come passabanda, definendo ogni volta le frequenze di taglio. La frequenza di taglio specifica il punto in cui la risposta in frequenza del filtro inizia ad attenuare il segnale. Può essere specificata come una singola frequenza (filtro passa basso o passa alto) o come un intervallo di frequenza (filtro passa banda). Deve inoltre essere definito l'ordine del filtro, il quale determina il numero di poli e zeri del filtro e influisce sulla pendenza della risposta in frequenza. Maggiore è l'ordine, maggiore è la selettività del filtro, ma può anche comportare una maggiore complessità computazionale. Bisogna però tenere in conto che all'aumentare dell'ordine del filtro vi è il rischio di introdurre un ritardo di gruppo, ovvero il ritardo temporale che ciascuna componente del segnale subisce nell'attraversare il sistema, producendo un segnale distorto. Per questo motivo in fase di filtraggio si è scelto di filtrare applicando un filtro di 4° ordine bidirezionale, ottenendo così complessivamente un filtro di 8° ordine. L'applicazione di un filtro bidirezionale permette di ridurre al minimo il ritardo di gruppo. Una volta determinati ordine e banda passante bisogna calcolare i coefficienti del filtro utilizzando una funzione di progettazione del filtro, ad esempio la funzione "*butter*" disponibile in Matlab, che ne permette il calcolo avendo in ingresso l'ordine del filtro, la frequenza passante e il tipo di filtro, in questo caso un passabanda.

RMS

Viene poi calcolata, per i vari gradi di frattura, la RMS -Root Mean Square- che è il valore che noi andremo a confrontare per capire se è possibile discernere la frattura ed il suo stato.

La RMS è una misura statistica che calcola la media quadratica di un insieme di valori e viene utilizzata per determinare la grandezza media di una serie di numeri come ad esempio un segnale.

Dato un set di n valori x_i , con $i = 1 \dots n$, è definita come:

$$RMS = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + x_3^2 + \dots + x_n^2}{n}}$$

Viene calcolata sia per i dati raccolti prima di essere filtrati sia dopo l'applicazione dei vari filtri, al fine di selezionare il range in cui è stato applicato il filtro che meglio permette di identificare il grado di frattura. Il calcolo delle RMS e la successiva creazione di grafici a barre sono utilizzati, quindi, per valutare e confrontare l'ampiezza media dei segnali di output per i diversi gradi di osteotomia (sana, taglio 25%, taglio 50%, taglio 100%). Nel contesto di questa analisi, il calcolo delle RMS fornisce una misura quantitativa dell'ampiezza media dei segnali di output. L'RMS rappresenta una stima della deviazione standard del segnale e fornisce informazioni sull'energia contenuta nel segnale stesso.

La creazione di un grafico a barre con i valori delle RMS per le diverse condizioni permette di confrontare direttamente l'ampiezza media dei segnali di output tra le diverse situazioni, visualizzando in modo chiaro e confrontando le differenze di ampiezza tra le diverse condizioni, evidenziando eventuali variazioni significative, che sono proprio ciò che cerchiamo. Inoltre, l'aggiunta degli errori standard alle barre nel grafico a barre consente di valutare la variabilità dei dati e fornire una stima dell'incertezza associata ai valori delle RMS. Gli errori standard mostrano l'intervallo di confidenza all'interno del quale ci si aspetta che cada il valore vero delle RMS.

4. ANALISI DEI RISULTATI

In questo capitolo sono riportati tutti i risultati ottenuti dall'analisi dei dati relativi alla trasmissione delle vibrazioni. In particolare, l'indagine, come anticipato, è stata svolta su due diversi tipi di segnale: l'output e le FRF. Il primo è un segnale nel tempo ed è semplicemente il segnale che viene misurato a valle della frattura, mentre la FRF permette un'analisi in frequenza ed è, come più volte descritto, il rapporto tra il segnale di output e quello di input. Nel corso dell'indagine, infatti, ci si è accorti che il solo calcolo delle RMS sul segnale di output era insufficiente per distinguere in modo netto i vari gradi di frattura. Infatti, analizzando i risultati, è risultato evidente come non ci fosse una effettiva corrispondenza tra le FRF rappresentate ed i dati del solo output. La mancanza di tale corrispondenza è da ricercare nella struttura stessa del sistema preso in analisi. La vibrazione, infatti, osservando solamente l'output, viene trasmessa a valle della frattura anche per mezzo del fissatore esterno; perciò, l'aumento del grado di frattura influisce, ma in minor parte, la

trasmissibilità. Gli andamenti dei picchi delle FRF non corrispondono pienamente, quindi, ai dati ottenuti sull'analisi del solo output perché in quest'ultimo manca il contributo dell'input. Il segnale, infatti, non riuscendo a superare la frattura, si riflette a monte della stessa e viene prelevato come segnale di input. Quindi, anche se aumenta l'output perché una parte riesce comunque a viaggiare sul fissatore esterno, aumenta anche l'input, provocando, in caso di frattura, una evidente diminuzione del segnale.

ANALISI DELL'OUTPUT

I dati raccolti in-vivo ed ex-vivo stati processati in modo simile, ma sono stati applicati filtri passabanda diversi poiché le FRF prodotte evidenziavano un pattern di picchi di risonanza in range differenti.

Per quanto concerne i dati relativi all'acquisizione in-vivo, è stato necessario fin da subito riportare i dati con un primo filtraggio, poiché attraverso i dati grezzi era impossibile notare differenze nei vari gradi della frattura. Il calcolo della RMS sui dati grezzi verrà comunque riportato per completezza, anche per mettere in luce la necessità delle operazioni di filtraggio.

A causa della diversità di ampiezza del segnale nei vari range selezionati di frequenza non è stato possibile unificare i grafici, visualizzandoli sulla stessa scala dell'asse Y, consentendo di confrontarli direttamente. Sarà quindi necessario, per ogni box plot, calcolare e verificare separatamente quanto vale la differenza tra le varie RMS al fine di valutare in quale range sia meglio distinguibile tale diversità.

Come già detto precedentemente, la scelta dei vari range di frequenza in cui è stato applicato il filtraggio è stata effettuata tramite l'osservazione delle FRF, in particolare laddove erano presenti dei particolari pattern in cui si distinguevano bene i picchi di risonanza relativi ad ogni FRF dei vari gradi di frattura. Per questo motivo verranno riportati, oltre ai box plot, anche le FRF in cui sono messe in evidenza le bande su cui è stato applicato ciascun filtro, per mostrar il perché sono state selezionate tali bande rispetto ad altre, nonostante non ci sia nell'analisi del segnale di output, una corrispondenza tra la FRF ed il risultato ottenuto con il calcolo della RMS.

ANALISI DELL'OUTPUT IN-VIVO

Partendo dall'analisi delle RMS sui segnali raccolti in in-vivo possiamo notare, come precedentemente detto, che non sono evidenti, senza l'applicazione dei filtri, particolari differenze tra i vari gradi di frattura (Figura 9). Ciò è dovuto al fatto che, considerando tutto il range di frequenze a disposizione, l'ampiezza media relativa è confrontabile per ciascun livello di frattura. Per poter osservare un qualche risultato è quindi necessario applicare dei filtri,

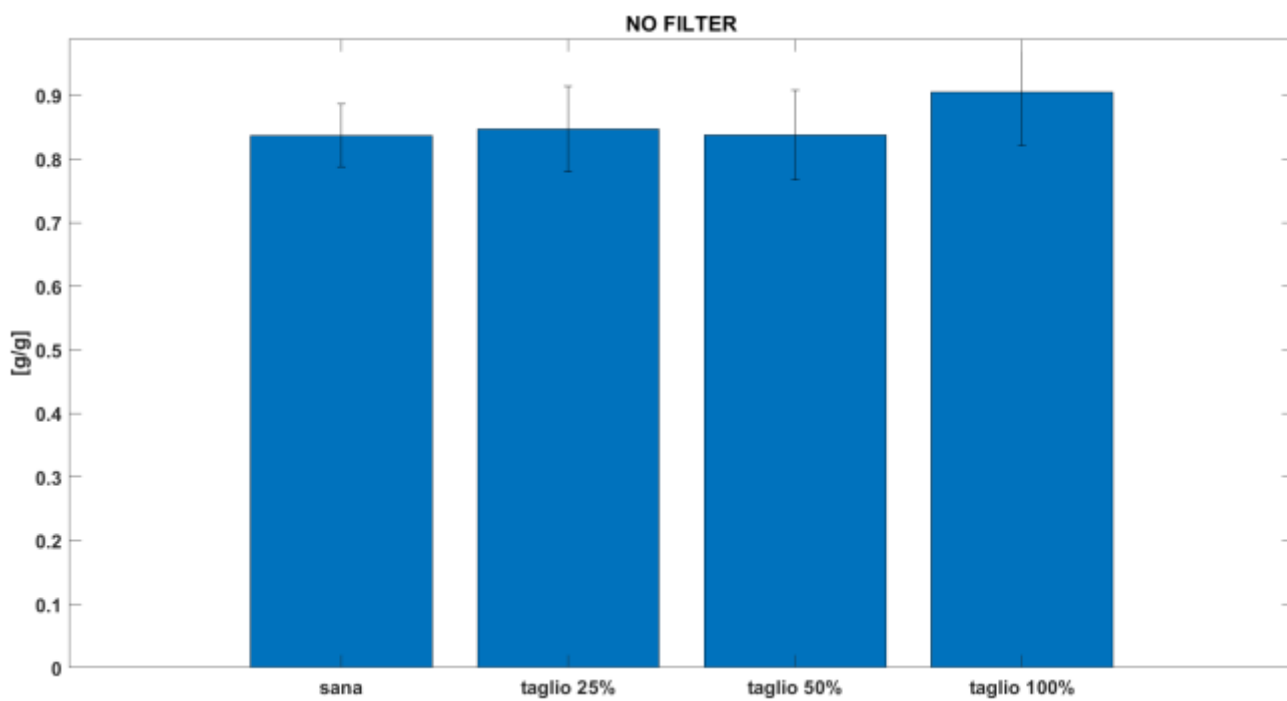


FIGURA 9- RMS OUTPUT IN-VIVO

Le bande scelte in cui applicare il filtro sono

- 160-300 Hz
- 190-360 Hz
- 800-1200 Hz
- 2050-2250 Hz
- 6900-7700 Hz

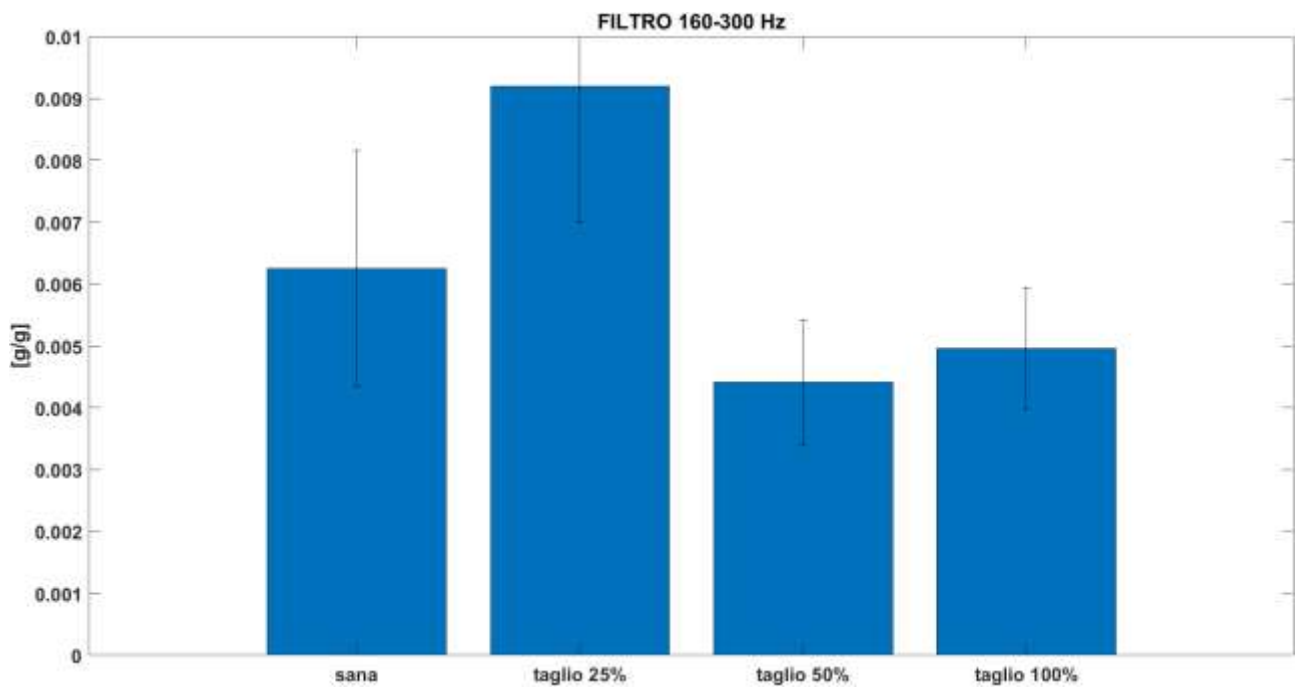


FIGURA 10- RMS OUTPUT IN-VIVO, 160-300 Hz

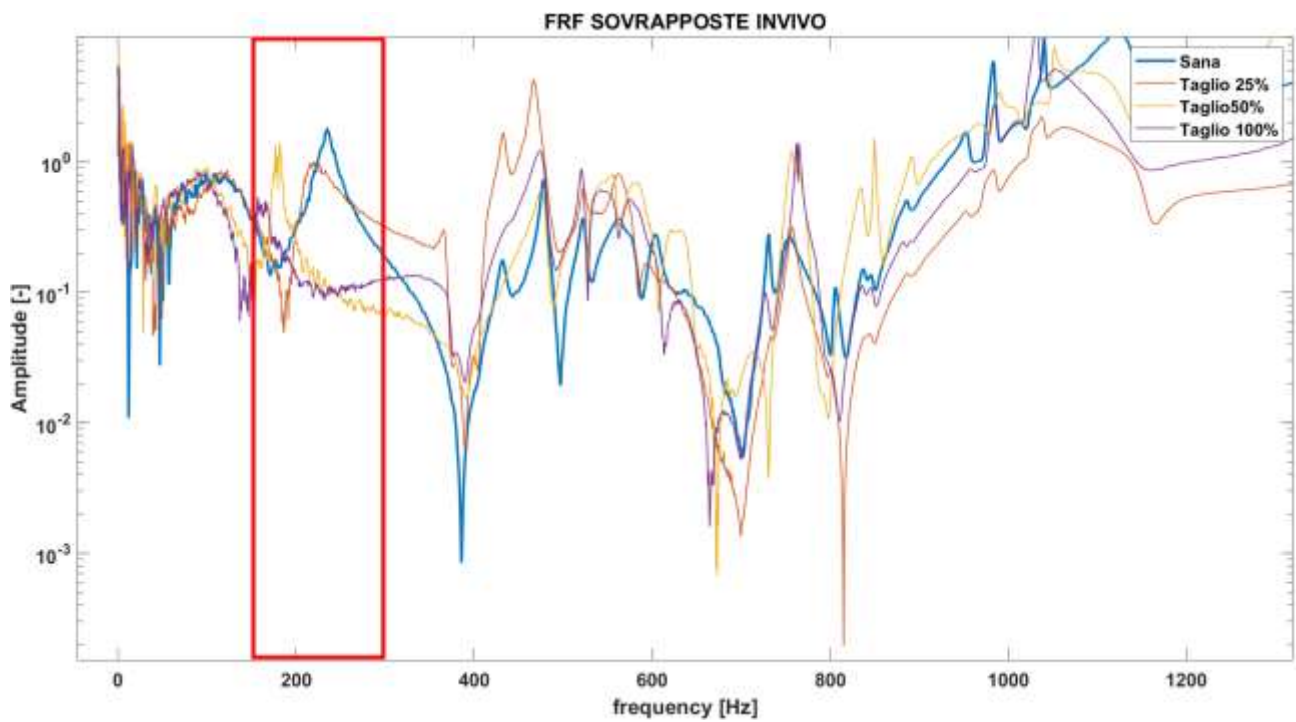


FIGURA 11- DETTAGLIO FRF IN-VIVO, 160-300 Hz

La prima banda selezionata, tra 160-300 Hz (Figura 11), è stata scelta perché in tale range è possibile evidenziare un picco, presente a 233 Hz per entrambe le acquisizioni relative ad una tibia sana e poi, ad una frequenza leggermente più bassa, 220Hz, sono invece presenti i picchi relativi ad entrambi i casi della frattura al 25%. Tuttavia, con queste frequenze di taglio, si perdono i picchi relativi alle fratture al 50% ed al 100%. Ad ogni modo dal box plot (Figura 10) si osserva come, tra la tibia sana e le fratture al 50% ed al 100% ci sia una differenza rispettivamente del 33% e del 17% circa. Poiché però la RMS al 25% presenta dei valori molto maggiori rispetto alla tibia sana, presentando una differenza del 33% circa è preferibile trovare un altro range di frequenza in cui tale fenomeno non avvenga o che sia, perlomeno, contenuto.

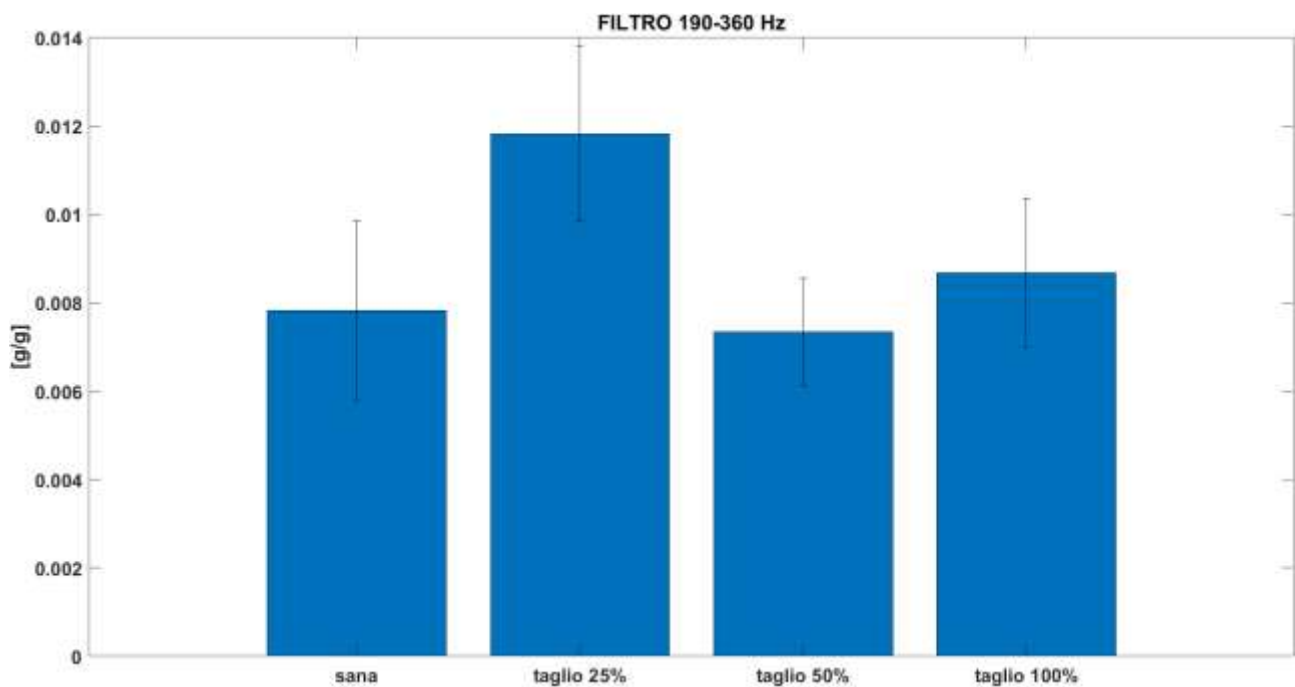


FIGURA 12- RMS OUTPUT IN-VIVO, 190-360 Hz

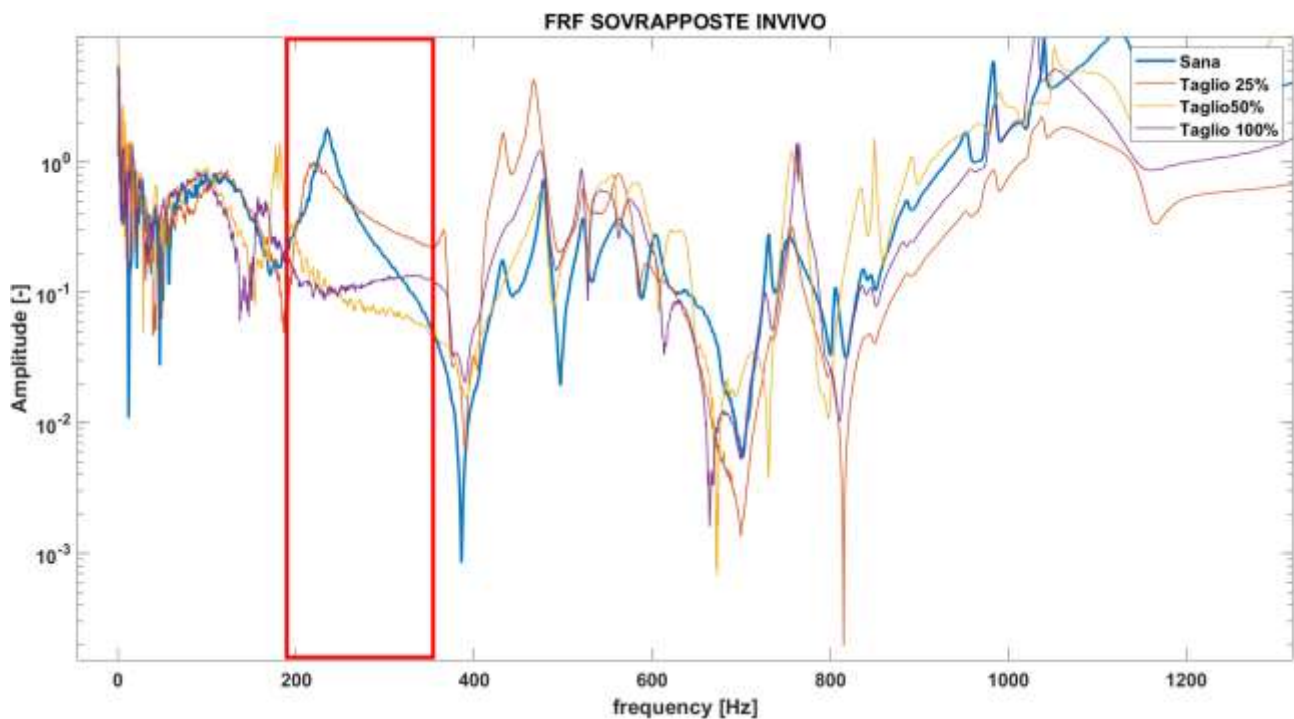


FIGURA 13- DETTAGLIO FRF IN-VIVO, 190-360 Hz

Prendendo in considerazione l'intervallo 190-360 Hz (Figura 13) la differenza tra tibia sana e fratturata al 25% è del 27%. Inoltre, la differenza tra la tibia sana e la tibia con la frattura al 50% e al 100% scende rispettivamente al -13% e al +11%. Rispetto al range di frequenze precedente, quindi, questo risulta peggiore per le nostre analisi, come si può ben notare in Figura 12.

Questo intervallo, perciò, è assolutamente da escludere poiché non permette una distinzione accurata tra i vari livelli di frattura dell'osso e anzi, presenta proprio dei valori che non sono concordi all'obiettivo.

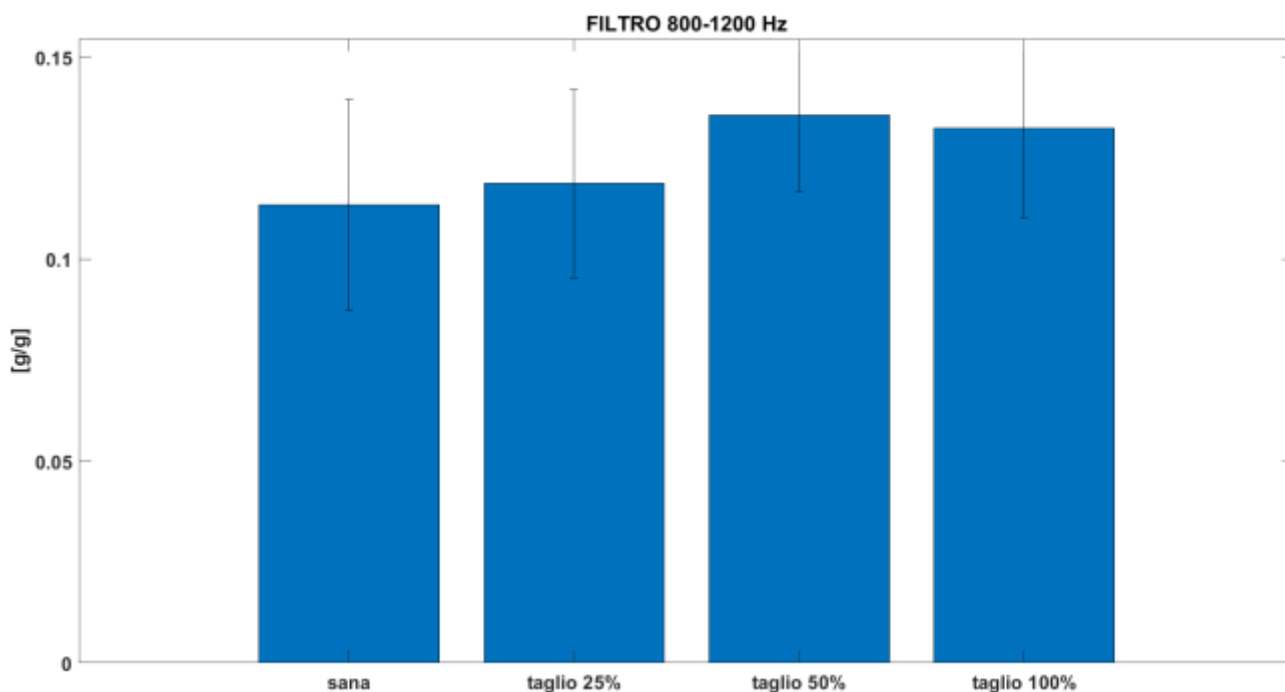


FIGURA 14- RMS OUTPUT IN-VIVO, 800-1200 Hz

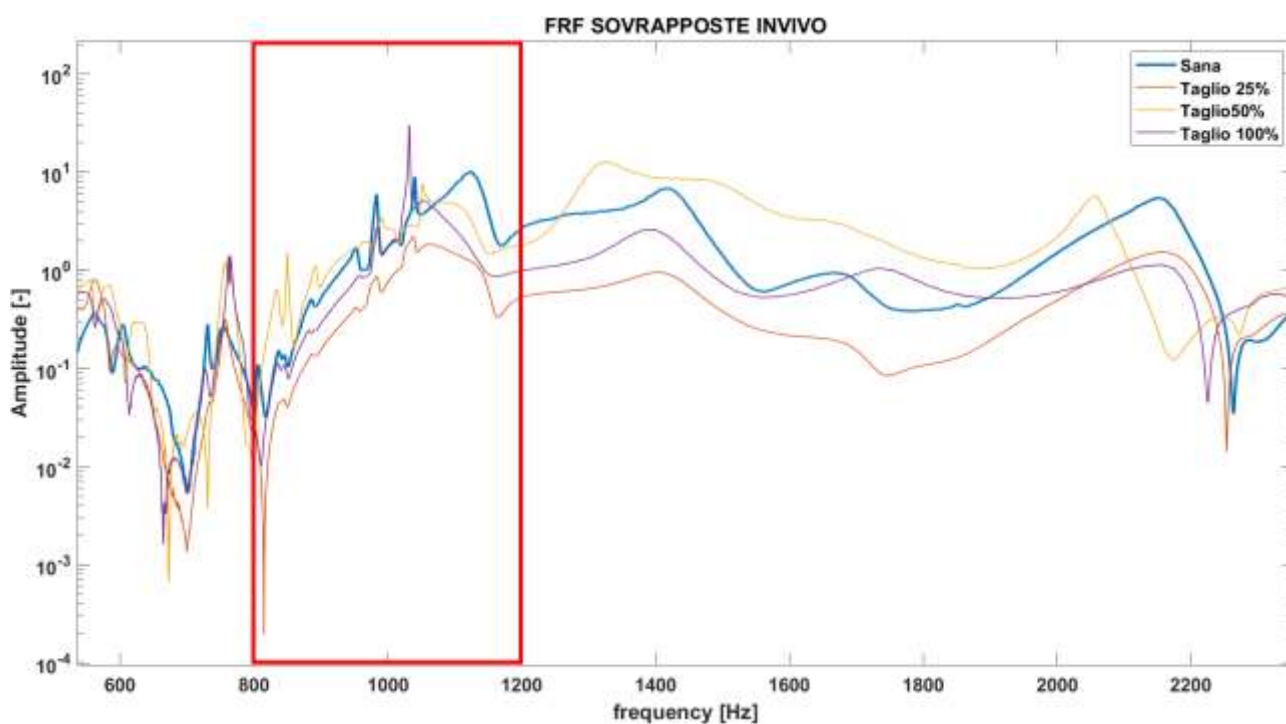


FIGURA 15- DETTAGLIO FRF IN-VIVO, 800-1200 Hz

Con la selezione del range tra 800 e 1200 Hz (Figura 15) si osserva la differenza tra i vari livelli è nuovamente molto bassa e, anche in questo caso, le RMS (Figura 14) della frattura al 50% e al 100% superano quella della tibia sana, rispettivamente del 17% e del 14%.

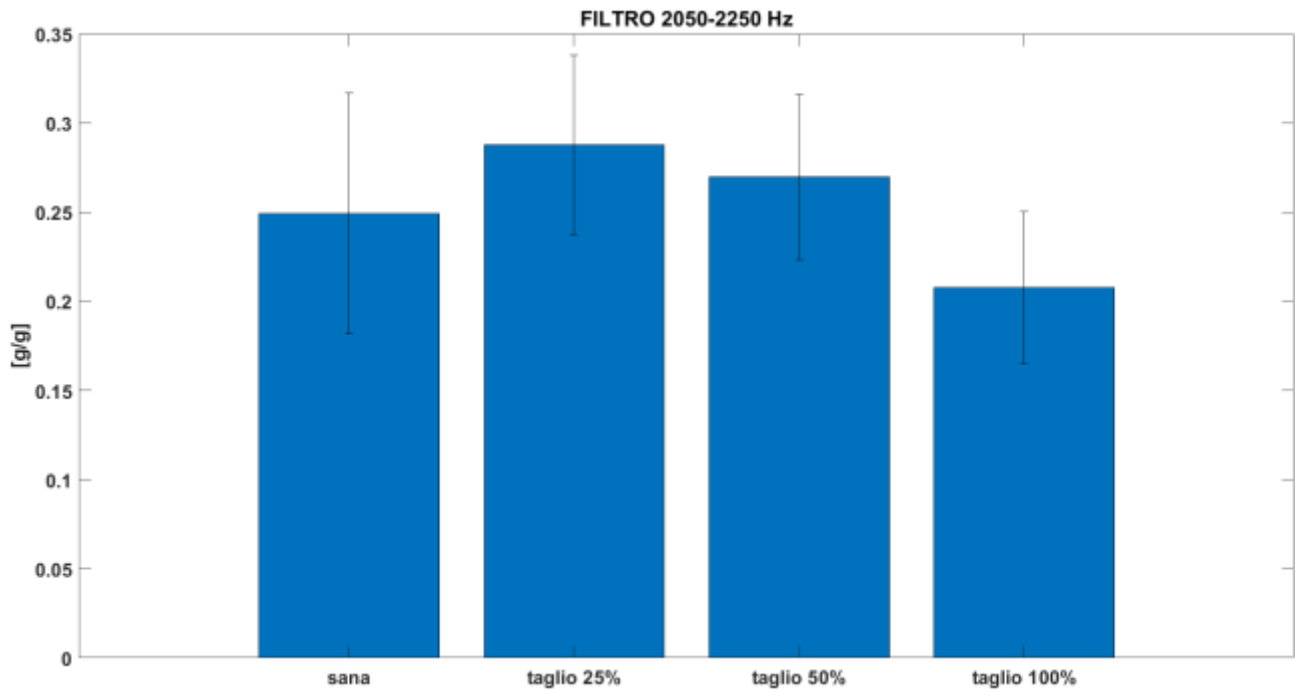


FIGURA 16- RMS OUTPUT IN-VIVO, 2050-2250 Hz

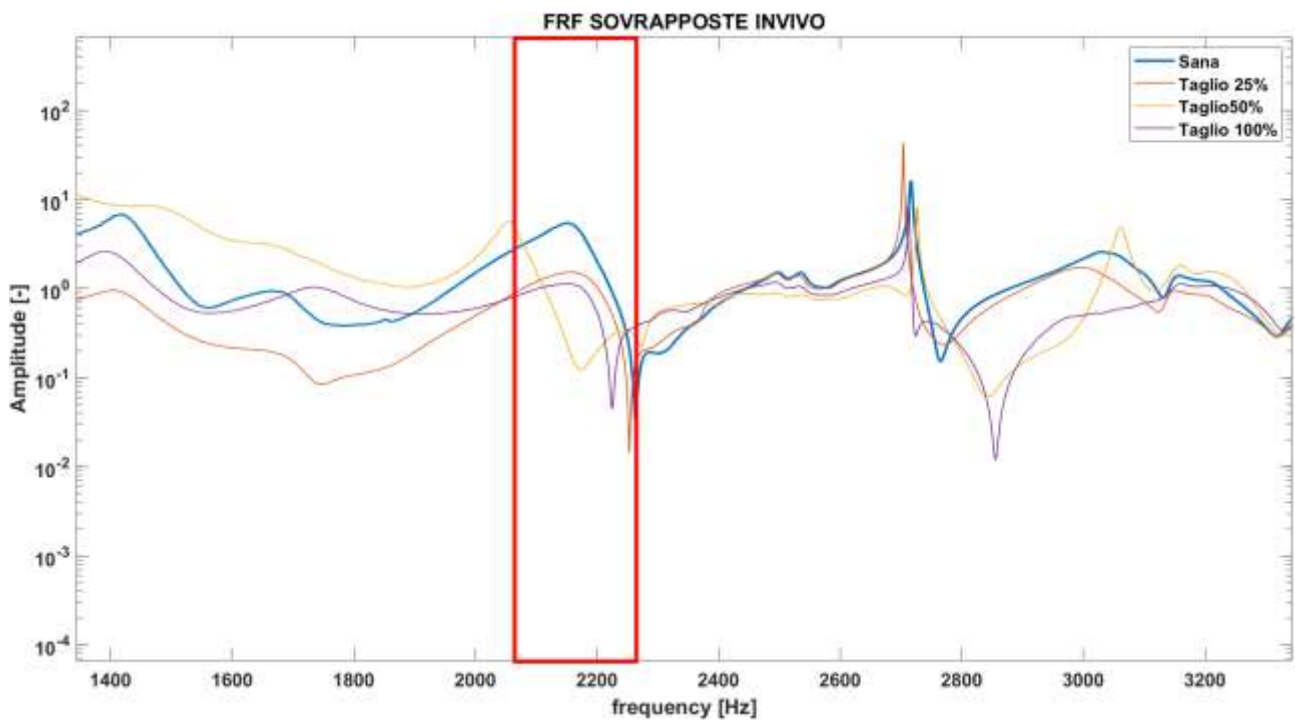


FIGURA 17- DETTAGLIO FRF IN-VIVO, 2050-2250 Hz

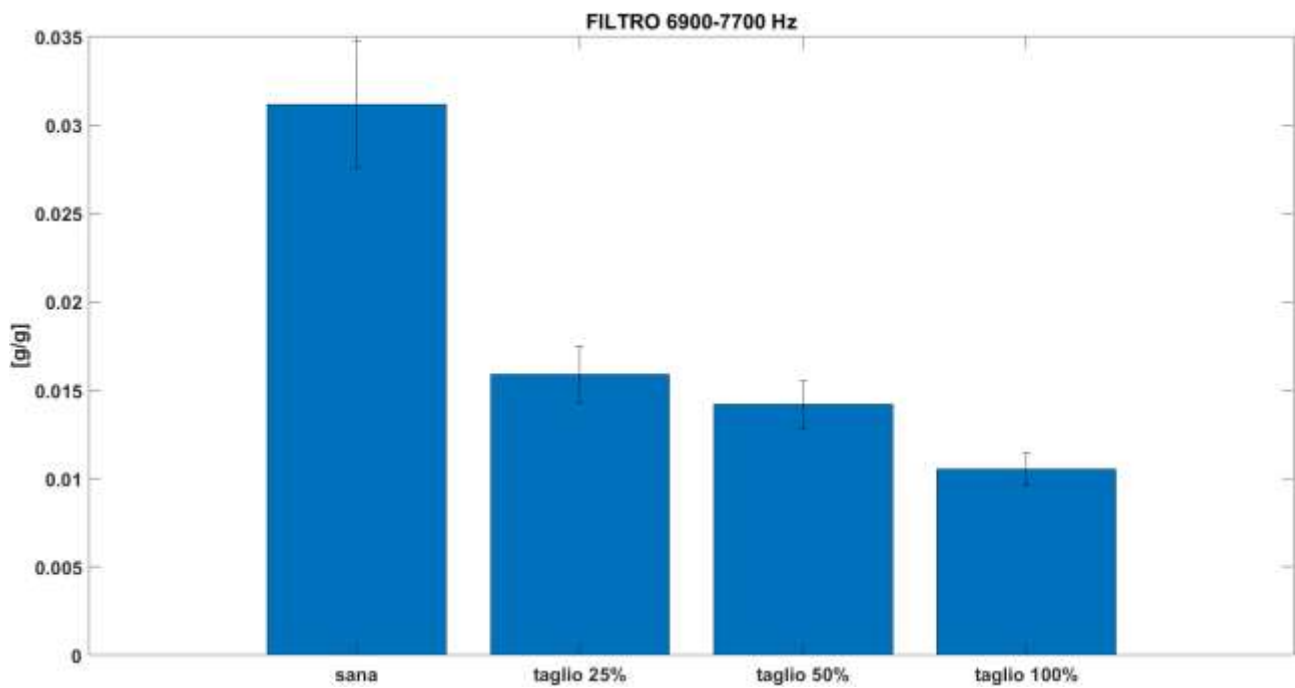


FIGURA 18- RMS OUTPUT IN-VIVO, 6900-7700 Hz

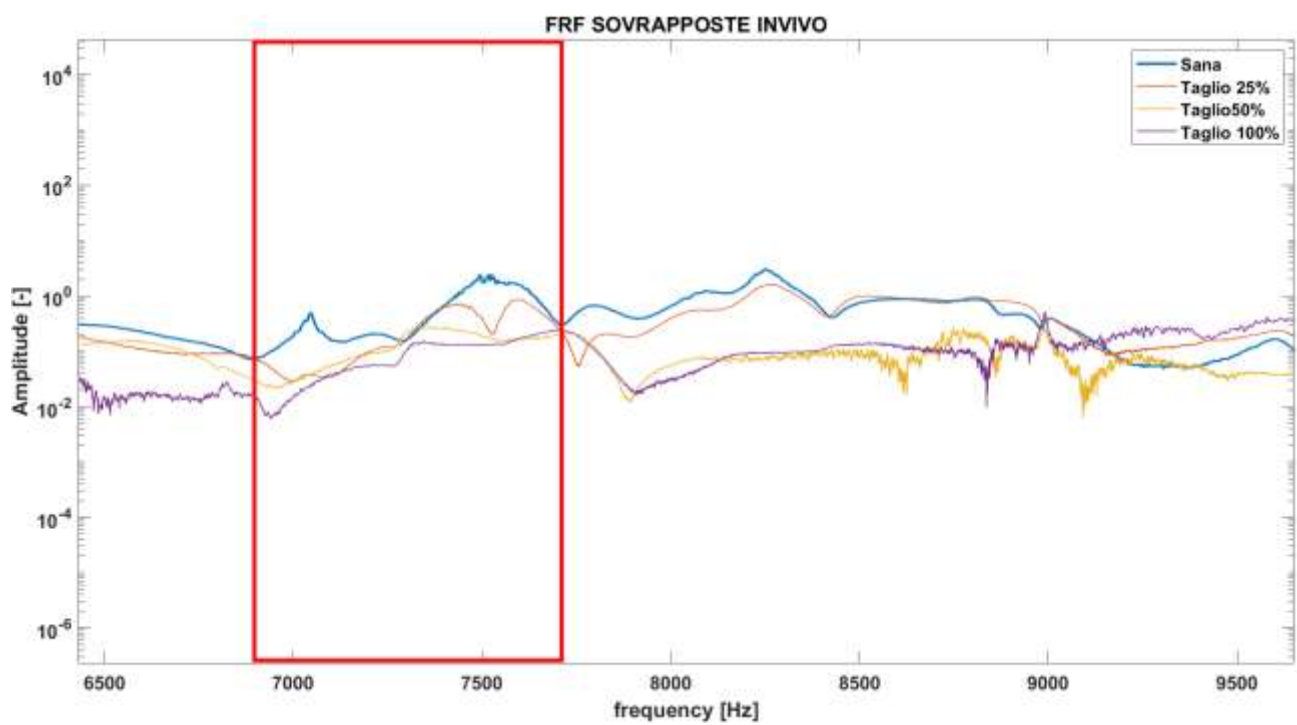


FIGURA 19- DETTAGLIO FRF IN-VIVO, 6900-7700 Hz

Per quanto concerne il range di frequenza tra 2050-2250 Hz (Figura 17), a parte il taglio al 100% che risulta inferiore alla RMS della tibia sana del 16%, la tibia con frattura al 25% e al 50% supera, anche se di poco, il valore della RMS della tibia sana (Figura 16). Questo range risulta quindi poco valido ai fini della nostra analisi.

Il range di frequenza tra 6900-7700 Hz (Figura 19), invece, risulta particolarmente valido. Infatti, tutti i valori di RMS (Figura 18) dei vari gradi di frattura risultano inferiori a quello della tibia sana, il livello di differenza, inoltre, è particolarmente significativo. Infatti, all'aumentare della frattura aumenta anche la differenza, rispettivamente si ha una differenza di 48%, 55%, 65% dei vari tagli rispetto alla tibia sana.

FILTRO	Taglio 25%	Taglio 50%	Taglio 100%
NO-FILTER	2%	0%	7%
160-300 Hz	33%	-33%	-17%
190-360 Hz	27%	-13%	11%
800-1200 Hz	4%	17%	14%
2050-2250 Hz	14%	7%	-16%
6900-7700 Hz	-48%	-55%	-65%

TABELLA 1 – RMS OUTPUT IN-VIVO

Sono quindi riportati (Tabella 1), per i vari filtri, i risultati ottenuti dal calcolo delle RMS sul segnale di output del campione in-vivo, al fine di permettere un più semplice e rapido confronto.

ANALISI DELL'OUTPUT EX-VIVO

Per quanto concerne l'analisi delle RMS relative agli output delle acquisizioni ex-vivo, invece, non è stato necessario applicare alcun filtro poiché erano già piuttosto distinguibili i vari livelli di frattura (Figura 20), la presenza dei vari filtri è stata quindi necessaria solo per evidenziare maggiormente tale differenza tra i livelli. In generale nelle acquisizioni in ex-vivo sono maggiormente evidenti dei picchi, per cui la scelta delle frequenze di taglio da inserire nella progettazione del filtro è stata più semplice.

Anche in questo caso, per gli stessi motivi, non è stato possibile porre i vari box plot tra gli stessi valori sull'asse Y, poiché così facendo, a causa delle differenze in ampiezza piuttosto importanti tra un range di frequenza ed un altro, alcuni box plot risultavano schiacciati e quindi non osservabili correttamente. Per questo motivo ogni box plot è stato analizzato separatamente riportando i livelli in percentuale per permettere il confronto.

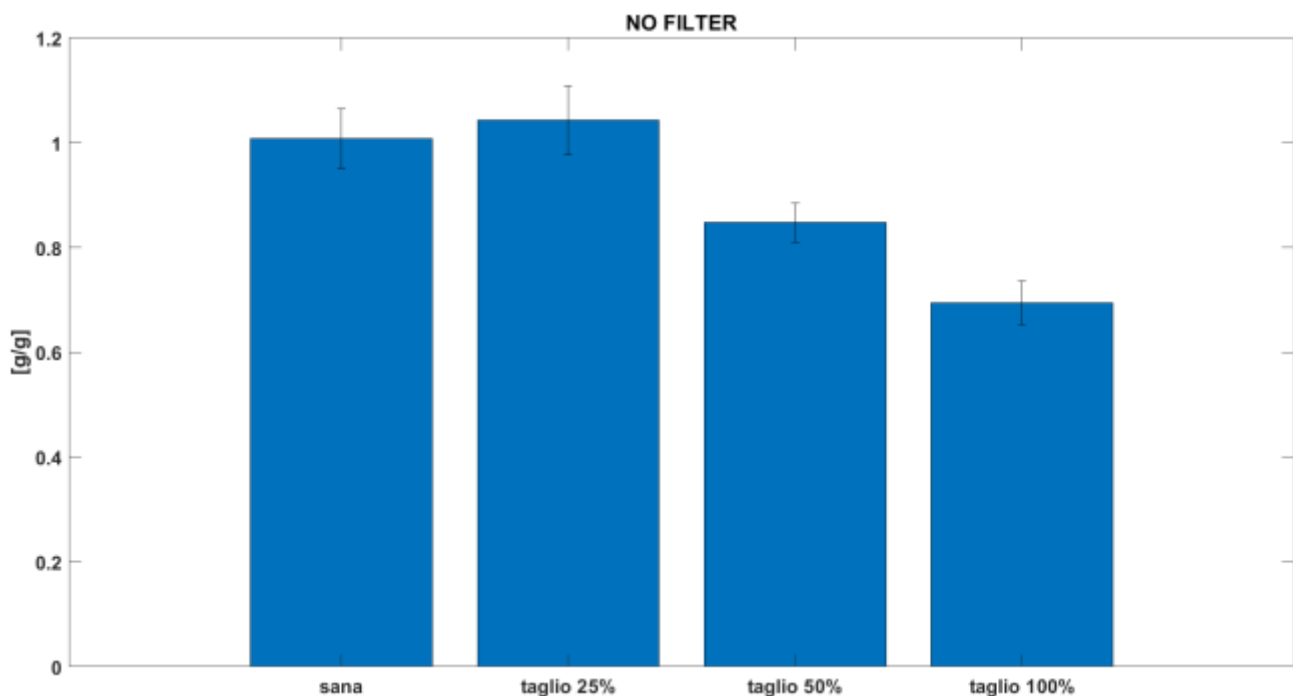


FIGURA 20- RMS OUTPUT EX-VIVO

Anche in questo caso (Figura 20) la RMS del taglio al 25% supera quella relativa alla tibia sana, ma la differenza è molto bassa, del 3%, che non risulta essere un dato fastidioso. Anche senza filtri è possibile osservare come la differenza tra la tibia sana e la tibia con taglio al 50% e al 100% sia

rispettivamente del 16% e del 30%. Tra le acquisizioni in ex-vivo vi erano anche dei dati relativi alla frattura al 75%, tuttavia, poiché tali dati non erano presenti nelle acquisizioni in-vivo, non sono stati inseriti nel box-plot, poiché era impossibile il confronto con l'altro setup.

Nel setup in ex-vivo sono state scelte le seguenti frequenze

- 160- 300 Hz
- 430- 600 Hz
- 700- 850 Hz
- 1300- 1530 Hz

Il primo range di frequenza (Figura 22) è stato scelto semplicemente per poter fare un confronto con le acquisizioni in-vivo, poiché in quel caso l'applicazione di tale filtro è stata necessaria per poter osservare dei risultati.

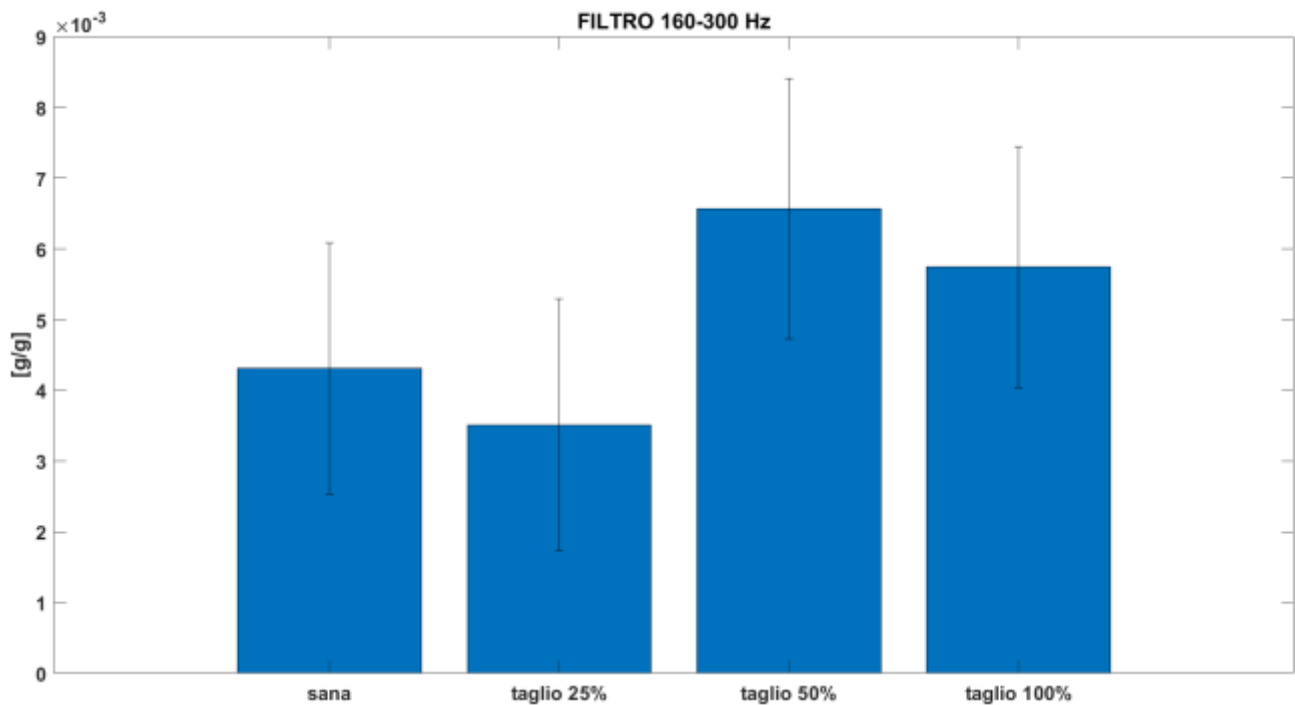


FIGURA 21- RMS OUTPUT EX-VIVO, 160-300 Hz

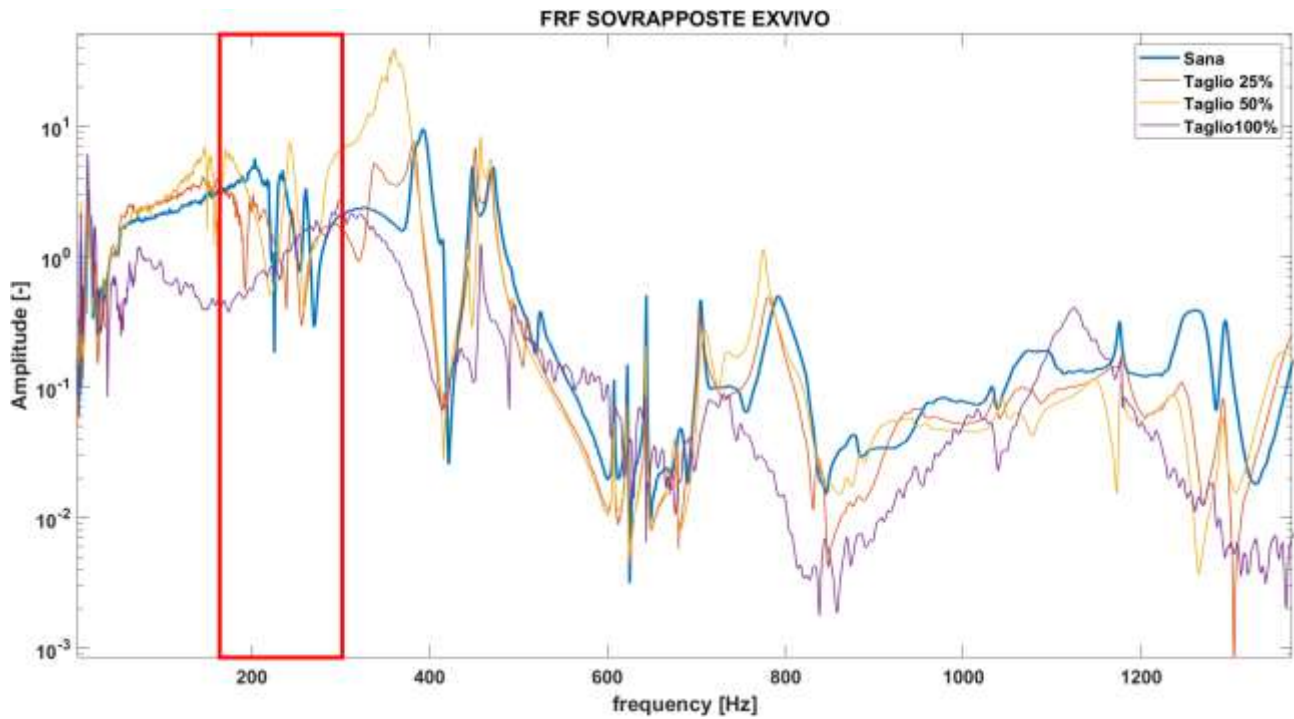


FIGURA 22- DETTAGLIO FRF EX-VIVO, 160-300 Hz

Si osserva perfettamente come, tale filtro, peggiori significativamente i risultati (Figura 21), presentando una RMS dei tagli al 50% e al 100% superiore a quella della tibia sana del 35% e del 25%.

Il range successivo selezionato è tra 430-600 Hz (Figura 24), poiché in essa si nota un andamento particolarmente interessante.

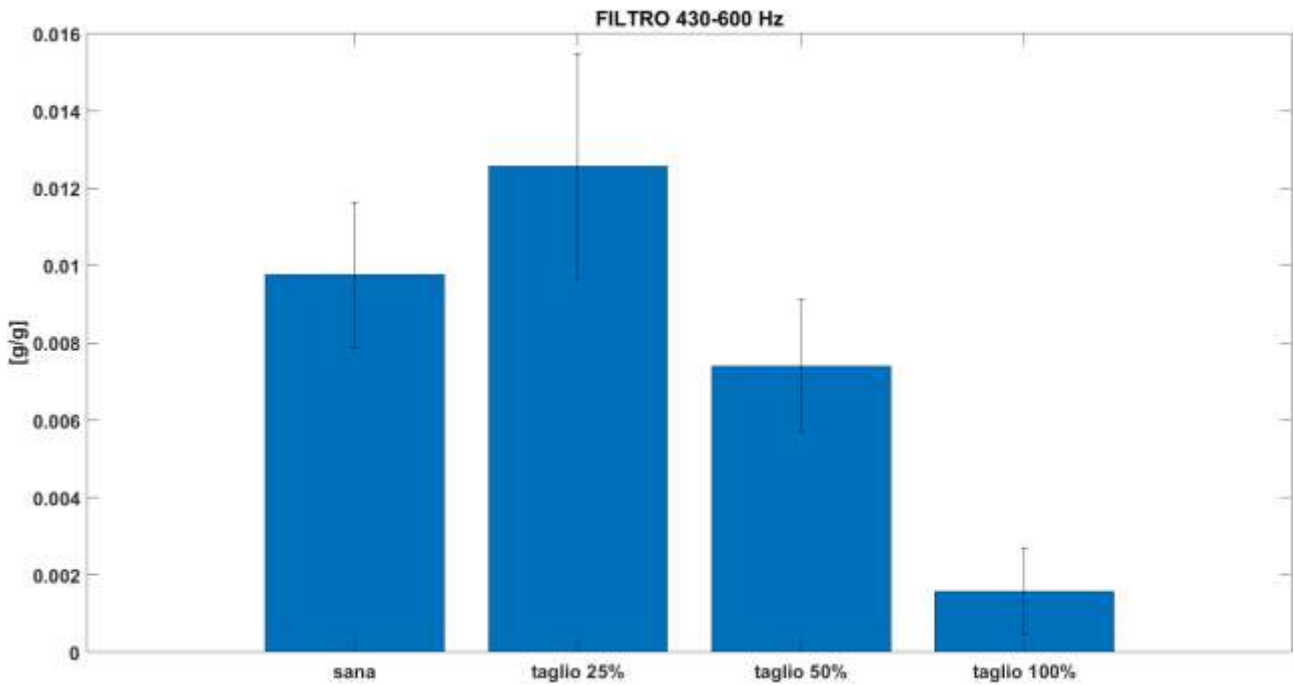


FIGURA 23- RMS OUTPUT EX-VIVO, 430-600 Hz

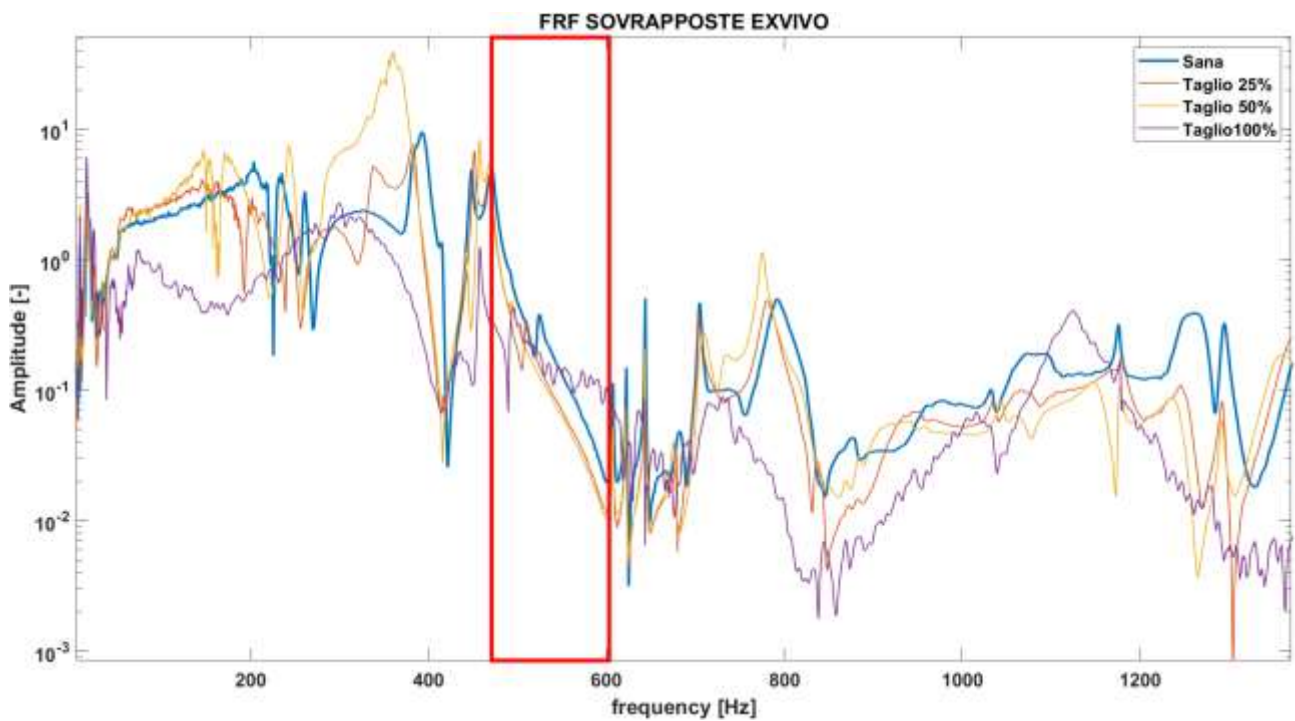


FIGURA 24- DETTAGLIO FRF EX-VIVO, 430-600 Hz

Con questa banda la differenza delle RMS (Figura 23) tra la tibia sana e quella al 50% e al 100% passa rispettivamente al 29% e all'84%. Tuttavia, la differenza tra le RMS della tibia sana e di quella fratturata al 25% risulta essere troppo elevata per reputarlo un buon range.

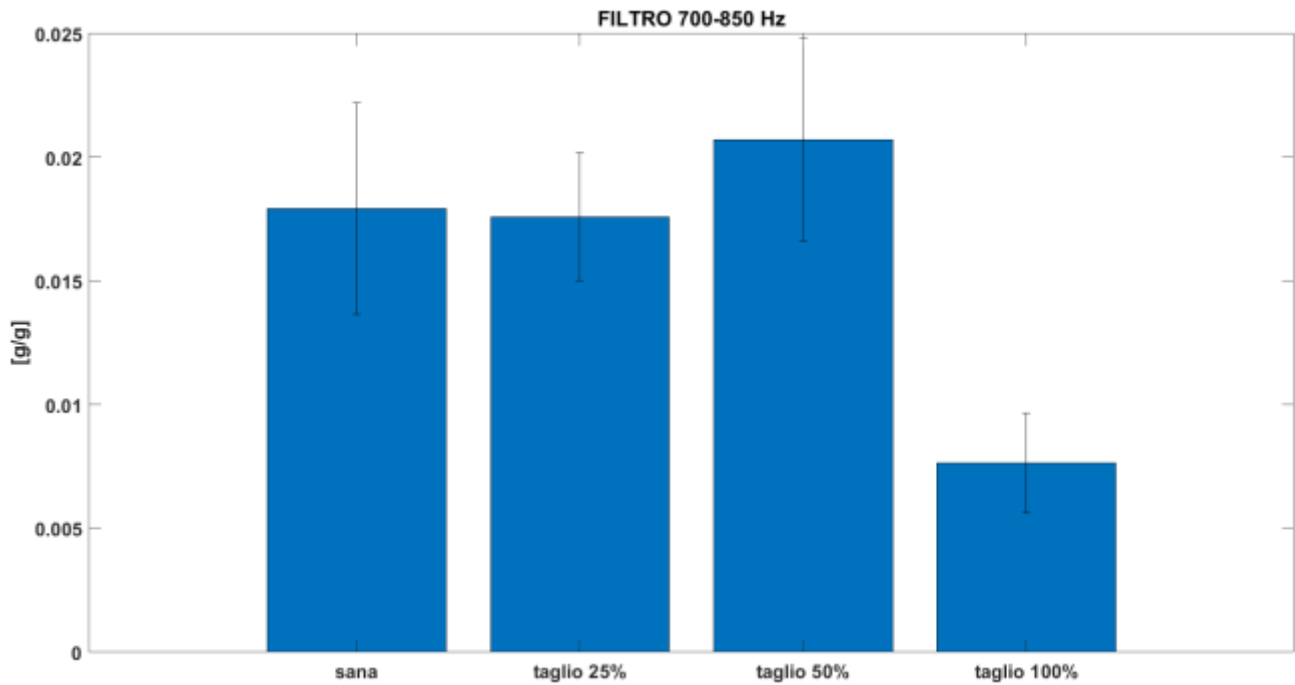


FIGURA 26- RMS OUTPUT EX-VIVO, 700-850 Hz

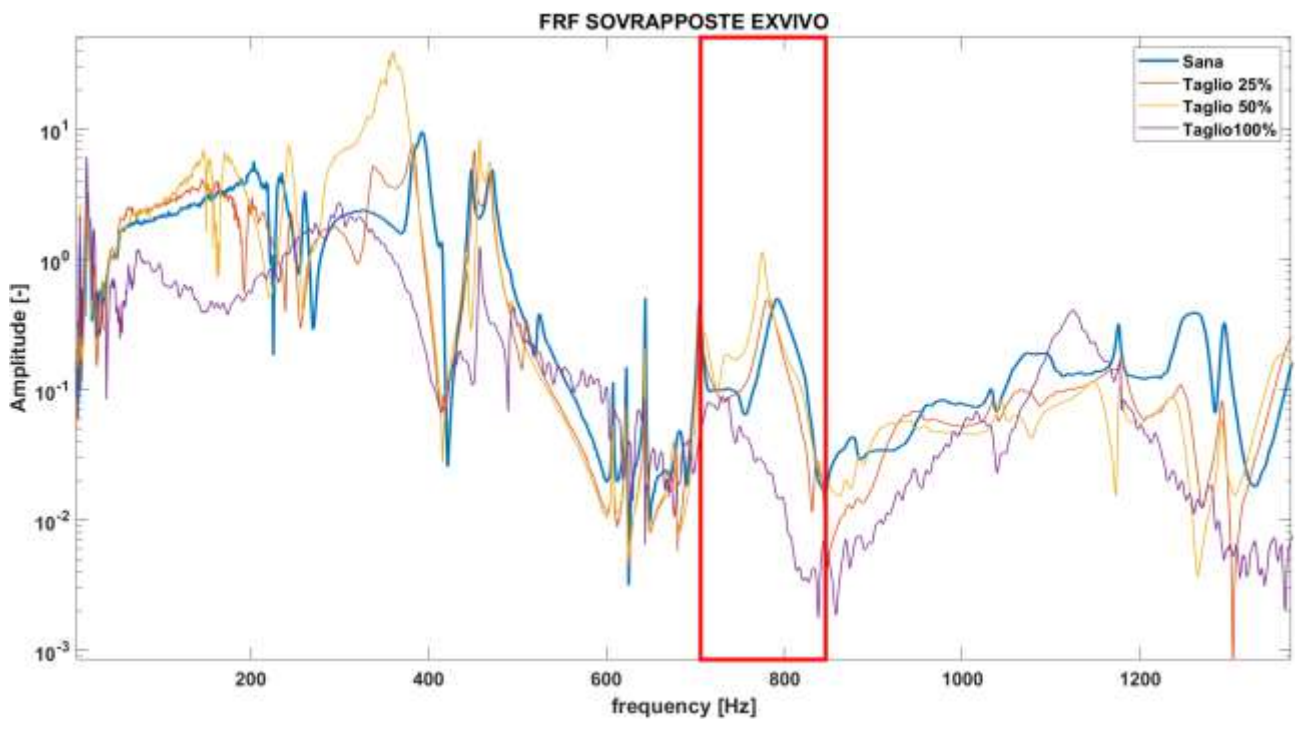


FIGURA 25- DETTAGLIO FRF EX-VIVO, 700-850 Hz

Un altro range di frequenza di particolare interesse è stato individuato tra 700 e 850 Hz (Figura 25), si può infatti osservare un andamento dei picchi di risonanza che rispecchia le caratteristiche richieste. Tuttavia, presenta il picco di maggiore ampiezza relativo alla frattura al 50% e questo, infatti, va ad influire negativamente sul calcolo delle RMS (Figura 26), portando quella del taglio al 50% ad un valore del 14% superiore a quello della tibia sana. Per quanto concerne il taglio al 25% esso è indistinguibile rispetto alla RMS della tibia sana. Il valore di RMS che rientra nel nostro obiettivo è quello relativo alla frattura al 100%, inferiore del 56% alla RMS della tibia sana.

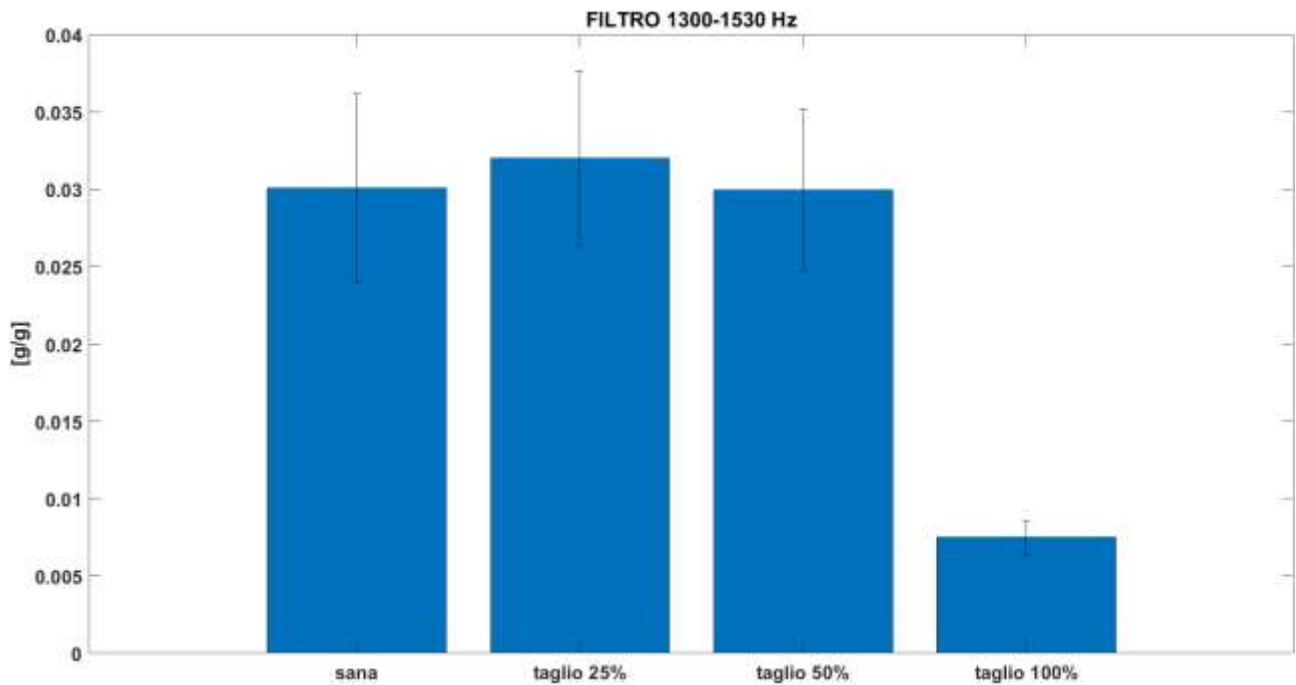


FIGURA 27- RMS OUTPUT EX-VIVO, 1300-1530 Hz

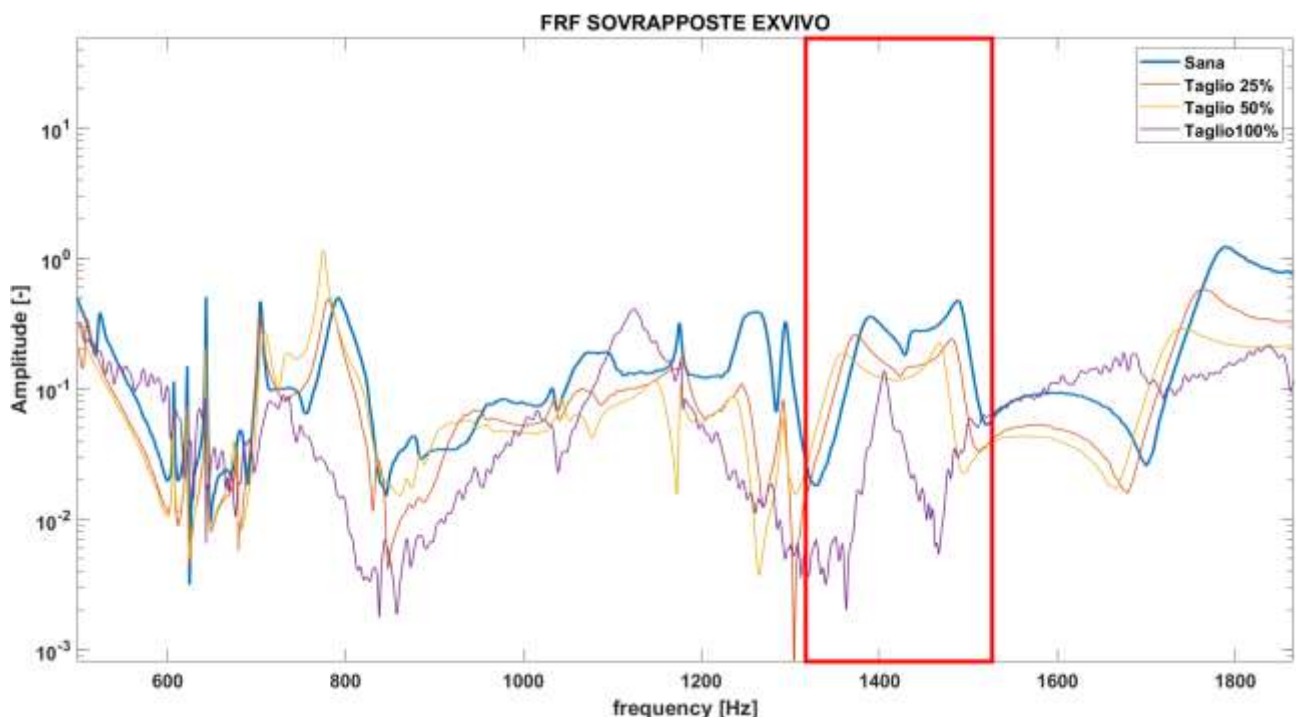


FIGURA 28- DETTAGLIO FRF EX-VIVO, 1300-1530 Hz

L'ultimo range di frequenze preso in analisi per il setup in ex-vivo è quello tra 1300 e 1530 Hz (Figura 28), in cui è presente ben vistoso il fenomeno di anti-risonanza.

In questa ultima configurazione si può osservare (Figura 27) come non ci siano particolari differenze tra la tibia sana e la frattura al 25% o al 50%, la differenza di RMS è infatti rispettivamente del 6% e dello 0%. Purtroppo, quindi, anche se è ben osservabile la differenza con la frattura al 100%, che differisce con la RMS della tibia sana del 63%, non è possibile utilizzare questo range di frequenze.

Per quanto riguarda quindi le acquisizioni ex-vivo, dall'analisi delle FRF e dal successivo confronto delle RMS, si evince che il miglior filtro applicato è quello tra 430-600 Hz, poiché presenta una notevole differenza tra i valori di RMS della tibia sana rispetto alle fratture di grado elevato e, rispetto ad esempio al filtro tra 430-530 Hz, il valore di RMS della tibia con taglio al 25% risulta più contenuto. L'unica altra configurazione che permette di discernere correttamente le varie casistiche è il calcolo delle RMS sui dati grezzi, senza l'applicazione dei filtri. In tale caso, infatti, il taglio al 25% risulta confrontabile con la tibia intera, ma i tagli al 50% e al 100% sono invece nettamente distinguibili. In tabella 2, per facilità di confronto dei risultati, sono riportati i risultati.

FILTRO	Taglio 25%	Taglio 50%	Taglio 75%
NO-FILTER	3%	-16%	-30%
160-300 Hz	-19%	35%	25%
430-600 Hz	25%	-29%	-84%
700-850 Hz	0%	14%	-56%
1300-1530 Hz	6%	0%	-77%

TABELLA 2- RMS OUTPUT EX-VIVO

Anche in questo caso si è deciso di riportare in Tabella 2 i risultati ottenuti per i vari filtri applicati sul segnale di output in ex-vivo per permetterne un rapido confronto.

ANALISI DELLE FRF

Dopo aver effettuato l'analisi sul segnale di output, calcolando per i vari filtri applicati la RMS relativa ai diversi tagli, si è proceduto con il fare lo stesso ma direttamente sulle FRF. Tale decisione è stata presa una volta osservata l'incongruenza dei risultati ottenuti con la visualizzazione delle FRF. Tale incongruenza, come già descritto all'inizio del capitolo, è da ricercare proprio nella struttura del sistema. Poiché l'obiettivo di tale studio è di osservare come varia la trasmissibilità delle vibrazioni in presenza di una frattura, la presenza del fissatore, analizzando solo il segnale di output, risultava essere un disturbo. L'unico modo di limare tale contributo era appunto analizzare, in vari range di frequenza, direttamente il segnale delle FRF. Come precedentemente anticipato, infatti, la presenza di una frattura, oltre a impedire la normale trasmissione della vibrazione, ne causa anche una riflessione. Il fissatore esterno funge da ponte, permettendo, anche in presenza di una frattura, la trasmissione della vibrazione. In assenza di questo, infatti, la trasmissione della vibrazione, in presenza di un taglio, risulta molto attenuata, come si evince dall'osservazione delle FRF. Tale fenomeno viene spiegato dal fatto che la presenza della frattura causa da una parte la diminuzione dell'intensità del segnale a valle, e dall'altra, la riflessione del segnale che non riesce a superare la frattura stessa, aumentando l'intensità del segnale a monte. Questo studio è stato condotto in presenza di un fissatore esterno ma, in questo caso, analizzando direttamente la FRF, il suo contributo non va ad influire il fenomeno appena descritto; ciò è dovuto al fatto che, anche aumentando il segnale di output proprio a causa della presenza del fissatore, aumenta anche l'input a causa della riflessione e, per questo motivo, è ancora apprezzabile la differenza tra i vari tagli.

Anche in questo caso, per gli stessi motivi già citati nell'analisi delle RMS dei segnali di output, non è stato possibile porre i vari box plot tra gli stessi valori sull'asse Y a causa delle differenze in ampiezza piuttosto importanti tra un range di frequenza ed un altro, alcuni box plot risultavano schiacciati e quindi non osservabili correttamente. Per questo motivo ogni box plot è stato analizzato separatamente riportando i livelli in percentuale per permettere il confronto.

ANALISI DELLE FRF IN-VIVO

Per quanto concerne l'analisi in-vivo delle FRF, tali acquisizioni presentano due diversi campioni relativi alla tibia sana e due diversi campioni relativi alla tibia con taglio al 25%. Poiché la differenza tra i valori relativi alle tibie sane è praticamente nulla, i risultati relativi alle altre

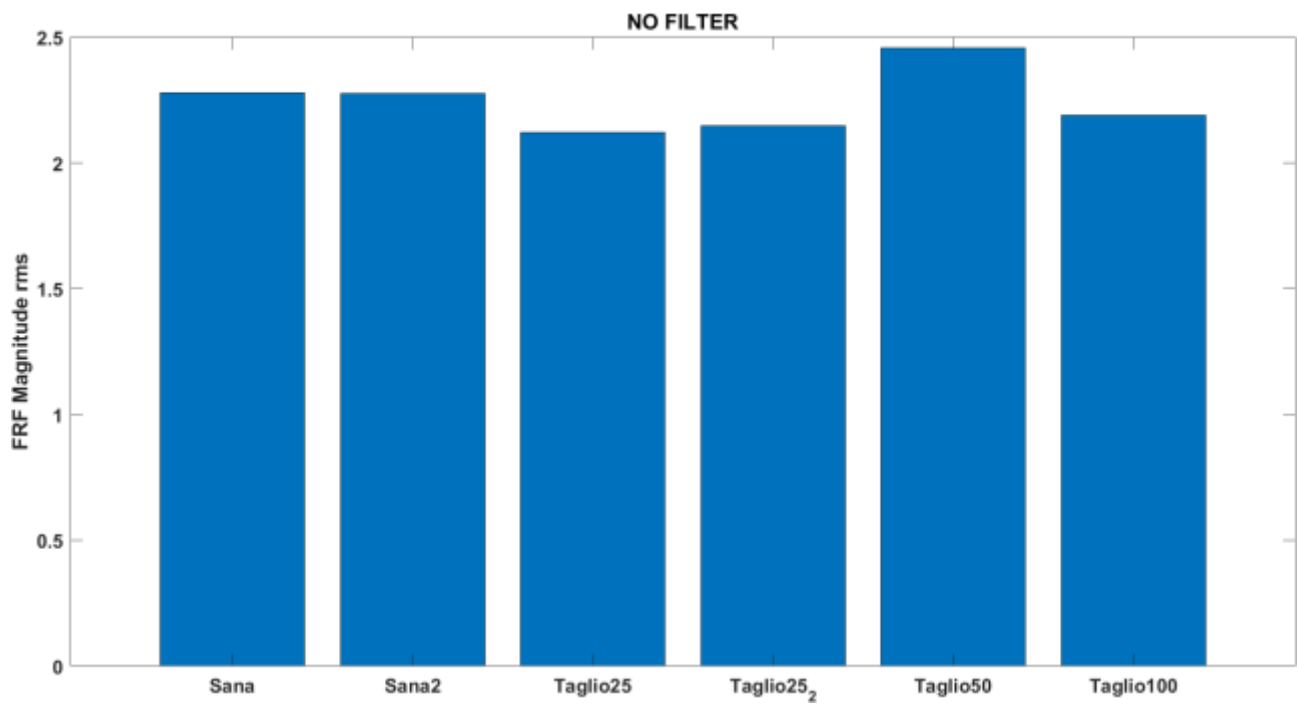


FIGURA 29- RMS FRF IN-VIVO

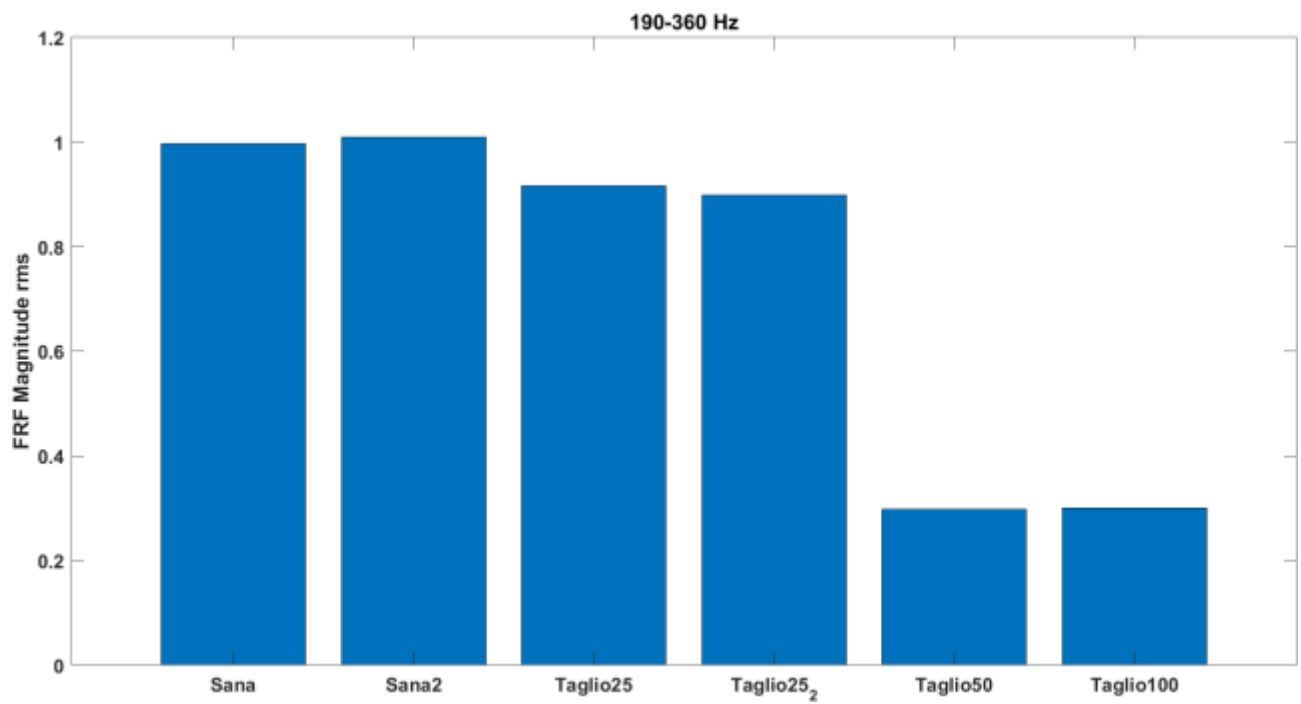


FIGURA 30- RMS FRF IN-VIVO, 190-360 Hz

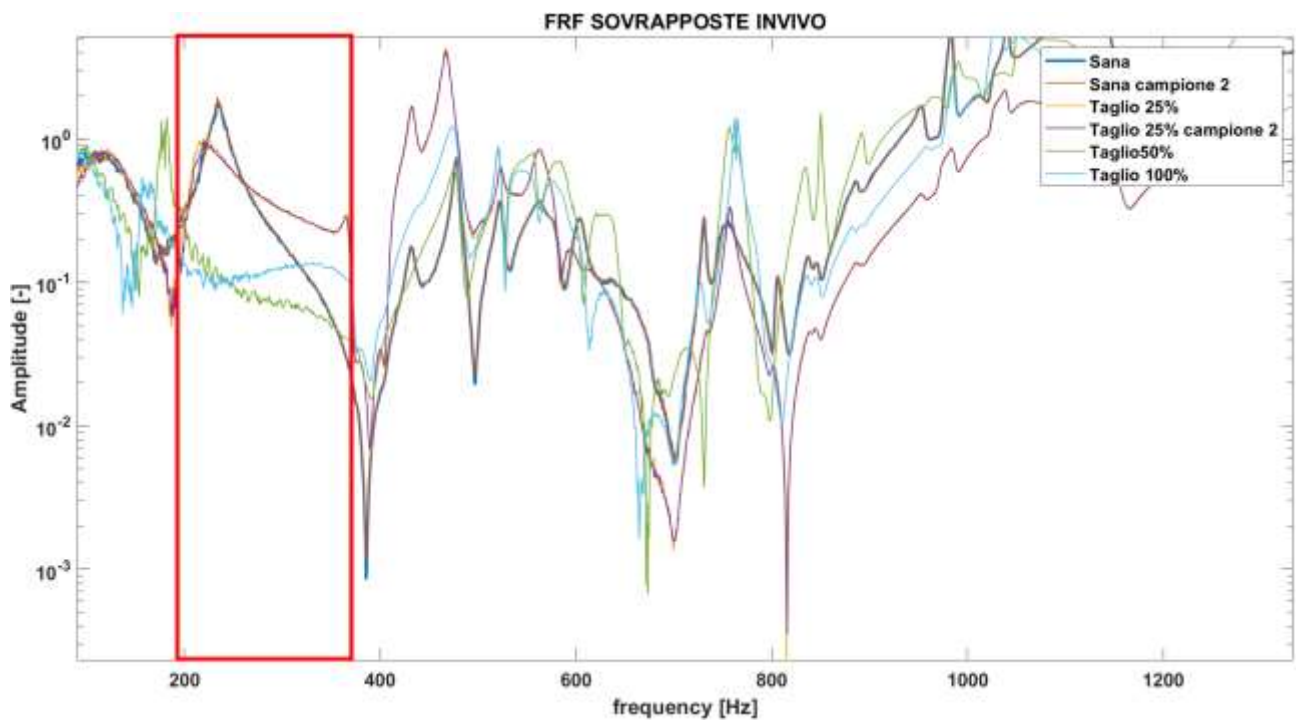


FIGURA 31- DETTAGLIO FRF IN-VIVO 190-360 Hz

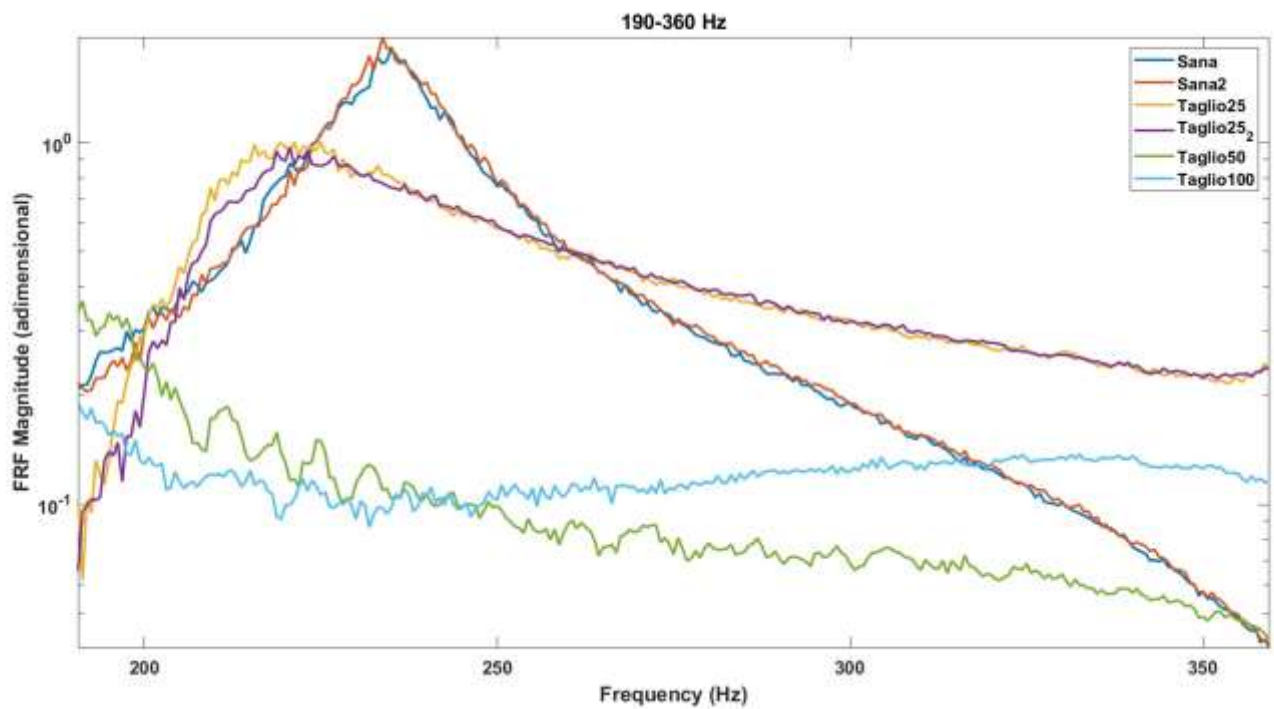


FIGURA 32- ZOOM FRF IN-VIVO, 190-360 Hz

percentuali di rottura sono state confrontate solamente con il primo campione della tibia sana. I vari range non sono stati prelevati mediante l'applicazione di un filtro Butterworth come nel caso precedente di analisi dell'output, ma semplicemente calcolando la RMS in un range di frequenze direttamente selezionando quest'ultimo sulla FRF stessa.

Come si osserva da Figura 29, andando a calcolare la RMS su tutto il segnale non è possibile distinguere i vari tagli, poiché hanno tutti un valore molto simile. I tagli al 25%, infatti, risultano inferiori alla tibia sana rispettivamente del 7% e del 6%, il taglio al 50%, invece, supera la tibia sana del 7% e, infine, il taglio al 100% presenta una RMS inferiore del 4% rispetto a quella della tibia sana.

Senza l'applicazione di un filtro risulta quindi, come nel caso dell'analisi del solo segnale di output in-vivo, impossibile distinguere tra loro le varie percentuali di frattura.

Il primo filtro che è stato applicato è tra 190-360 Hz (Figura 31, Figura 32), in cui si notano perfettamente i picchi relativi alle acquisizioni di entrambi i segnali relativi alla tibia sana, poi smorzati in ampiezza e presenti a frequenze più basse, i picchi relativi alle due acquisizioni del taglio al 25% e infine, i segnali al 50% e al 100%, che si trovano ad una ampiezza nettamente inferiore.

Rispetto alla tibia sana, quindi, i due segnali relativi alla tibia con taglio al 25% presentano una RMS inferiore rispettivamente dell'8% e del 10%, aumenta anche la differenza con la RMS della tibia con taglio al 50%, che arriva al 70% esattamente come quella relativa al taglio al 100%, come si osserva in Figura 30.

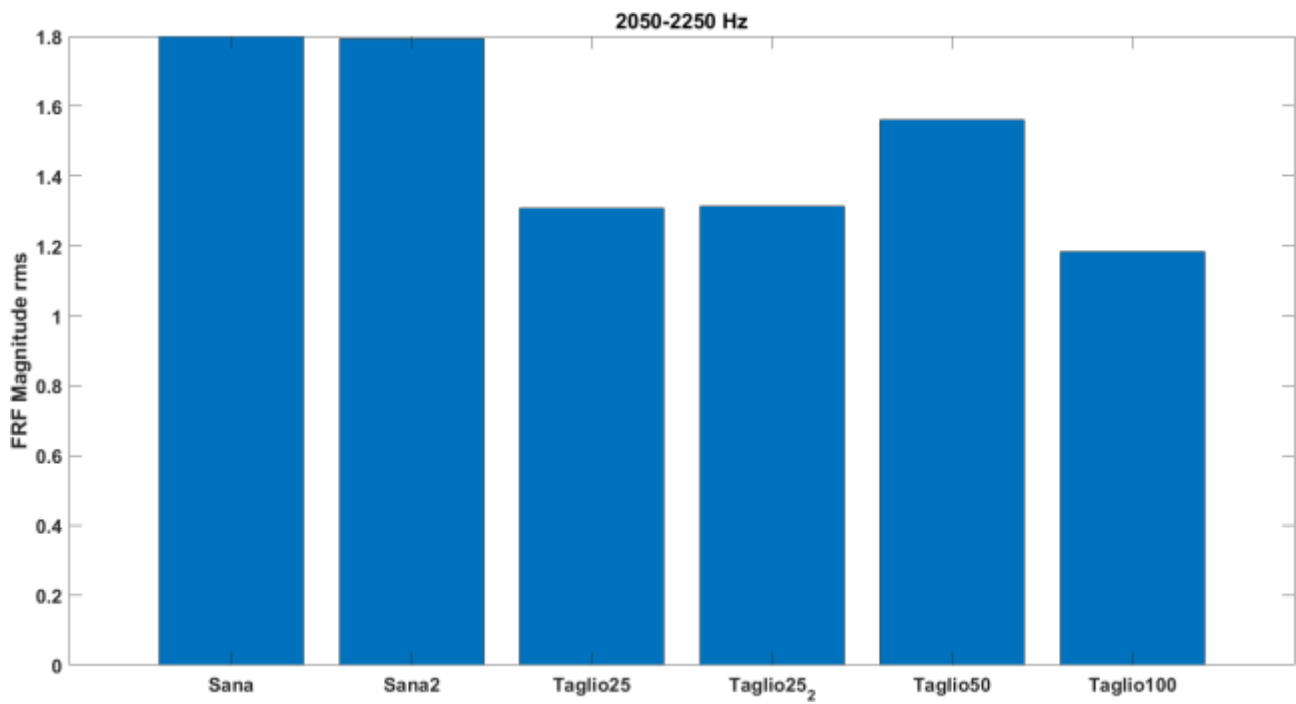


FIGURA 33- RMS FRF IN-VIVO, 2050-2250 Hz

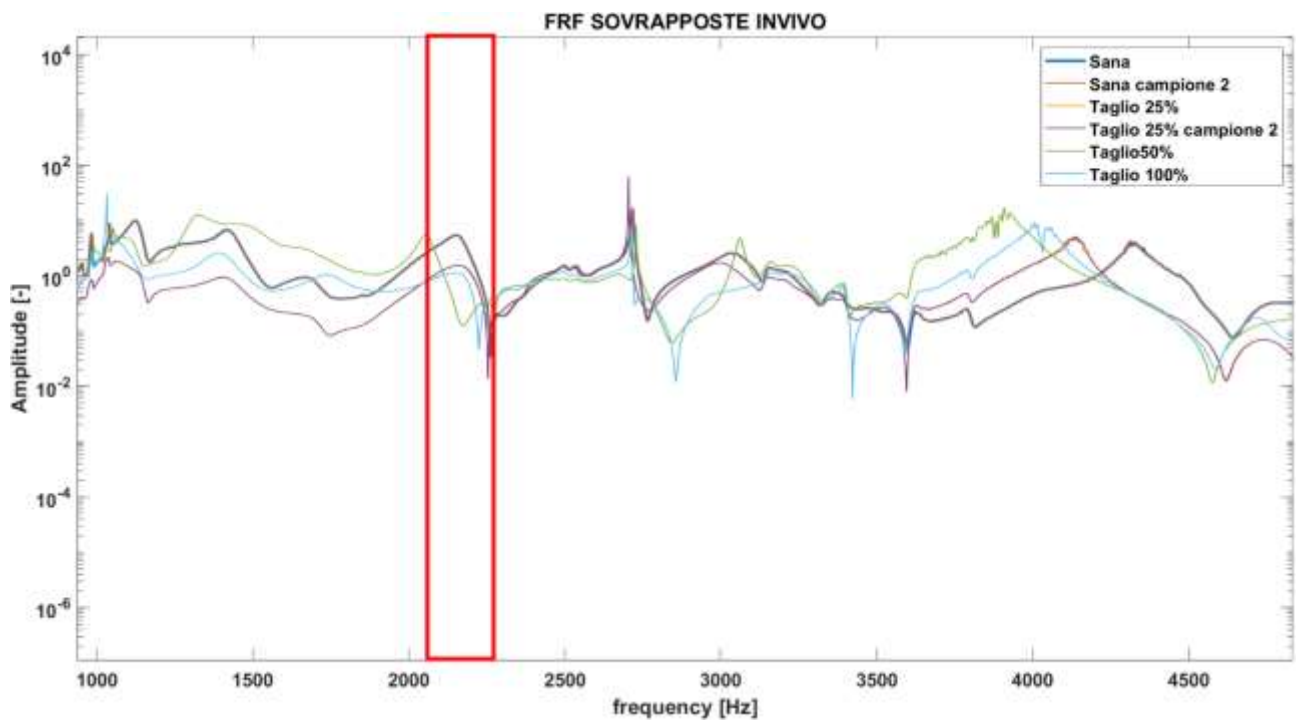


FIGURA 34- DETTAGLIO FRF IN-VIVO 2050-2250 Hz

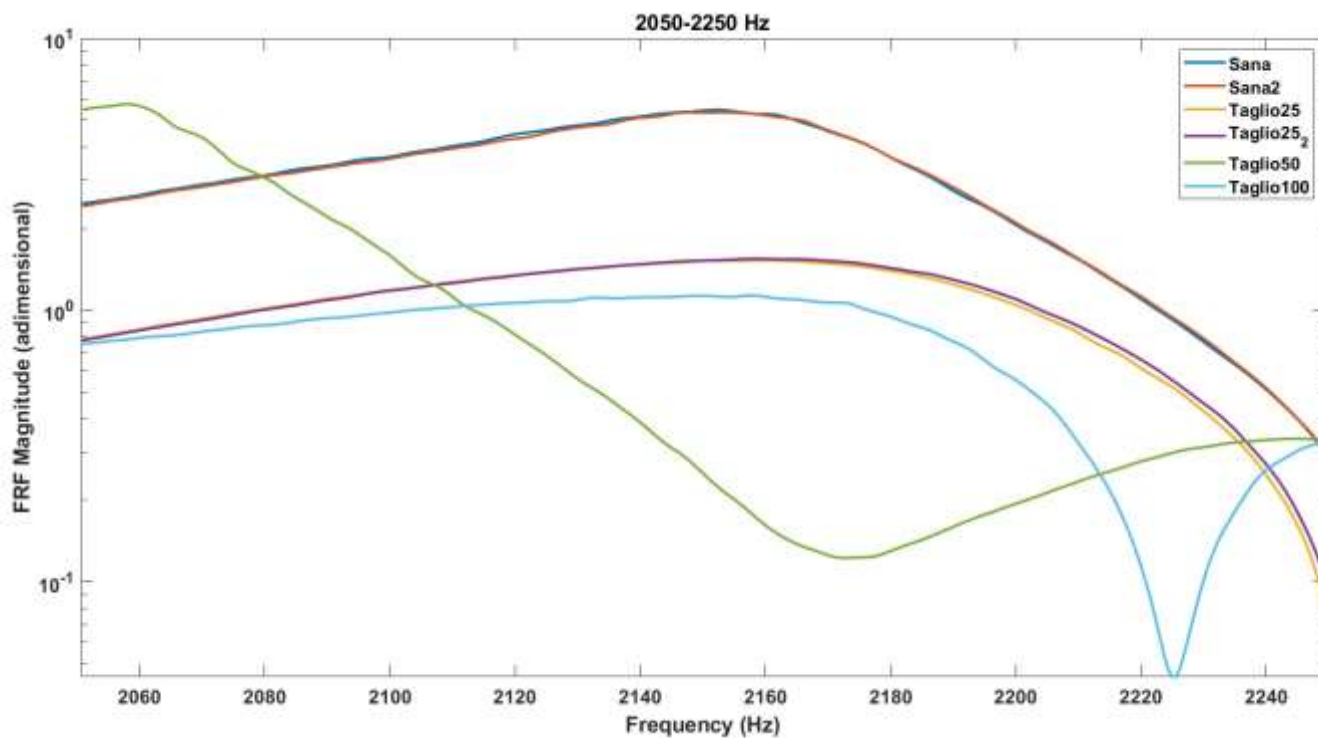


FIGURA 35- ZOOM FRF IN-VIVO, 2050-2250 Hz

Per quanto concerne il range tra 2050 e 2250 Hz (Figura 34, Figura 35), si osservano molto bene gli andamenti dei picchi, l'unico valore che si discosta dai risultati attesi è quello relativo alla tibia con il taglio al 50%, la cui RMS si differenzia con quella della tibia sana del 13%, nonostante entrambe le acquisizioni relative al taglio al 25% si discostino del 27% con il valore della RMS della tibia sana e il taglio al 100% si distacca del 34% con il valore di RMS della tibia sana (Figura 33Figura 33).

Ciò che emerge dall'analisi in questa banda di frequenza, però, non è casuale. Come si può osservare, infatti, il segnale della FRF relativo al taglio al 50% in-vivo, presenta dei picchi di notevole ampiezza; perciò, non è inaspettato un risultato di questo tipo.

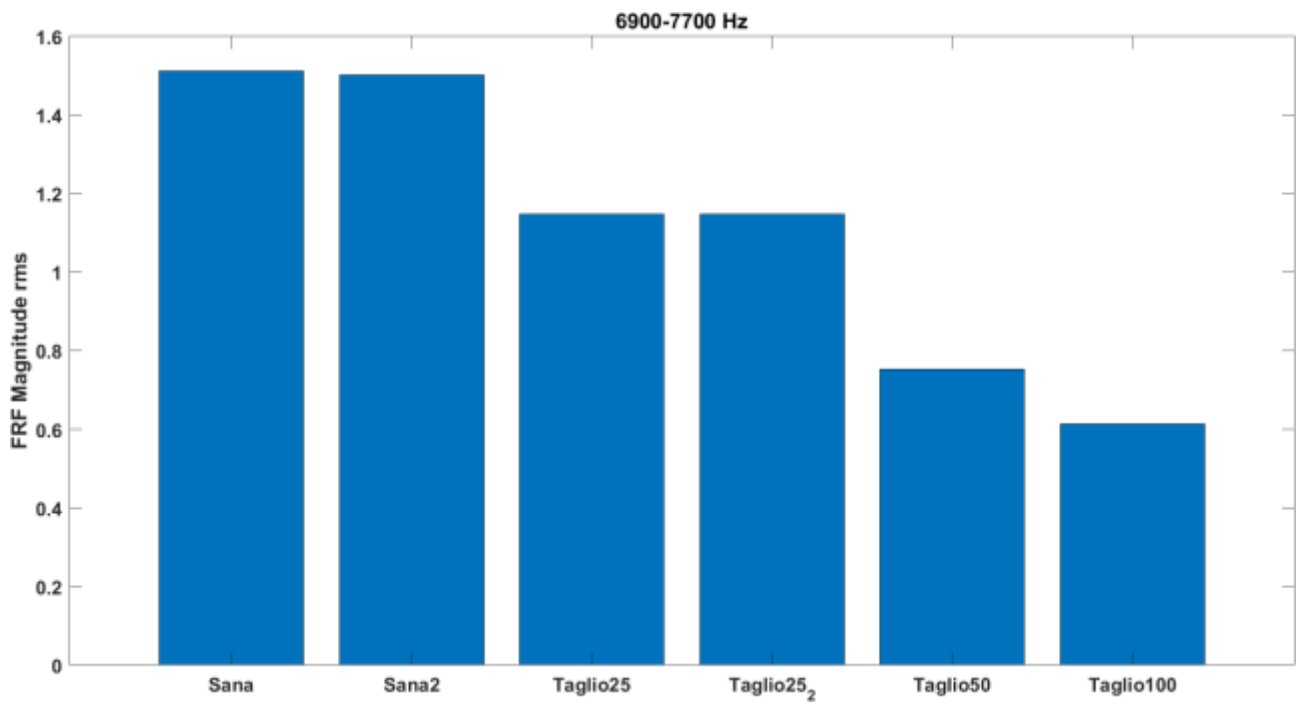


FIGURA 36- RMS FRF IN-VIVO, 6900-7700 Hz

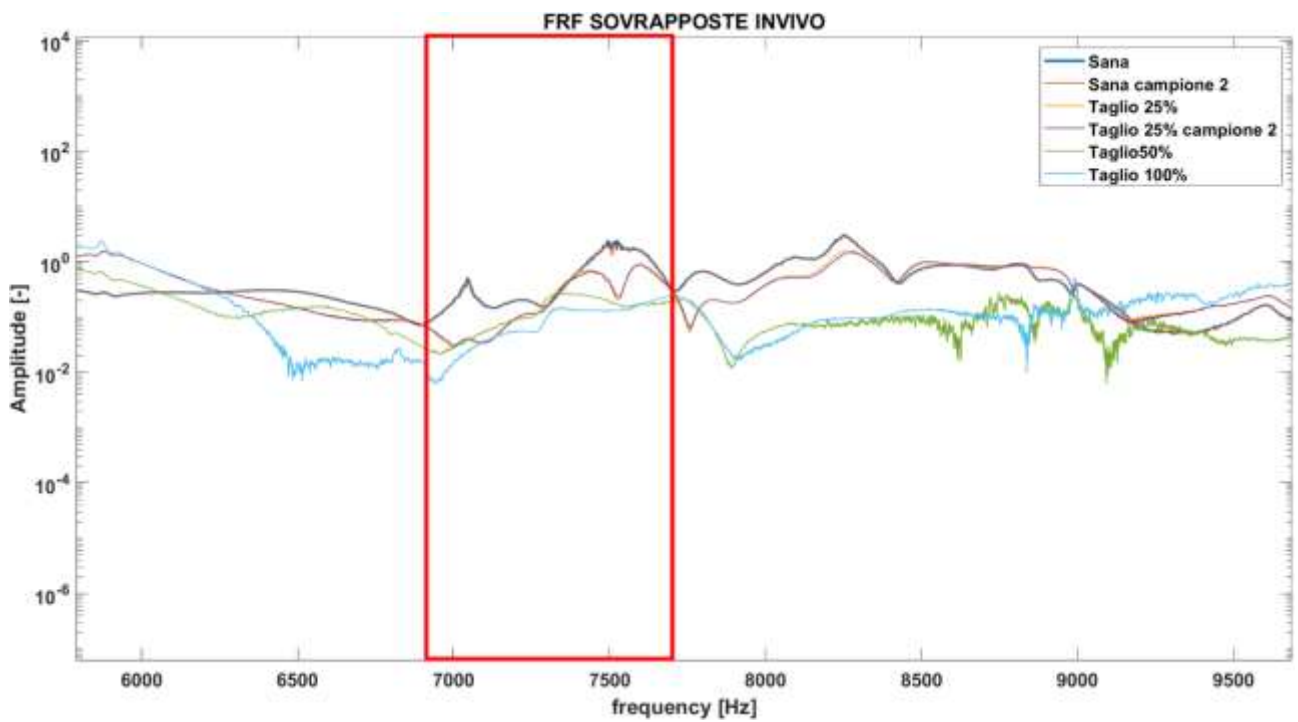


FIGURA 37- DETTAGLIO FRF IN-VIVO, 6900-7700 Hz

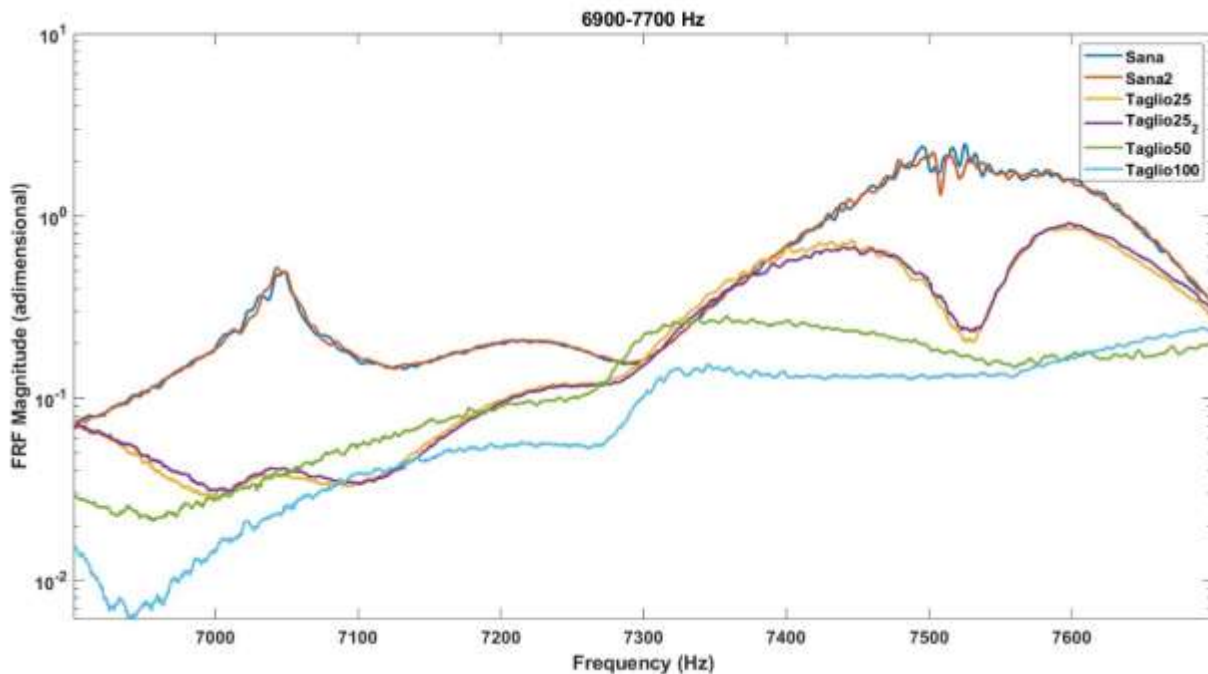


FIGURA 38- ZOOM FRF IN-VIVO, 6900-7700 Hz

L'ultimo range di frequenza valutato relativamente alle FRF dei campioni in-vivo è tra 6900 e 7700 Hz (Figura 37, Figura 38), poiché, nonostante rispetto agli altri sia una banda decisamente molto più ampia, è sempre possibile osservare l'andamento atteso, con i segnali relativi alla tibia sana che presentano picchi molto ampi, i segnali relativi alla tibia con taglio al 25% con picchi di minore ampiezza e i segnali con taglio al 50% e al 100% che risultano ancora più attenuati. Come si osserva in Figura 36, infatti, si osserva in modo chiaro ed inequivocabile, la differenza tra le varie RMS, che non solo è molto evidente rispetto alla RMS della tibia sana, ma rispetta anche l'andamento atteso, andando a diminuire con il progressivo aumento della frattura. Il valore di RMS della tibia con taglio al 25% è in entrambi i campioni del 23% inferiore al valore relativo alla tibia sana, mentre il valore dei tagli al 50% e al 100% si discostano con quello della tibia sana rispettivamente del 50% e del 60%.

FILTRO	Taglio 25%	Taglio 25%, n°2	Taglio 50%	Taglio 100%
NO-FILTER	-7%	-6%	7%	-4%
190-360 Hz	-8%	-10%	-70%	-70%
2050-2250Hz	-27%	-27%	-13%	-34%
6900-7700 Hz	-23%	-23%	-50%	-60%

TABELLA 3- RMS FRF IN-VIVO

I risultati ottenuti dall'analisi della FRF in-vivo sono quindi riportati in Tabella 3 per permetterne il confronto.

Come già emerso, il risultato migliore risulta essere senza dubbio quello relativo al range 6900-7700 Hz, nonostante anche negli altri range siano osservabili dei valori decisamente promettenti.

ANALISI DELLE FRF EX-VIVO

Le acquisizioni delle FRF in ex-vivo presentano, oltre ai segnali relativi alla tibia sana e ai tagli al 25%, 50% e 100%, anche il segnale relativo al taglio al 75% e un ulteriore campione con taglio al 100%. In questo caso, poiché entrambi i segnali aggiuntivi presentano delle differenze evidenti, sono stati presi in analisi. Anche in questo caso i vari range sono stati selezionati semplicemente limitando l'analisi ad una specifica banda di frequenze, senza applicazione di filtri.

Il calcolo delle RMS sui dati grezzi mette in mostra, a parte per l'anomalia del taglio al 50%, un andamento già significativo. Anche nel caso dell'acquisizione ex-vivo, infatti, il segnale relativo al taglio al 50% presenta, tranne in alcuni range poi successivamente selezionati, un'ampiezza piuttosto elevata, con dei picchi quasi comparabili a quelli della tibia sana.

In particolare, dal calcolo delle RMS sul segnale grezzo (Figura 39) emerge, rispetto a quella relativa alla tibia sana, una diminuzione del 10% per la tibia con taglio al 25% e quella con taglio al 75%, una diminuzione del 35% e del 43% per i due tagli al 100%. Il segnale relativo al taglio al 50% presenta invece una RMS comparabile a quella della tibia sana, presentando un aumento del 1% rispetto a quest'ultima.

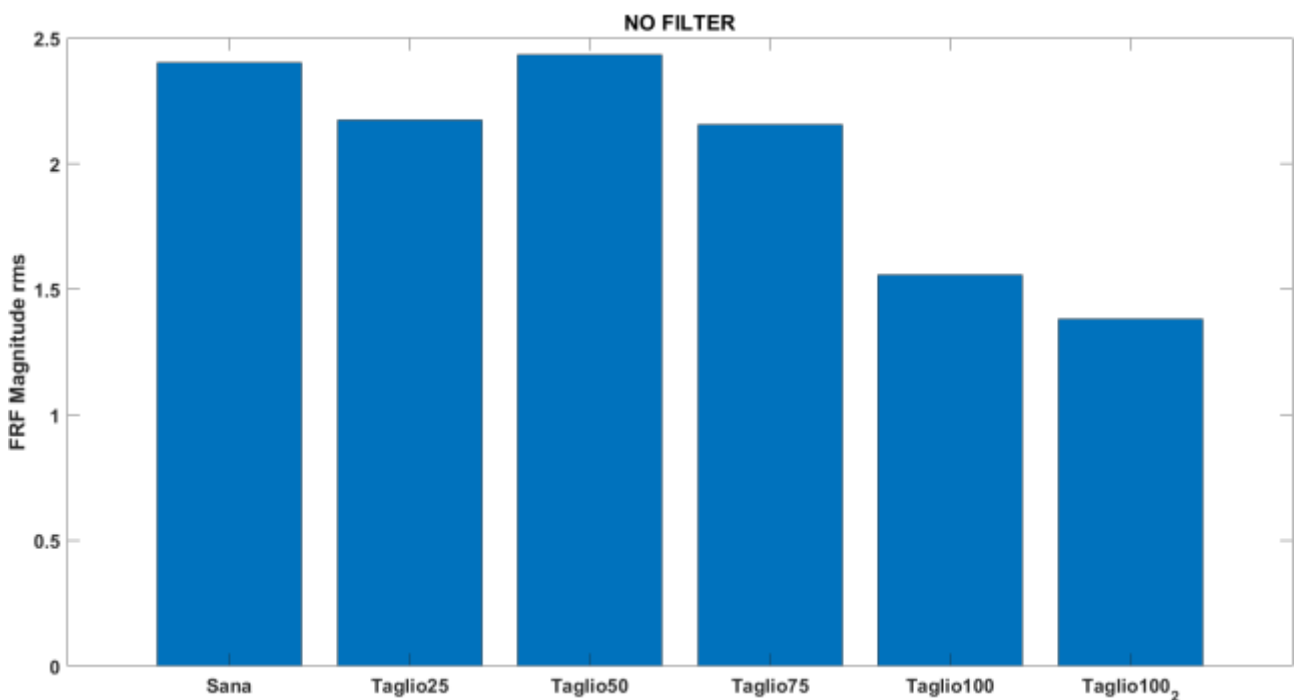


FIGURA 39- RMS FRF EX-VIVO

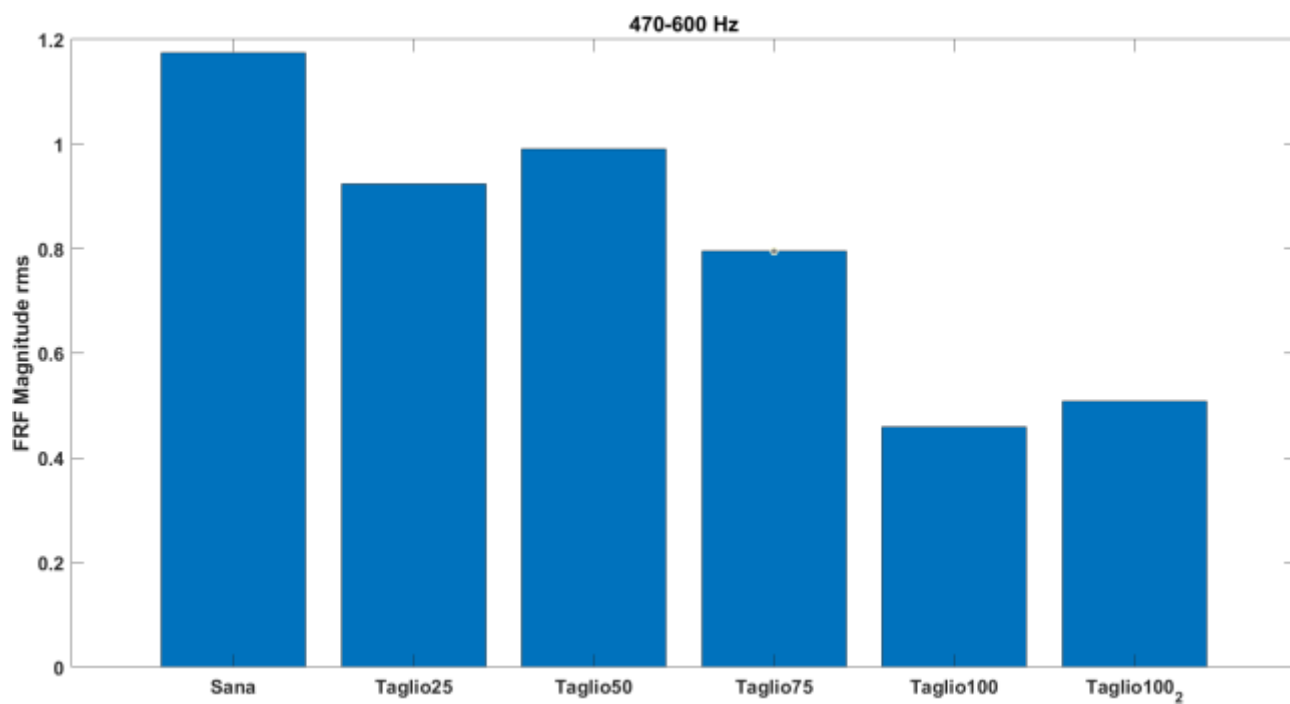


FIGURA 40- RMS FRF EX-VIVO, 470-600 Hz

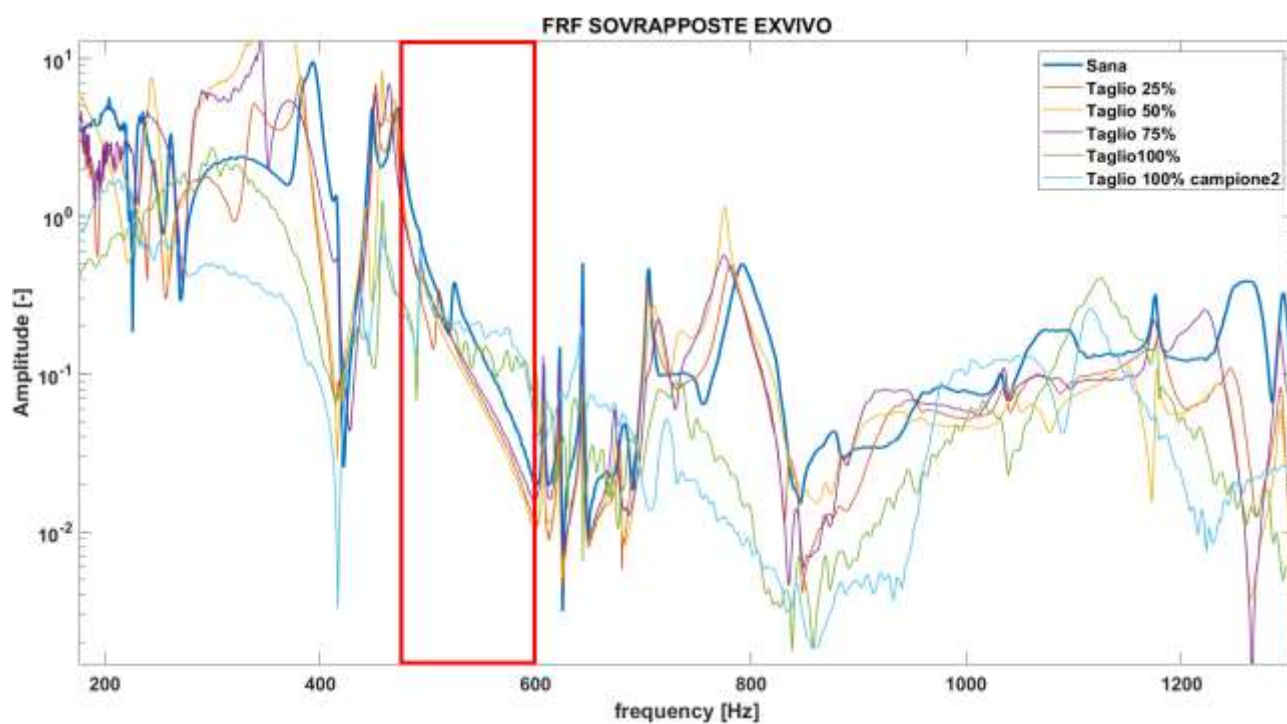


FIGURA 41- DETTAGLIO FRF EX-VIVO, 470-600 Hz

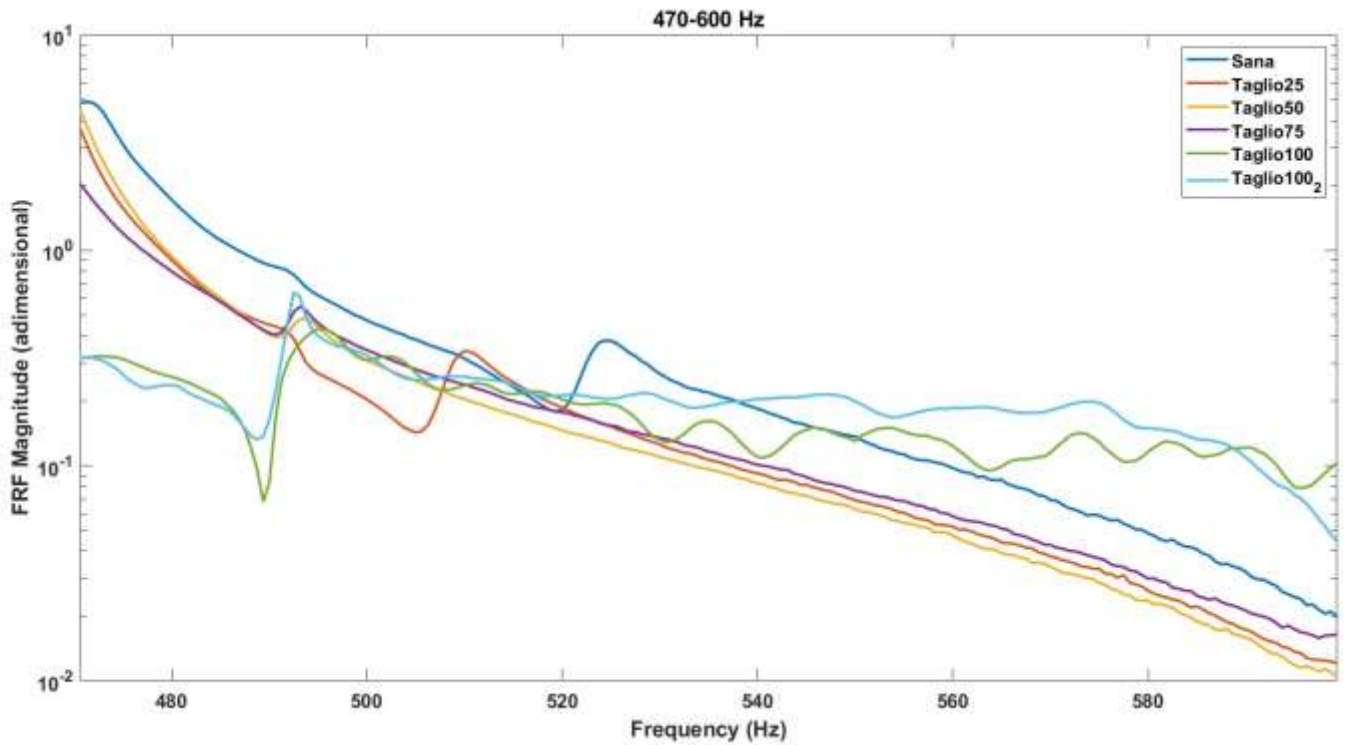


FIGURA 42- ZOOM FRF EX-VIVO, 470-600 Hz

Il primo range selezionato è tra 470 e 600 Hz (Figura 41, Figura 42) in cui risultano ben evidenti le differenze tra le RMS (Figura 40Figura 40), sempre considerando la particolarità del segnale con il taglio al 50%.

La RMS del taglio al 25% risulta essere inferiore a quella della tibia sana del 21%, quella del taglio al 50% del 15%, quella del taglio al 75% presenta una differenza del 32%.

Le RMS dei due tagli al 100% risultano essere inferiori alla RMS della tibia sana rispettivamente del 61% e del 56%.

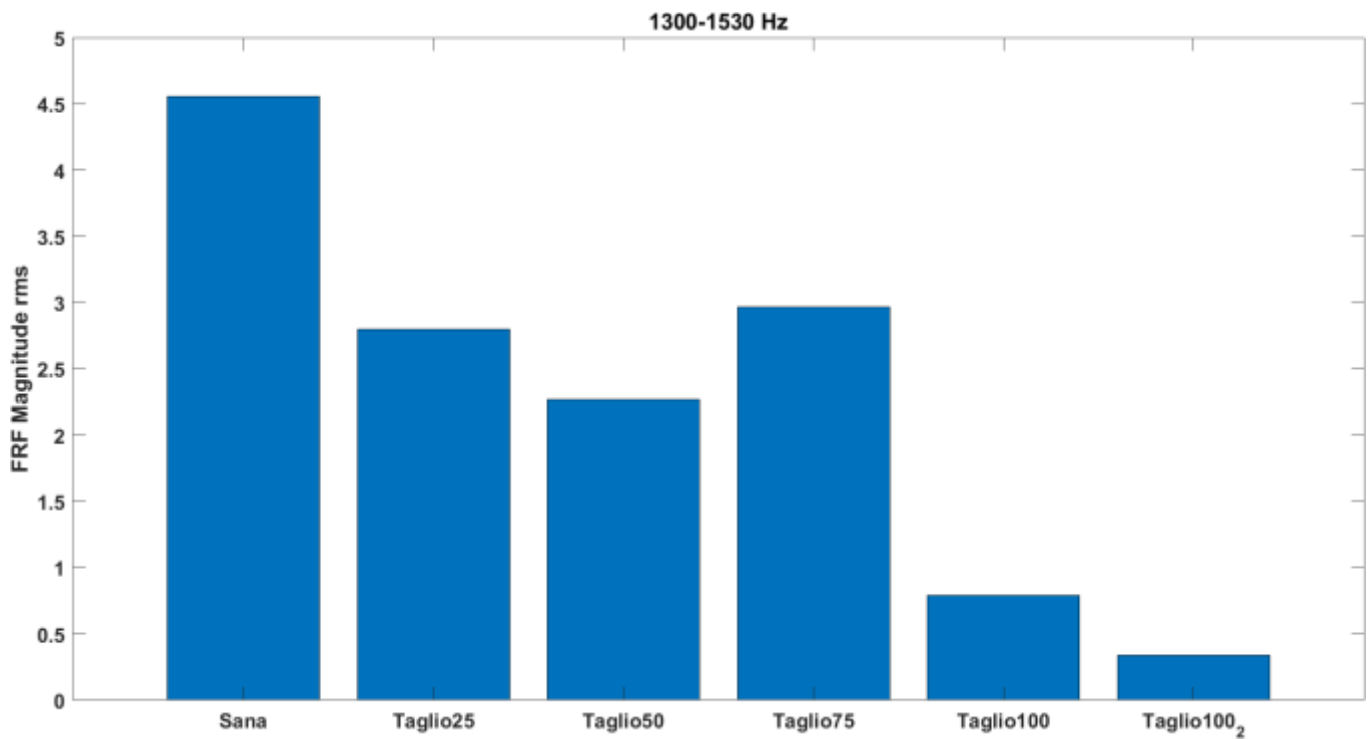


FIGURA 43- RMS FRF EX-VIVO, 1300-1530 Hz

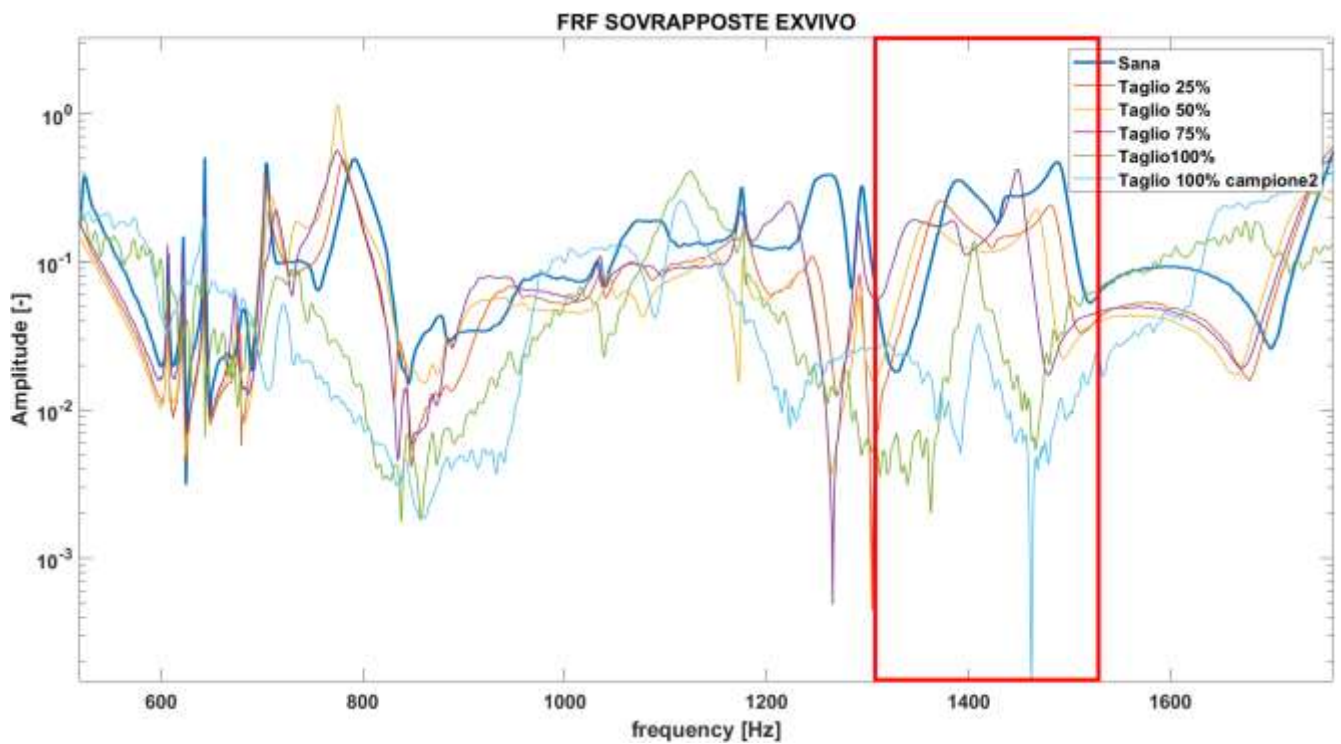


FIGURA 44- DETTAGLIO FRF EX-VIVO, 1300-1530 Hz

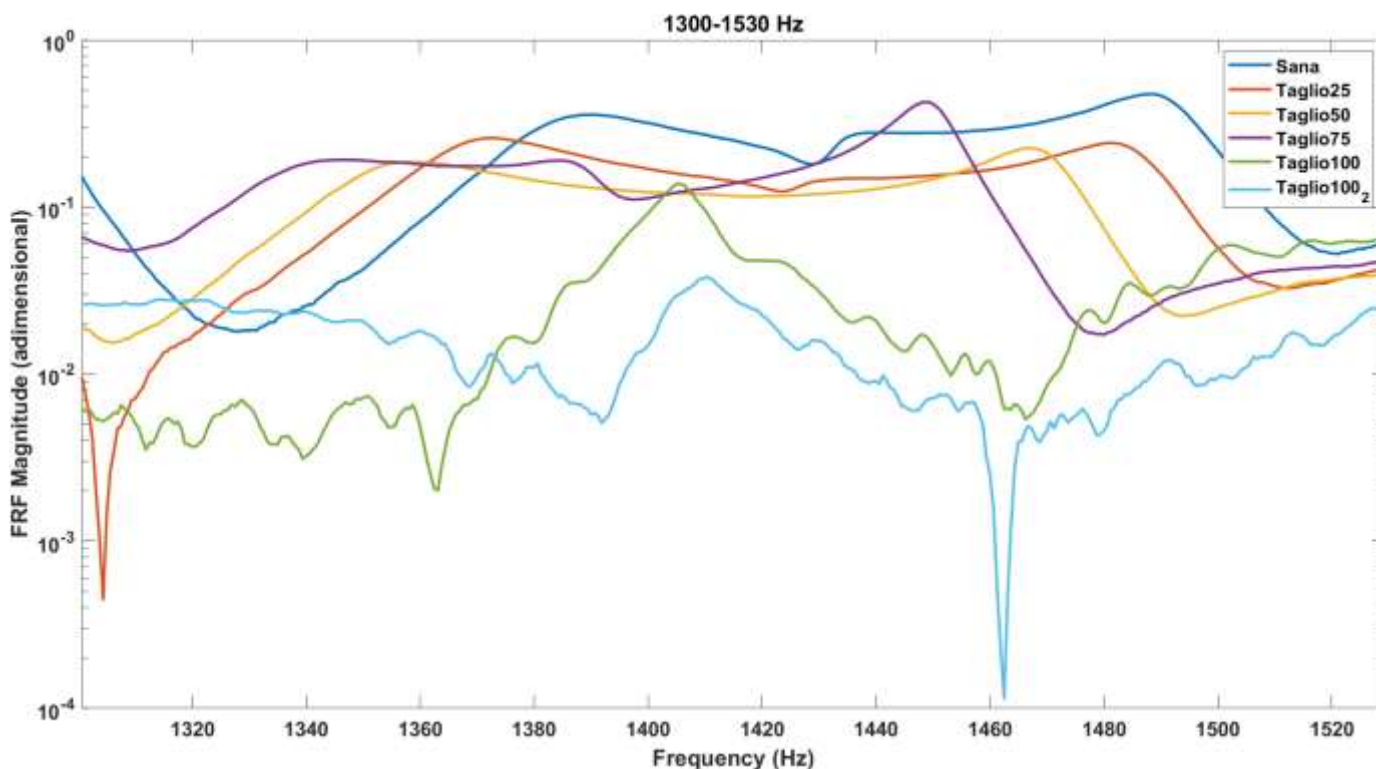


FIGURA 45- ZOOM FRF EX-VIVO, 1300-1530 Hz

Il range selezionato, tra 1300-1530 Hz (Figura 44, Figura 45) era già stato preso in considerazione durante l'analisi del solo segnale di output proprio perché presentava un andamento piuttosto interessante.

Come emerge, infatti, dal calcolo delle RMS si nota in Figura 43 che tutti i valori di RMS presentano sostanziale differenza rispetto al valore relativo alla tibia sana, ad eccezione del valore della RMS relativo al taglio al 75%, che non è perfettamente concorde con gli altri.

I tagli al 25%, 50% e 75% presentano rispettivamente una differenza del 39%, 50% e 35% rispetto alla tibia sana, mentre i due tagli al 100% si distaccano dal valore della RMS della tibia sana del 83% e del 93%.

La differenza così ampia con il secondo campione del taglio al 100% è probabilmente dovuta alla presenza di un picco di anti-risonanza, molto ben visibile.

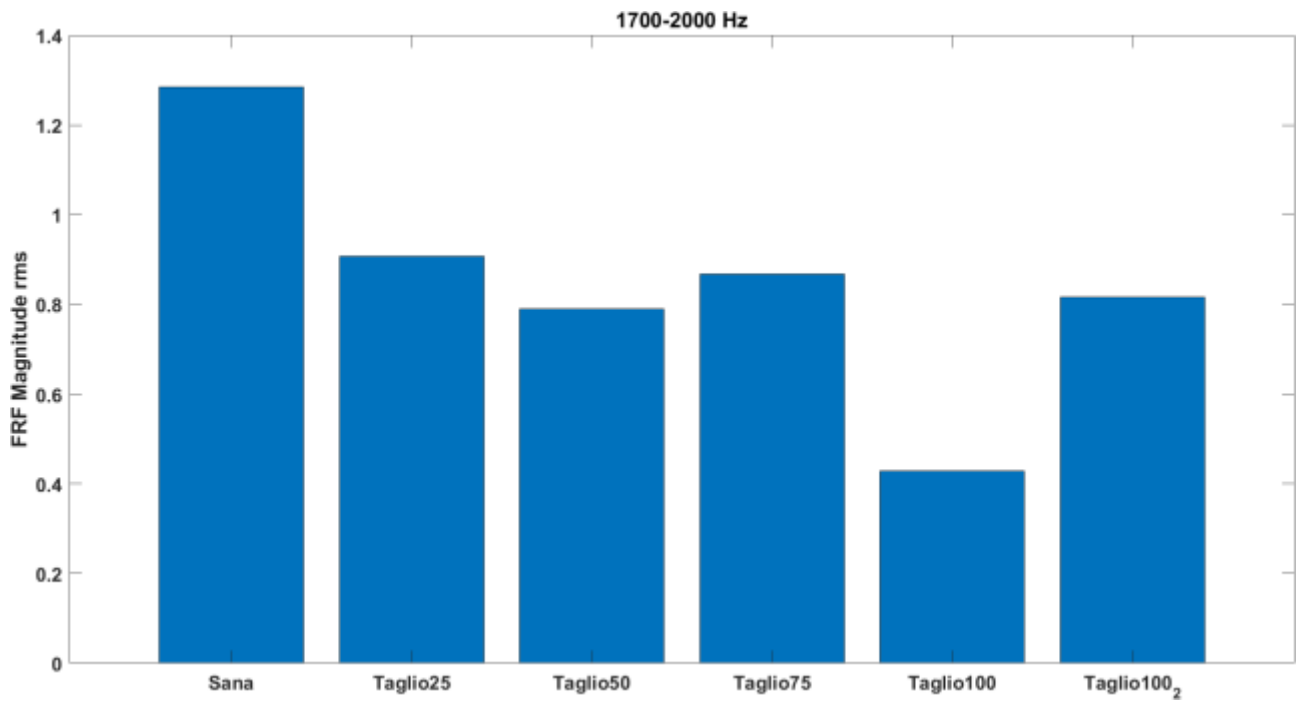


FIGURA 46- RMS FRF EX-VIVO, 1700-2000 Hz

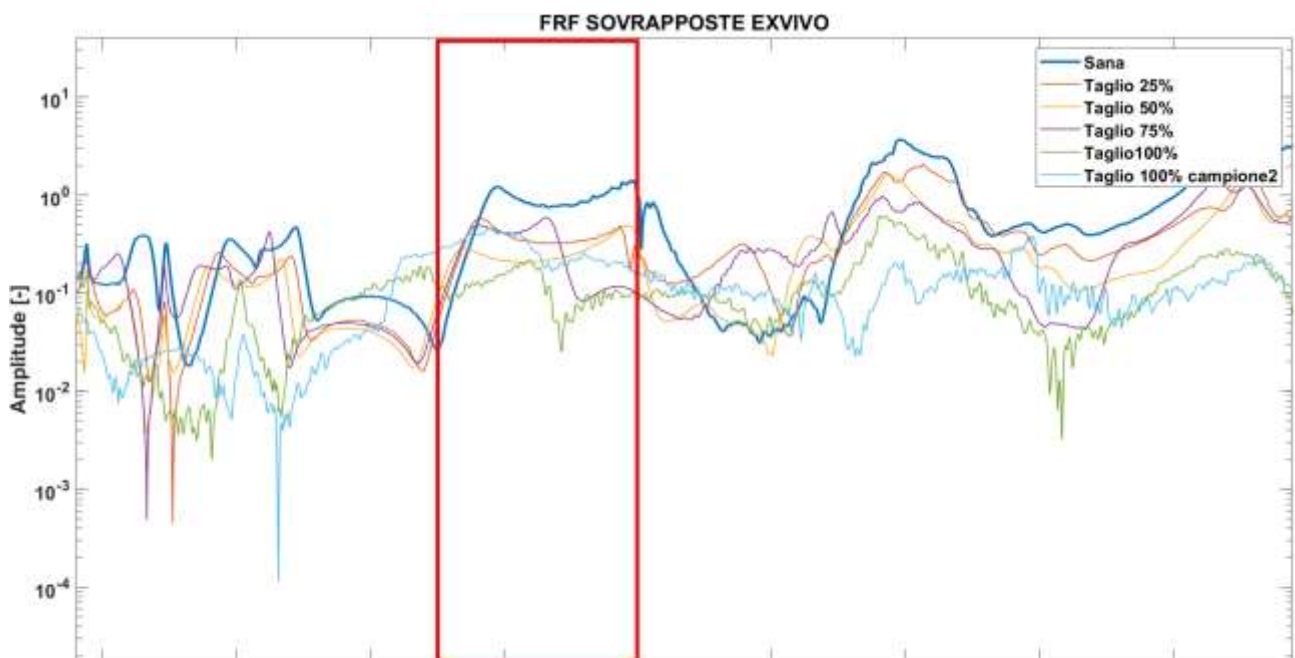


FIGURA 47- DETTAGLIO FRF EX-VIVO, 1700-2000 Hz

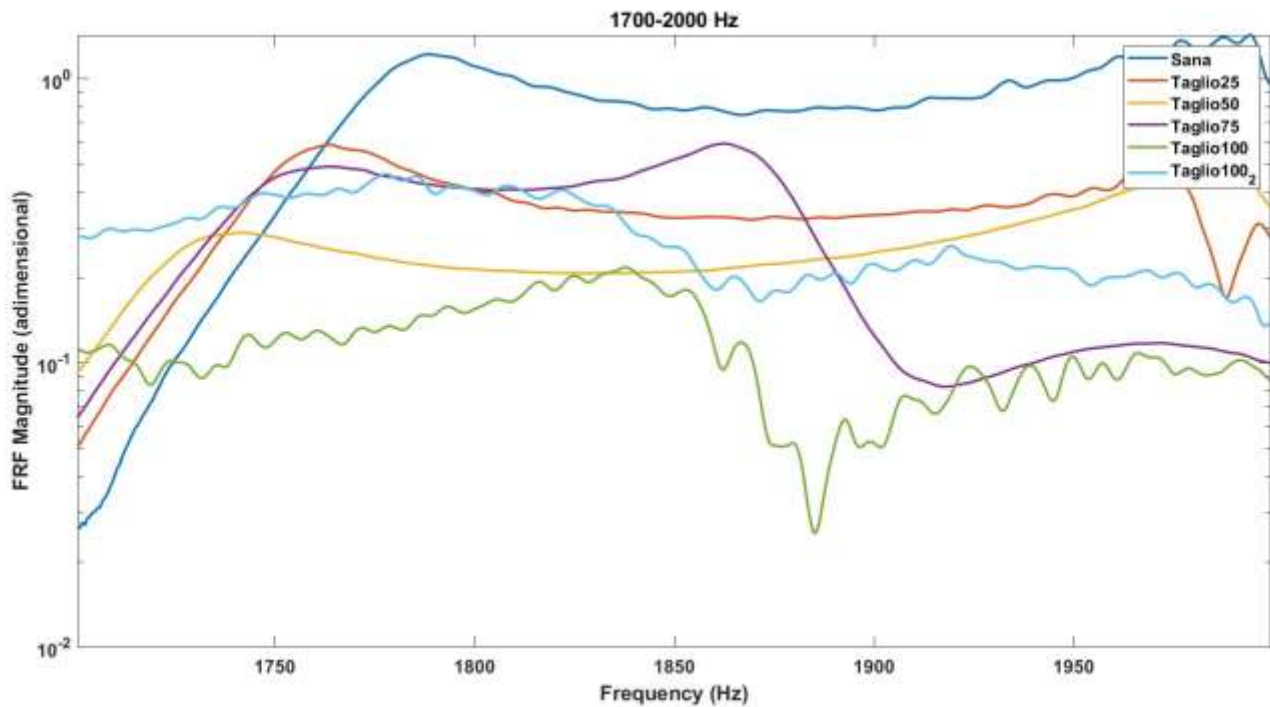


FIGURA 48- ZOOM FRF EX-VIVO, 1700-2000 Hz

Il range di frequenze tra 1700-2200 Hz (Figura 47, Figura 48) presenta un andamento particolare e, per questo motivo, è stato selezionato. Tuttavia, come emerge dal calcolo delle RMS (Figura 46), presenta dei risultati non particolarmente esaustivi a causa delle RMS relative al taglio al 75% e al taglio al 100% del secondo campione, i cui valori stonano con gli altri. Infatti, in questo range la RMS del taglio al 25% è inferiore del 29% a quella della tibia sana, quella del taglio al 50% è inferiore del 38% a quella della tibia sana e infine quella del taglio al 100% del primo campione si discosta addirittura del 66%. Le RMS dei tagli al 75% e del 100% (relativa al secondo campione) si discostano dal valore della RMS della tibia sana rispettivamente del 32% e del 36%, ovvero di meno rispetto al taglio al 50%. Per questo motivo, tale range di frequenze non è significativo.

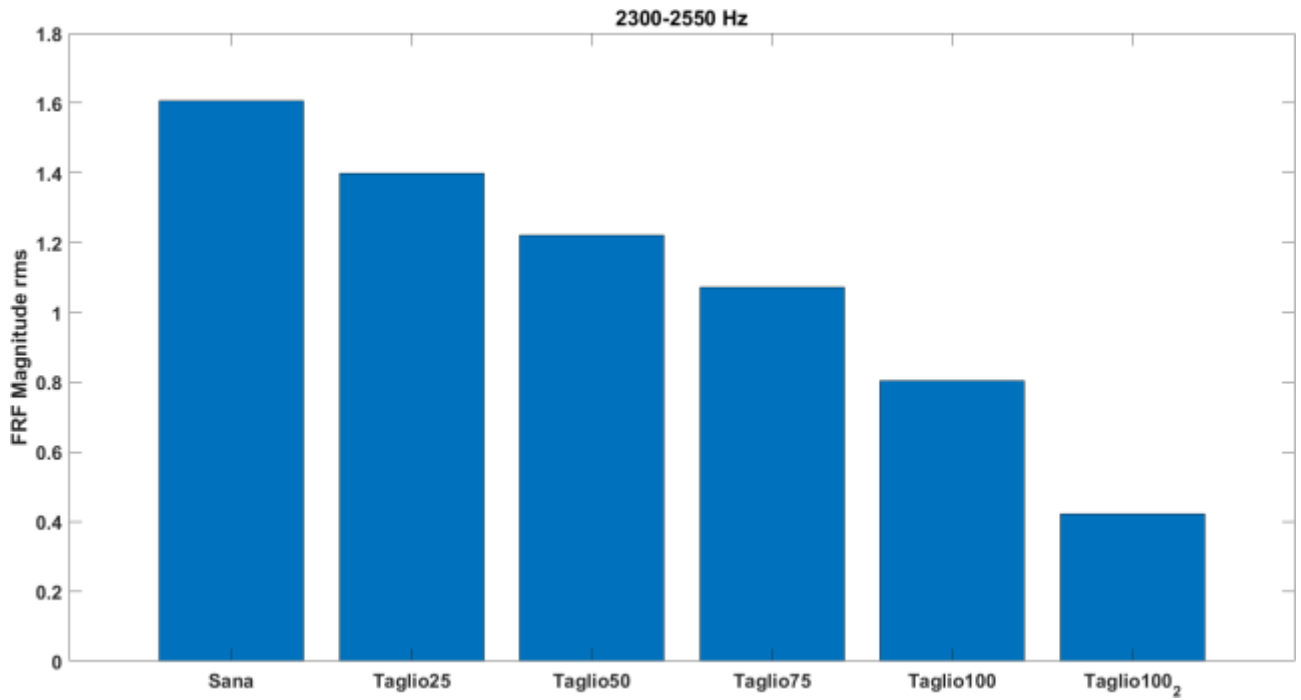


FIGURA 49- RMS FRF EX-VIVO, 2300-2550 Hz

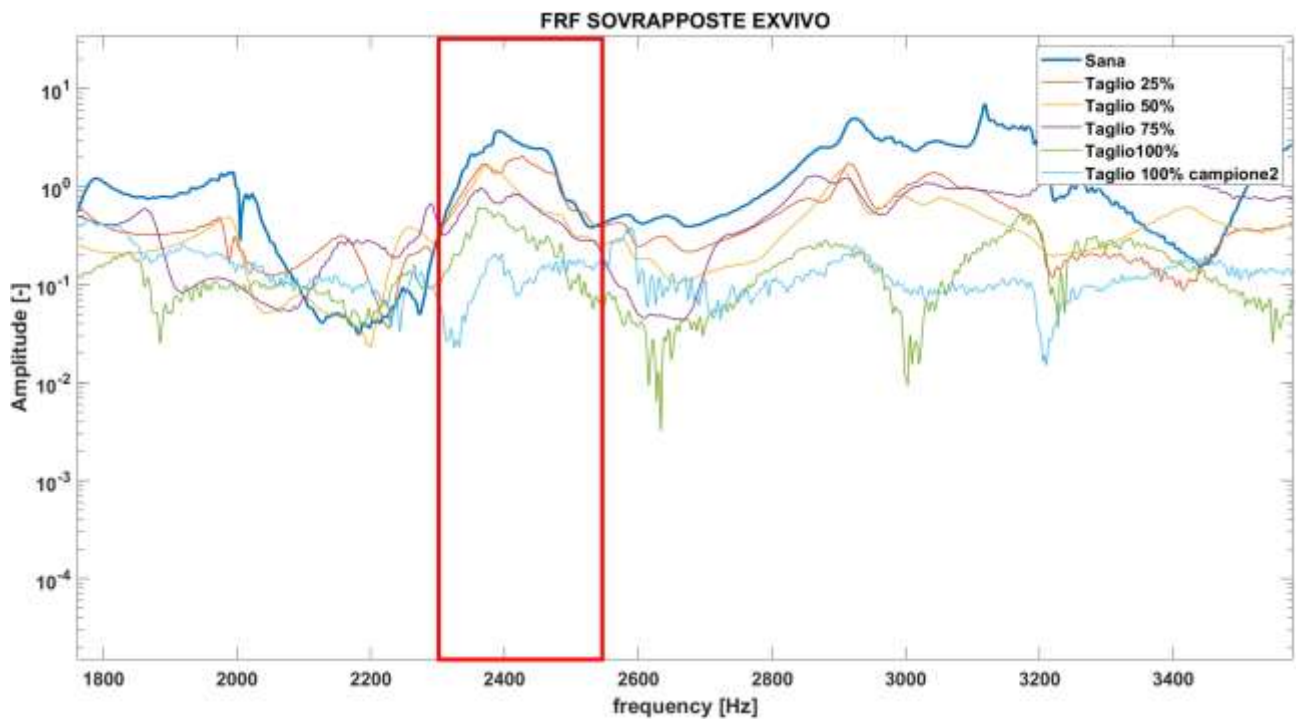


FIGURA 50- DETTAGLIO FRF EX-VIVO, 2300-2550 Hz

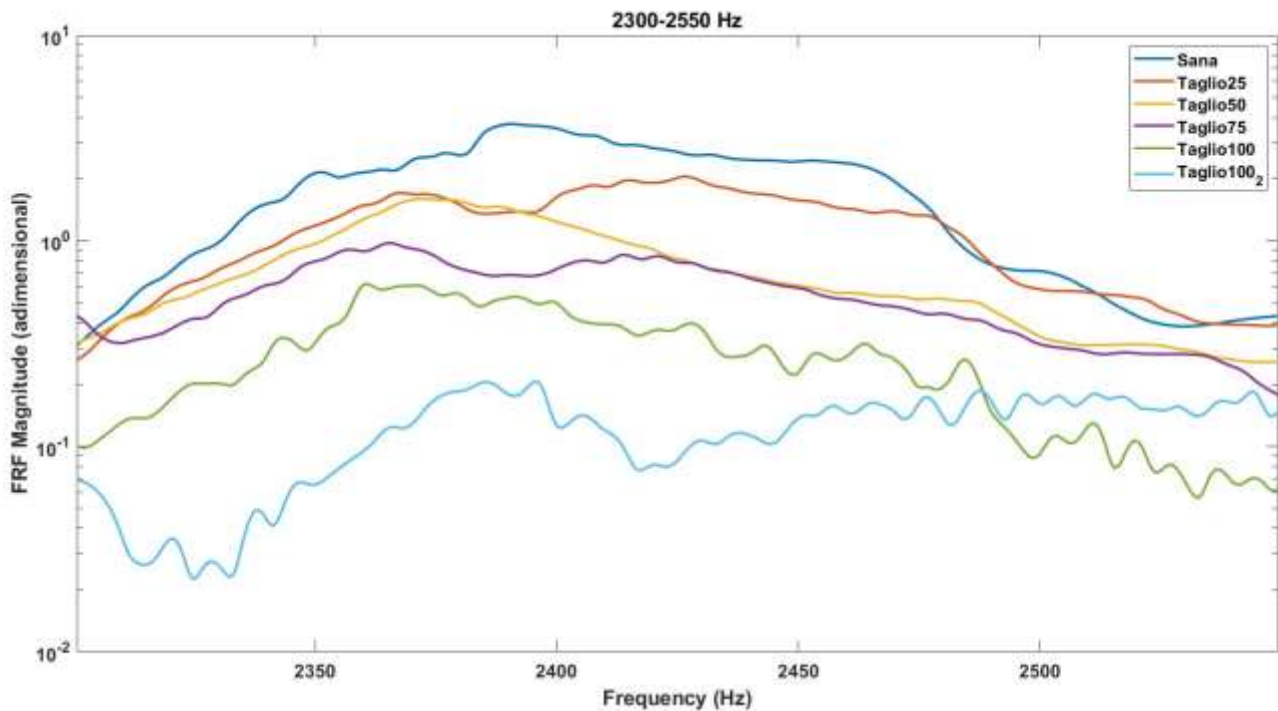


FIGURA 51- ZOOM FRF EX-VIVO, 2300-2550 Hz

L'ultimo range di frequenze selezionato per quanto concerne l'analisi relative ai campioni ex-vivo è tra 2300 e 2550 Hz (Figura 50, Figura 51). In esso è evidentissimo l'andamento dei picchi, che segue perfettamente, come si può osservare dalla FRF, il risultato che ci si aspetta.

All'aumentare del taglio, infatti, diminuisce progressivamente l'ampiezza di ciascun segnale e, quindi, della relativa RMS.

Osservando quindi la Figura 49, infatti, si nota maggiormente l'andamento appena descritto. La RMS dei tagli al 25%, 50% e 75% è inferiore, rispetto a quella della tibia sana, rispettivamente del 13%, 24% e 34%. Le RMS dei due tagli al 100% seguono anch'esse tale andamento, avendo come differenza con la RMS della tibia sana il 50% e addirittura il 74%.

FILTRO	Taglio 25%	Taglio 50%	Taglio 75%	Taglio 100%	Taglio 100%, n° 2
NO-FILTER	-10%	1%	-10%	-35%	-43%
470-600 Hz	-21%	-15%	-32%	-61%	-56%
1300-1530 Hz	-39%	-50%	-35%	-83%	-93%
1700-2000 Hz	-29%	-38%	-32%	-66%	-36%
2300-2550 Hz	-13%	-24%	-34%	-50%	-74%

TABELLA 4- RMS FRF EX-VIVO

Si può quindi concludere, osservando i risultati raccolti, in sintesi, nella Tabella 4 che, in generale, è evidente, nell'analisi delle FRF relative ai campioni ex-vivo, una diminuzione del segnale in ampiezza con l'aumento della frattura.

In particolare, il range selezionato tra 2200- 2550 Hz, restituisce perfettamente i valori attesi.

5. CONCLUSIONI

Dall'analisi svolta sui segnali acquisiti possiamo concludere tale studio affermando che vi sono delle affinità tra le prove condotte in-vivo ed in ex-vivo, dando così una prima validità al lavoro svolto. Inoltre, dall'applicazione dei vari filtri progettati, sui segnali di output, sono notevolmente visibili, considerando quelli maggiormente efficaci, le differenze dei vari livelli di osteotomia.

L'analisi condotta direttamente sulle FRF, in determinati range, è risultata più significativa rispetto all'analisi condotta solamente sul segnale di output, per i motivi già discussi. I risultati ottenuti dal calcolo delle RMS sulle FRF, infatti, avvalorano la nostra tesi in tutti i range analizzati, nonostante in alcuni di questi sia più o meno visibile.

Ritengo quindi questo tipo di indagine, ovvero l'analisi della trasmissione delle vibrazioni per valutare lo stato di guarigione e quindi il livello di frattura della tibia, valido. Tuttavia, sarebbe auspicabile, in test e studi futuri, l'acquisizione di maggiori dati in-vivo, per valutare come fratture di diverso tipo e fissatori di varia forma incidano sulla trasmissione delle vibrazioni, al fine di rendere tale ricerca il più completa possibile e favorire così un migliore utilizzo di questa tecnica.

Inoltre, l'acquisizione di più segnali permetterebbe anche di avere un panorama più vasto in cui osservare la trasmissione delle vibrazioni in questo contesto, favorendo, magari, l'individuazione di un range di frequenze in cui applicare i filtri che possa essere valido per ogni acquisizione e che non debba essere scelto in base alle caratteristiche specifiche del caso.

6. BIBLIOGRAFIA

- [1] Anatomia Umana Kenneth S. Saladin , Piccin-Nuova Libreria , ,2017, Edizione 2021, 734 p
- [2] Biomechanics Principles and Applications, Second Edition Edited By Donald R. Peterson, Joseph D. Bronzino, 2008, 356 p
- [3] Clinica Ortopedica. Manuale-Atlante, Attilio Mancini, Carlo Morlacchi, Piccin-Nuova Libreria, 2018
- [4] Bertini G, Fasciolo M, Guagnini M, Celenza M. Il fissatore esterno di Ilizarov: principi e applicazioni [Ilizarov's external fixator: principles and applications]. *Minerva Med.* 1988 Apr;79(4):297-300. Italian. PMID: 3368110.
- [5] Buzzi, R., et al. "Il trattamento delle fratture esposte di tibia con inchiodamento endomidollare bloccato." *Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia* 31 (2005).
- [6] Fondamenti di Meccanica e Biomeccanica del Movimento, Giovanni Legnani, Giacomo Palmieri, 2016, 672 pp.
- [7] Sandro Salsa. *Onde e vibrazioni*, pages 245–332. Springer, 2010
- [8] Modal Testing: Theory, Practice and Application, Mechanical Engineering Research Studies: Engineering Dynamics Series, D. J. Ewins, Editore John Wiley & Sons, 200, 592 pp.
- [9] Analisi numerica dell'effetto di healing della frattura in un simulacro di tibia con validazione sperimentale, Marco Pierotti, 2018/2019
- [10] Experimental and Numerical dynamic characterization of a human tibia Lorenzo Verdenelli *et al* 2018 *J. Phys.: Conf. Ser.* 1149 012029

7. RINGRAZIAMENTI

Mi è doveroso dedicare questo spazio della mia tesi a tutte le persone che ne hanno reso possibile la stesura. In primis vorrei ringraziare la mia relattrice Prof.ssa Milena Martarelli per la sua disponibilità e per i preziosi spunti forniti nel corso dell'indagine oggetto di questo lavoro.

Ringrazio inoltre il mio correlatore Dott. Alessandro Annessi per la sua pazienza e la sua guida.

Non posso non ringraziare mio padre, che mi ha aiutato e spronato nei periodi più difficili e che ha creduto in me fin dal principio, quando ero io a dubitare di me stessa.

E infine ringrazio gli amici con cui ho condiviso questo percorso, che mi sono stati accanto, stemperando i momenti più aspri.