



FONDAZIONE CRT



Borsa di Ricerca Applicata

## RAPPORTO FINALE

Ottobre 2015

# What a painful melody: assessment of the left forearm muscles in violin players

**Borsista:**

F. Petracca

**Supervisore:**

R. Merletti, Laboratorio di Ingegneria del Sistema  
Neuromuscolare (LISiN) Politecnico di Torino

Il materiale di questo rapporto è riassunto nella pubblicazione:

Cattarello P., Merletti R., Petracca F., Analysis of high-density surface EMG and finger pressure in the left forearm of violin players. Medical Problems of Performing Artists, Sept. 2017, 139-151, [doi.org/10.2109/mppa2017.302](https://doi.org/10.2109/mppa2017.302)

# 1. Introduzione

I musicisti svolgono quotidianamente un'intensa attività fisica. Una tecnica ottimale include schemi motori efficienti ed esclude l'attività motoria non necessaria [1], tuttavia l'intensa richiesta di movimenti complessi, precisi e ripetuti, espone i musicisti al rischio di sviluppare patologie a carico del sistema muscoloscheletrico. Si parla di work-related musculoskeletal disorders (WRMDs), di cumulative trauma disorders (CTD) e di repetitive strain injuries (RSI). Inoltre, a differenza di altre professioni, gli strumentisti iniziano la propria carriera in età infantile, aumentando col passare degli anni il carico di studio e di lavoro, non sempre in maniera graduale.

L'intensa pratica svolta dai musicisti, diverse ore al giorno tutti i giorni, li espone ad un rischio molto elevato di sviluppare lesioni muscoloscheletriche, come dimostrano diversi studi epidemiologici [2, 3].

Come riporta una revisione condotta da Lee et al. nel 2013 [3] numerosi studi hanno valutato la prevalenza dei disordini muscoloscheletrici intorno a valori pari al 73,4-87,7%.

Per quanto riguarda invece il sintomo dolore, una recente revisione [4] ha esaminato numerosi articoli riportando i seguenti dati:

- secondo due studi condotti su musicisti professionisti (rispettivamente 103 e 241 soggetti) la prevalenza del dolore è del 61% e del 68%, con una media pesata del 64,9%;
- l'84,2% dei musicisti riferisce di aver riportato sintomatologia dolorosa nel corso della carriera professionale;
- diversi studi hanno inoltre osservato una maggiore esposizione del sesso femminile, in un rapporto di 1.56 rispetto alla popolazione maschile [5];

Uno studio condotto da Paarup et al. nel 2011 [6] ha evidenziato la prevalenza del sintomo doloroso nei musicisti d'orchestra, facendo un confronto tra le diverse tipologie di strumenti suonati. La classe degli strumenti ad arco è risultata essere maggiormente colpita da sintomatologia dolorosa ed esposta a rischio di sviluppare patologie muscolari, rispetto al gruppo degli strumenti a fiato e delle percussioni.

Numerosi studi hanno indicato l'importanza dell'analisi dell'attività muscolare durante la pratica musicale, al fine di conoscere con maggiore precisione le caratteristiche dei pattern motori fisiologici e poter fornire indicazioni in ambito preventivo. La elettromiografia (EMG) di superficie è una tecnica comunemente utilizzata in ambito riabilitativo ed ergonomico, che fornisce importanti informazioni rispetto all'attività muscolare ed a fenomeni come l'affaticamento.

Da una revisione degli studi presenti in letteratura emerge l'importanza dell'azione dei muscoli presenti nell'avambraccio, spesso interessati da fenomeni di overuse e tendinopatie. Si è deciso dunque di studiare il segnale EMG dei muscoli flessori ed estensori del carpo e delle dita del braccio sinistro, che durante la performance musicale subiscono forte stress, soprattutto in caso di eccessive pressioni esercitate dalle dita sulla tastiera.

## 2. Obiettivi e quesiti di ricerca

Obiettivo dello studio era il fornire una risposta quantitativa ai seguenti quesiti:

1. quando si suona il violino sono coinvolti maggiormente i flessori del polso o delle dita del braccio sinistro?
2. gestire la pressione delle dita sulle corde è fondamentale. Volumi di suono maggiori sono da ottenersi attraverso l'archetto e non aumentando la forza delle dita sulla tastiera. L'esecuzione di rampe crescenti di volume altera la pressione delle dita?
3. Se sì, questo si riflette sull'attività muscolare ed in particolare sulla distribuzione dell'attività tra i muscoli flessori ?
4. Esiste una co-contrazione tra i muscoli flessori ed estensori? Si tratta di un effetto fisiologico oppure può (e deve) essere evitato?
5. Quale è la variabilità interindividuale? Esiste un pattern standard oppure ogni musicista ha un pattern individuale di attività muscolare? Esistono diverse soluzioni, o famiglie di soluzioni, al "sistema complesso" che controlla la pressione delle dita sulle corde del violino?

Le risposte a queste domande costituiscono l'aggiunta di una tessera di nuova conoscenza al mosaico già affrontato in una precedente borsa Lagrange relativa allo studio del muscolo trapezio del lato destro e dei muscoli dorsali (Studio della suddivisione del carico tra muscoli soggetti a patologie occupazionali nei musicisti, 2013-2014, Dr. Babak Afsharipour).

## 3. Materiali e metodi

### 3.1 Soggetti

Hanno partecipato allo studio 17 soggetti (media $\pm$ StDev età: 28.3  $\pm$  13.8 anni, peso: 58.5  $\pm$  9.6 Kg, altezza: 165.0  $\pm$  10.4 cm) violinisti, studenti e docenti presso il conservatorio o presso scuole di musica presenti sul territorio piemontese (principalmente Torino e Alessandria). I soggetti non riferivano sintomatologia dolorosa al momento dell'esperimento, e non hanno denunciato pregressi disturbi ai distretti corporei sotto indagine (mano, braccio e spalla sinistri). Sono stati esclusi dallo studio soggetti affetti da patologie del sistema muscoloscheletrico.

I soggetti hanno fornito un consenso informato scritto prima di iniziare la sessione sperimentale. Per i soggetti minorenni, il consenso informato scritto è stato fornito dai genitori.

### 3.2 Setup sperimentale

In Figura 1, è mostrata una rappresentazione schematica del setup di misura realizzato per questo studio. Tutti i soggetti hanno suonato il medesimo violino al quale sono stati applicati i seguenti sensori:

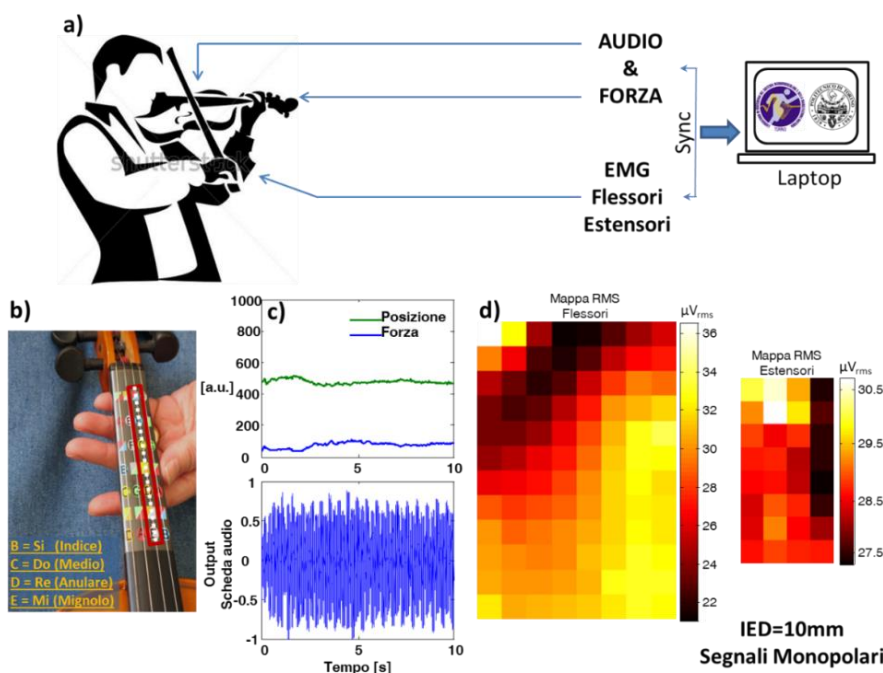
- Microfono a clip sul ponte;
- Sensore di forza resistivo per le dita sulla tastiera;

I sensori di forza resistivi sono costituiti da un polimero conduttivo, che cambia la propria resistenza in modo noto in seguito alla applicazione di forza sulla sua superficie. Essi sono disponibili commercialmente in diverse forme e a differenza delle celle di carico (gold standard

nelle misura di forza) sono caratterizzati da costi e dimensioni estremamente ridotte che li rendono adatti ad essere integrati in una tastiera di un violino. Tuttavia, tra gli svantaggi, si riscontra una curva caratteristica monotona crescente ma non lineare e quindi accuratezza e affidabilità della misura notevolmente inferiori rispetto alle celle di carico.

Attraverso un apposito strumento di acquisizione progettato e realizzato al LISiN nell'ambito della borsa (basato su piattaforma Arduino), sono stati acquisiti simultaneamente l'audio emesso dal violino, la posizione del dito sulla tastiera e la forza esercitata sulla corda per eseguire la nota. A causa dello spazio ridotto sulla tastiera, il sensore è stato collocato in prima posizione sotto una sola corda (II corda o corda del LA) permettendo di acquisire la forza durante l'esecuzione delle note Si, Do#, Re e Mi (Figura 1b). Il volume del suono prodotto durante l'esecuzione delle singole note è stato acquisito tramite un microfono posizionato sul ponte del violino e collegato alla scheda audio del laptop usato per le misure.

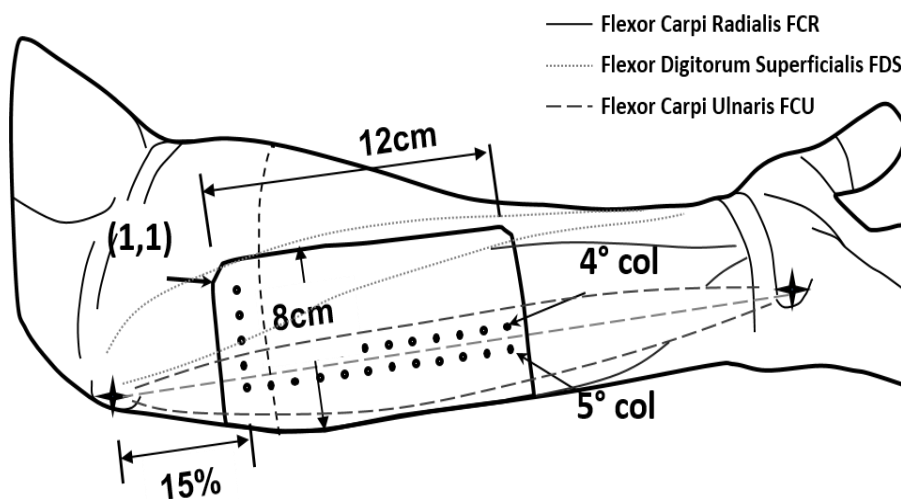
Parallelamente all'acquisizione di questi segnali ausiliari, sono state effettuate misure EMG ad alta densità (128 elettrodi) per valutare l'attività dei muscoli flessori ed estensori del polso e delle dita nell'avambraccio sinistro. Una griglia di 12x8 elettrodi è stata collocata sui muscoli flessore superficiale delle dita e flessori radiale e ulnare del carpo così come mostrato in Figura 2.



**Figura 1: Schema del setup di misura che riassume tutte le grandezze acquisite durante un esperimento, ovvero: segnale HDsEMG dai muscoli flessori ed estensori dell'avambraccio sinistro (d), andamento di forza delle dita premute durante l'esecuzione delle singole note e volume di suono prodotto dal violino (c). La regione della tastiera sensorizzata per le misure di forza copre le note Si, Do#, Re e Mi sulla II corda (b). Tutti i segnali sono stati acquisiti e sincronizzati (a).**

La matrice è stata posizionata in modo che la linea congiungente l'epicondilo mediale ed il pisiforme si trovasse tra la 4° e la 5° colonna di elettrodi. La prima riga di elettrodi è stata posizionata prendendo come riferimento un punto corrispondente al 15% della distanza tra l'epicondilo mediale ed il pisiforme, in senso prossimo-distale.

Infine, una griglia da 8x4 elettrodi è stata posizionata in corrispondenza dell'estensore comune delle dita nel medesimo avambraccio. Anche in questo caso il posizionamento è stato basato su riferimenti anatomici [7]. La prima riga (4 elettrodi) è stata posizionata sulla circonferenza definita dalla seconda riga della griglia per i flessori, mentre la prima colonna (8 elettrodi più laterali) è stata posizionata in corrispondenza della linea congiungente l'epicondilo laterale e lo stiloide ulnare.



**Figura 2: Posizionamento del sistema di elettrodi per i muscoli flessori.** La matrice da 12x8 (IED=10mm) è stata posizionata con la riga (8 elettrodi) più prossimale al 15% della distanza Epicondilo mediale-Pisiforme e sulla loro congiungente sono state allineate le colonne (12 elettrodi) 4° e 5°. In questa disposizione, si è rilevata parzialmente l'attività del Flessore Radiale del Carpo (FCR), lungo la sua lunghezza il Flessore Ulnare del Carpo (FCU) e la parte che emerge più distalmente del Flessore Superficiale delle Dita (FDS).

Tramite l'uso di un segnale di sincronizzazione fornito dalla scheda Arduino all'amplificatore EMG, è stato possibile registrare simultaneamente i segnali EMG e quelli ausiliari (Forza e Volume di suono) sebbene venissero acquisiti tramite due sistemi differenti. Per garantire l'esecuzione delle note ad una velocità costante, oltre che per sincronizzare l'avvio della registrazione con l'esecuzione della specifica nota, è stato usato un metronomo impostato alla cadenza di 60 bpm.

### 3.3 Protocollo

Le misure hanno avuto luogo in parte presso i laboratori del LISiN ed in parte presso le aule del Conservatorio A. Vivaldi di Alessandria. L'obiettivo dello studio era di analizzare la distribuzione spaziale dell'attività EMG nei muscoli dell'avambraccio, valutare la presenza di co-contrazioni durante l'esecuzione di singole note e definire la correlazione tra volume di suono prodotto, forza esercitata dalle dita sulla tastiera e ampiezza del segnale EMG. Ai soggetti è stato chiesto di suonare le 4 note (Si, Do#, Re, Mi) con le diverse dita a due velocità delle arcate differenti (2 arcate/s, 4 arcate/s) e producendo volumi di suono costanti o volumi di suono crescenti secondo una rampa. Le rampe di volume sono state ripetute dopo una sessione di affaticamento di 5 minuti. Per maggiori dettagli si veda l'appendice A: Protocollo.

### 3.4 Analisi dei parametri di ampiezza

Per ogni registrazione di ciascun soggetto, sono state calcolate le mappe RMS (Root Mean Square) dai segnali monopolari. Una mappa RMS per i flessori (12x8 pixels) e una per gli estensori (8x4 pixels) sono state calcolate sull'intera durata della registrazione (10s). In aggiunta, sono state calcolate 10 mappe su epoche successive da 1s per valutare l'evoluzione di ampiezza dei segnali nel tempo. Dalle 10 mappe RMS è stato calcolato l'RMS spaziale medio secondo l'eq (1)

$$\overline{RMS} = \frac{\sum_{r=1}^R \sum_{c=1}^C RMS(x_c, y_r)}{RC} \quad \text{eq.(1)}$$

dove

$$RMS(x_c, y_r) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N EMG(x_c, y_r)_i^2} \quad \text{eq.(2)}$$

in cui R e C sono il numero di righe e colonne della matrice (12x8 nei flessori e 8x4 negli estensori) ed N è il numero di campioni contenuti nell'epoca selezionata (1s=2048campioni).

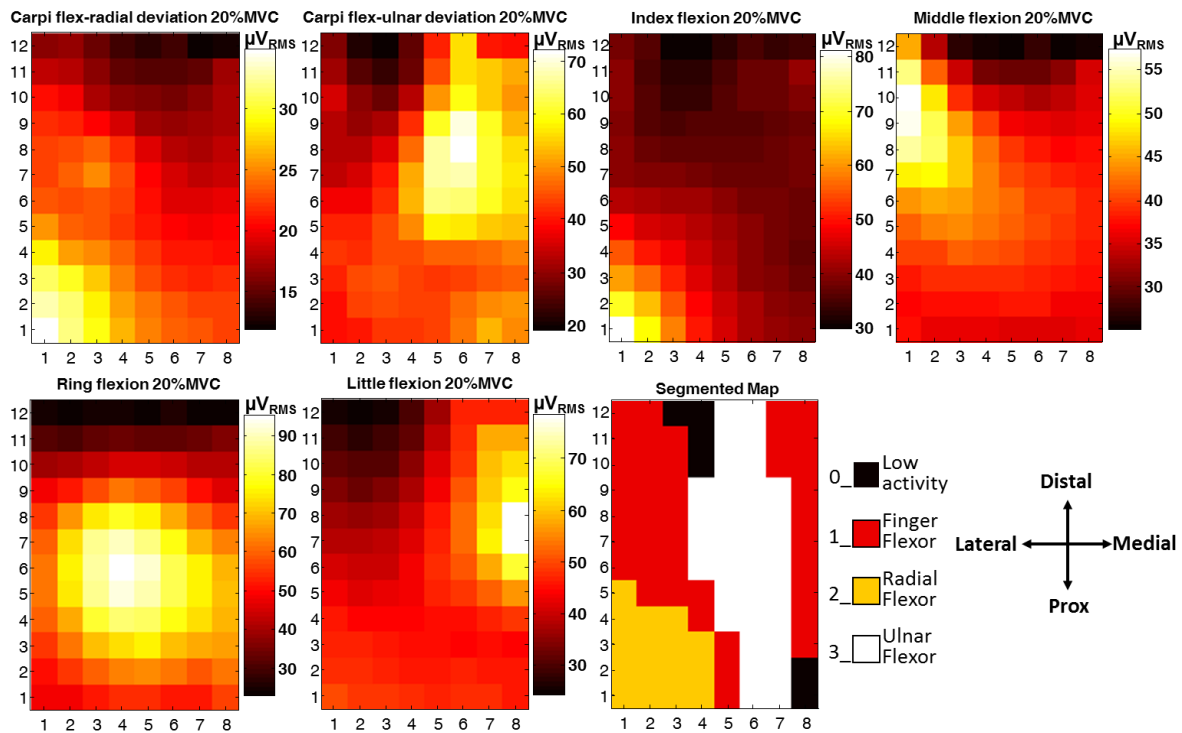
Per ogni registrazione, dopo aver calcolato i 10 valori di  $\overline{RMS}$ , tramite una regressione lineare ne è stata valutata la tendenza nel tempo. Le mappe RMS non sono state segmentate con l'obiettivo di valutare il tasso di variazione di ampiezza EMG dell'intera regione e non esclusivamente della regione attiva.

Per quanto riguarda i segnali di forza provenienti dalla tastiera del violino, anche in questo caso è stata effettuata una regressione lineare al fine di identificare tendenze di crescita di modulo nel tempo. I coefficienti angolari delle rette interpolanti i valori di  $\overline{RMS}$  e forza hanno permesso di investigare le relazioni EMG-Forza durante l'esecuzione di singole note.

Si sottolinea che la distanza interelettrodica di 10 mm, utilizzata in questo studio per via della disponibilità di matrici di elettrodi presso il LISiN con tale passo, presenta possibili problemi di insufficiente campionamento spaziale con conseguente possibile "aliasing" i cui effetti sono in corso di studio.

### 3.5 Analisi dei parametri spaziali

Le mappe RMS monopolari calcolate in precedenza sono state successivamente elaborate al fine di estrarre informazioni sulla distribuzione spaziale dell'attività EMG. Dalle contrazioni isometriche con e senza strumento, effettuate nella prima parte del protocollo (senza suonare alcuna nota), sono state individuate le principali regioni attive durante le operazioni di controllo del polso e delle singole dita. Osservando i dati relativi ai movimenti selettivi richiesti (si veda la sezione Protocollo), è stato possibile identificare le specifiche regioni attive. Tramite questa analisi visiva, per ogni soggetto, è stata suddivisa la superficie dei muscoli flessori in quattro regioni principali: 0-regione a bassa attività in tutti i movimenti; 1-regione attiva durante la flessione delle dita; 2-regione attiva durante la flessione-deviazione radiale del carpo; 3-regione attiva durante la flessione-deviazione ulnare del carpo. In conclusione, per ogni soggetto è stata definita una maschera come quella mostrata in Figura 3 (Segmented Map) al fine di determinare i compartimenti attivi durante l'esecuzione di singole note. Per ogni nota suonata, è stata segmentata la regione attiva (zona con valori maggiori del 70% del massimo) e ne è stata valutata la sua suddivisione nelle diverse porzioni identificate in precedenza (Flessore delle dita, Flessore Radiale e Flessore Ulnare).



**Figura 3: Mappe RMS monopolari relative a contrazioni selettive dei flessori dell'avambraccio sinistro in condizioni isometriche al 20% MVC. Dall'alto verso destra si nota l'attività localizzata del FCR, del FCU e dei compartimenti del FDS che controllano le dita Indice, Medio, Anulare e Mignolo. Data la complessità della disposizione dei diversi muscoli in uno spazio molto ridotto, sono state definite le aree di attività dei muscoli superficiali FCR (giallo) e FCU (bianco) e la restante parte per il FDS (rosso) nonostante la sovrapposizione di alcune regioni.**

Per tutti i soggetti è stata calcolata una mappa segmentata (maschera), molto simile tra diversi soggetti, in cui era evidente una regione centrale lunga e sottile per il flessore ulnare (bianco), una regione nell'angolo in basso a sinistra per il flessore radiale (giallo) e la restante parte attiva durante la flessione delle singole dita (rosso), così come mostrato in Figura 3. Tale maschera ha mostrato una variabilità ridotta, principalmente dovuta al posizionamento della griglia e all'anatomia dei singoli soggetti. Tuttavia, essa si è rivelata consistente nel gruppo di violinisti esaminati. Le regioni di interesse sono state identificate visivamente per via della complessità delle regioni attive in cui si sono riscontrate sovrapposizioni di attività durante movimenti selettivi (ad esempio l'attività dovuta alla flessione dell'anulare è parzialmente sovrapposta ai flessori radiale e ulnare). Nell'identificazione delle tre principali regioni di interesse, si può notare come sia dominante l'effetto dei flessori del carpo (più superficiali) e la localizzazione del flessore superficiale delle dita che emerge più distalmente e più lateralmente. Per ogni soggetto, all'esecuzione delle singole note, è stata valutata la percentuale di attività ripartita tra le tre regioni identificate, al fine di valutare le differenze nelle strategie di attivazione dei principali muscoli flessori.

Con l'obiettivo di valutare più in dettaglio gli effetti della nota suonata e delle diverse condizioni di esecuzione (velocità delle arcate e intensità del suono) sulla localizzazione spaziale dell'attività muscolare dei flessori, sono state confrontate a coppie le diverse mappe RMS calcolando la somma degli scarti quadratici (sum of squared differences, SSD), secondo l'eq (3)

$$SSD = \frac{\sum_{r=1}^R \sum_{c=1}^C [nRMS_A(x_c, y_r) - nRMS_B(x_c, y_r)]^2}{RC} \quad \text{eq.(3)}$$

in cui,  $nRMS_A$  e  $nRMS_B$  sono le due mappe RMS, normalizzate rispetto al loro massimo, e corrispondenti alla condizione A e alla condizione B. Gli scarti quadratici punto-punto vengono sommati e normalizzati rispetto alla dimensione della mappa. Ne consegue che, se due mappe normalizzate hanno la stessa distribuzione di attività, SSD tenderà a zero. Lo scarto massimo, pari all'area della mappa, si ottiene tra mappe formate da tutti 1 e tutti 0, che risulta un caso non possibile essendo esse normalizzate rispetto al massimo. Condizione di massima dissomiglianza tra due mappe quindi, si ottiene quando i pixel di entrambe assumono valori casuali secondo una distribuzione uniforme. Simulando il confronto ripetuto 1000 volte tra coppie di mappe 12x8 generate casualmente (distribuzione uniforme nell'intervallo [0,1]), risulta un  $SSD=17.02\pm 2.02$  (media $\pm$ dev.st.). Questo valore deve essere considerato come indice massimo di riferimento nel confronto tra le mappe RMS ottenute da diverse note, a diverse velocità delle arcate e a diverso volume.

### 3.6 Valutazione della co-contrazione

Irrigidimento degli arti, tensioni muscolari eccessive e co-contrazione di muscoli antagonisti possono causare movimenti inefficienti e a lungo termine disturbi muscolari [1]. Al fine di valutare le strategie di attivazione di muscoli agonisti ed antagonisti quali flessori ed estensori di polso e dita in movimenti estremamente fini ed accurati come la pressione delle corde del violino, sono stati stimati degli indici di co-contrazione per i soggetti esaminati. Tale indice è stato definito secondo l'eq (4)

$$COCO = \frac{\overline{sRMS}_{Flex}}{\overline{sRMS}_{Ext}} \quad \text{eq.(4)}$$

dove,  $\overline{sRMS}_{Flex}$  e  $\overline{sRMS}_{Ext}$  rappresentano la ampiezza media (nello spazio) delle mappe RMS segmentate dei flessori e degli estensori rispettivamente durante un generico compito. La segmentazione è stata effettuata tramite una soglia definita al 70% del relativo valore massimo, al fine di isolare la regione maggiormente attiva riducendo gli effetti di cross-talk. Per ogni registrazione è stato calcolato l'indice *COCO* sia per le mappe RMS ottenute su 10s (intera registrazione) sia per le 10 epoche consecutive da 1s al fine di valutare l'andamento nel tempo della co-contrazione. In questo caso, tramite regressione lineare, è stata calcolata la tendenza nel tempo per ogni nota suonata alle diverse condizioni di velocità delle arcate e volume di suono.

### 3.7 Analisi statistica

L'analisi della varianza (ANOVA) ad una via è stata eseguita per confrontare il tasso di variazione della forza esercitata dalle dita e di  $\overline{RMS}$  dai flessori dell'avambraccio ottenuti durante l'esecuzione delle singole note a volume di suono costante e a volume di suono crescente. La stessa procedura è stata effettuata per valutare i tassi di variazione degli indici di co-contrazione ottenuti nelle medesime condizioni. I confronti degli andamenti dei parametri di ampiezza del segnale EMG sono stati effettuati inoltre, a parità di condizioni (nota, velocità e volume di suono), per le



misure pre e post affaticamento. L'ANOVA è stata anche usata per confrontare i valori SSD ottenuti tra mappe RMS relative alla stessa nota (Si vs Si, Do# vs Do#, Re vs Re, Mi vs Mi) e tra mappe RMS relative a note diverse (Si, Do#, Re, Mi vs altre note). L'ANOVA a due vie (velocità dell'archetto e volume costante/crescente) è stata effettuata sui valori SSD tra mappe RMS relative a ogni singola nota (Si vs Si, Do# vs Do#, Re vs Re, Mi vs Mi) confrontando le diverse velocità di arcata e i diversi volumi di suono ottenuti. Questi test statistici permettono di:

- Identificare la relazione forza-EMG dei flessori delle dita durante la produzione di suoni a volume crescente;
- Valutare l'andamento della co-contrazione dei flessori ed estensori di polso e dita in relazione al volume di suono prodotto;
- Verificare se la distribuzione di attività nei flessori dipende principalmente dal dito usato oppure varia al variare delle condizioni di velocità delle arcate e volume di suono.
- Valutare le variazioni dei parametri spaziali e di ampiezza prima e dopo un compito ritenuto affaticante per la mano e le dita.

## 4. Risultati

### 4.1 Variabilità tra soggetti

Sin dalla prima analisi dei dati, è emersa immediatamente una enorme variabilità associata ai diversi soggetti. Ciascun violinista, esegue una determinata nota in modo unico e diverso dagli altri.

In particolare, sono state osservate tre schemi motori principali in cui:

- Il soggetto rilascia (totalmente o parzialmente) la pressione del dito periodicamente durante i punti di inversione dell'archetto;
- Il soggetto imprime una consistente forza sulla tastiera durante la fase iniziale del suono per poi diminuirla fino ad un livello circa costante;
- Il soggetto varia dinamicamente la pressione delle dita in modo non prevedibile;

Ulteriori aspetti di variabilità riguardano l'utilizzo dei muscoli flessori di polso e dita nel premere singole corde. Analizzando la distribuzione spaziale dell'attività EMG e la sua ripartizione nelle tre regioni principali di interesse (Flessore delle dita = FDS, Flessore Radiale = FCR, Flessore Ulnare = FCU, si veda Figura 3), si può notare come l'esecuzione di una nota viene ottenuta da ciascun soggetto reclutando la muscolatura in modo diverso. Per alcuni soggetti, la pressione delle dita sulla tastiera viene ottenuta prevalentemente attivando la regione del FCR oppure del FCU (azione del polso), mentre per altri è dominante l'attività del FDS (azione delle dita). È stata anche notata una attivazione equamente suddivisa tra i due flessori del carpo, suggerendo come in tali casi, la pressione delle corde avvenga prevalentemente tramite un controllo del polso. Al contrario invece, alcuni soggetti hanno mostrato attività fortemente localizzata nella regione del FDS, indicando una tecnica di pressione delle corde profondamente diversa. Esiste infine una categoria intermedia in cui le note vengono ottenute attivando in modo più sinergico polso e dita simultaneamente

In particolare, la Tabella 1 riassume per i 17 soggetti esaminati, la suddivisione percentuale dell'attività muscolare tra FDS, FCR e FCU come la media su tutte le 24 registrazioni (si veda

Appendice A: Protocollo). Per alcuni soggetti è stata riscontrata una regione dominante con una estensione superiore al 50% della regione attiva, mentre per altri soggetti l'attività si suddivide più uniformemente coinvolgendo più di una regione.

**Tabella 1: Valori della percentuale della regione attiva (media sulle 24 registrazioni) associata al Flessore Superficiale delle dita (FDS), al Flessore del carpo Radiale (FCR) o al Flessore del Carpo Ulnare (FCU). In rosso sono evidenziate le estensioni superiori al 50% della regione attiva. In giallo sono evidenziate le estensioni superiori al 30% della regione attiva**

	Sbj 1	Sbj 2	Sbj 3	Sbj 4	Sbj 5	Sbj 6	Sbj 7	Sbj 8	Sbj 9
<b>FDS</b>	17,33	41,57	16,08	51,54	62,22	32,14	52,50	63,45	40,45
<b>FCR</b>	20,74	31,76	57,93	37,48	13,30	60,85	14,63	19,26	29,21
<b>FCU</b>	61,93	26,67	25,99	10,99	24,48	7,00	32,87	17,29	30,34

	Sbj 10	Sbj 11	Sbj 12	Sbj 13	Sbj 14	Sbj 15	Sbj 16	Sbj 17
<b>FDS</b>	39,19	55,61	37,98	74,81	10,03	44,23	7,21	18,28
<b>FCR</b>	5,36	21,54	24,18	20,56	47,56	24,00	73,94	30,12
<b>FCU</b>	55,46	22,85	37,85	4,63	42,41	31,77	18,85	51,60

## 4.2 Relazione EMG-Forza

Uno degli obiettivi di questo studio è la caratterizzazione del livello di attivazione muscolare di flessori ed estensori dell'avambraccio in diverse condizioni di esecuzione delle singole note. In particolare, un adeguato controllo della forza esercitata dalle dita sulla tastiera risulta di estrema importanza dal punto di vista muscolare. La nota prodotta dipende dal punto in cui la corda viene vincolata dalla pressione del dito che ne determina la lunghezza libera di vibrare per attrito con le crine dell'archetto. Premere con una forza superiore a quella necessaria a fissare la corda non produce alcuna variazione di volume né delle frequenze proprie del suono prodotto, causando esclusivamente uno spreco di energia muscolare ed un irrigidimento delle articolazioni della mano e delle dita. Per quanto riguarda variazioni nella velocità delle arcate e nel volume del suono emesso, tali effetti sono determinati dall'azione dell'archetto, controllato però dal braccio destro. Per queste ragioni, sono stati valutati gli andamenti di RMS e di Forza esercitata dalle dita sulla tastiera nel tempo in diverse condizioni di esecuzione delle singole note. In particolare, la pendenza della retta di regressione (o tasso di variazione) per RMS e forza nel tempo è stata studiata confrontando, per ciascuna nota (Si, Do#, Re, Mi), le diverse velocità delle arcate (2 o 4 arcate al secondo) e i diversi volumi prodotti (costante o crescente secondo una rampa) così come mostrato in Figura 4.

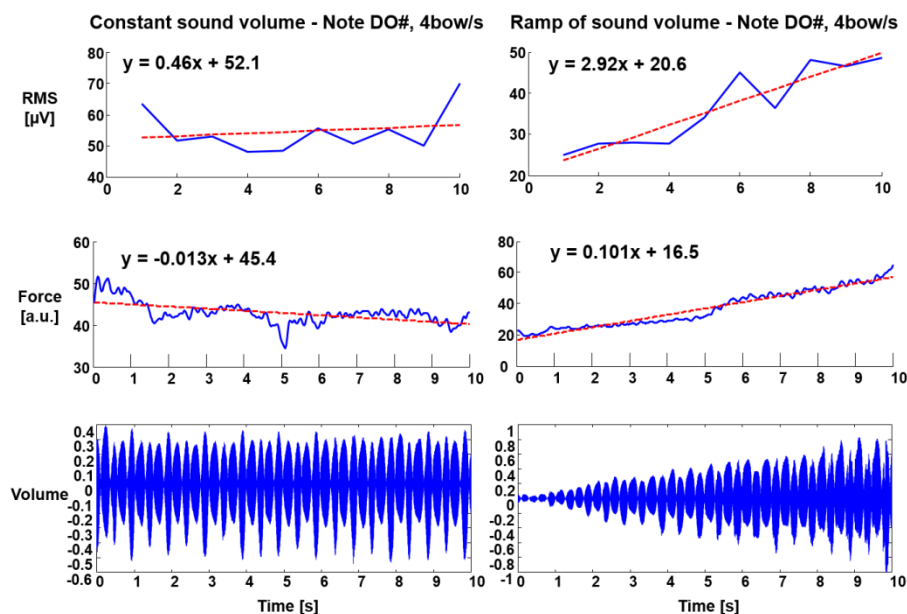


Figura 4: Confronto degli andamenti di RMS, Forza e Volume di suono durante l'esecuzione della stessa nota (Do#) alla stessa velocità di suono (4 arcate/s) (Soggetto 3, esempio rappresentativo). La registrazione di volume, mostrata come feedback durante gli esperimenti, conferma qualità e correttezza del compito svolto. In rosso, per ogni segnale, la regressione lineare con la relativa equazione. I coefficienti angolari delle rette interpolanti sono stati confrontati per diverse condizioni.

In Tabella 2 e Tabella 3 sono riportati i p-values risultanti da un ANOVA ad una via per ciascun confronto tra pendenze di RMS e forza.. Da tali confronti, non risulta alcuna variazione significativa degli andamenti di RMS e forza sulla tastiera al variare della velocità delle arcate ( $p > 0.3$ ). Inoltre non risulta alcuna variazione significativa degli andamenti di RMS e forza sulla tastiera tra prima e dopo una pratica presunta affaticante ( $p > 0,4$ ).

Ciò che invece emerge, riguarda un incremento statisticamente significativo delle pendenze delle regressioni di RMS e forza verso il tempo quando si confrontano le misure a volume di suono costante e a volume di suono crescente secondo una rampa ( $p < 0.01$ ). In altre parole, aumentare il volume di suono prodotto (premendo maggiormente l'archetto sulle corde con il braccio destro), comporta un aumento significativo della forza esercitata sulla tastiera dalle dita del braccio sinistro e allo stesso tempo un livello di attivazione muscolare crescente con tale forza.

Per rendere più chiaro quanto appena riportato, in Figura 5 sono mostrati due dei 24 confronti effettuati tra le pendenze delle regressioni di RMS e Forza verso il tempo ritenuti rappresentativi.

Tabella 2: p-values dati da ANOVA ad una via (N=17 soggetti) per i rispettivi confronti appaiati tra pendenze delle regressioni di RMS ottenute a diverse velocità dell'archetto, diversi volumi di suono e diverse condizioni di fatica. In rosso i valori  $p < 0.01$ .

	Slope of RMS: p-values		Const VS Ramp (2 b/s)	Const VS Ramp (4 b/s)	Before VS After Fatigue (2 b/s)	Before VS After Fatigue (4 b/s)
	2 b/s VS 4 b/s (Const Volume)	2 b/s VS 4 b/s (Ramp Volume)				
Note SI	0,5472	0,8550	0,0033	0,0098	0,6786	0,9822
Note DO#	0,4576	0,9823	0,0089	0,0011	0,4376	0,9317
Note RE	0,6294	0,3816	0,0003	0,0019	0,5516	0,6479
Note MI	0,6917	0,6606	0,0065	0,0007	0,8222	0,9642

Tabella 3: p-values dati da ANOVA ad una via (N=17 soggetti) per i rispettivi confronti appaiati tra pendenze delle regressioni di Forza ottenute a diverse velocità dell'archetto, diversi volumi di suono e diverse condizioni di fatica. In rosso i valori  $p < 0.01$ .

	Slope of Force: p-values					
	2 b/s VS 4 b/s (Cost Volume)	2 b/s VS 4 b/s (Ramp Volume)	Const VS Ramp (2 b/s)	Const VS Ramp (4 b/s)	Before VS After Fatigue (2 b/s)	Before VS After Fatigue (4 b/s)
Note SI	0,4092	0,8493	<0,0001	<0,0001	0,5787	0,9671
Note DO#	0,6552	0,5171	<0,0001	0,0005	0,2970	0,6649
Note RE	0,7704	0,7558	0,0020	0,0001	0,5404	0,5089
Note MI	0,6428	0,7072	0,0147	0,0003	0,6289	0,5623

Riassumendo, la velocità delle arcate (numero di arcate al secondo) non influenza le pendenze di Forza e RMS, così come nessun effetto significativo è stato riscontrato dopo una sessione affaticante di 5 minuti per la mano sinistra. Risulta invece evidente come produrre un volume di suono crescente secondo una rampa produca un aumento della forza esercitata sulla tastiera e un incremento dell'ampiezza dei segnali EMG dai flessori dell'avambraccio sinistro, evidenziando la relazione esistente tra EMG e Forza.

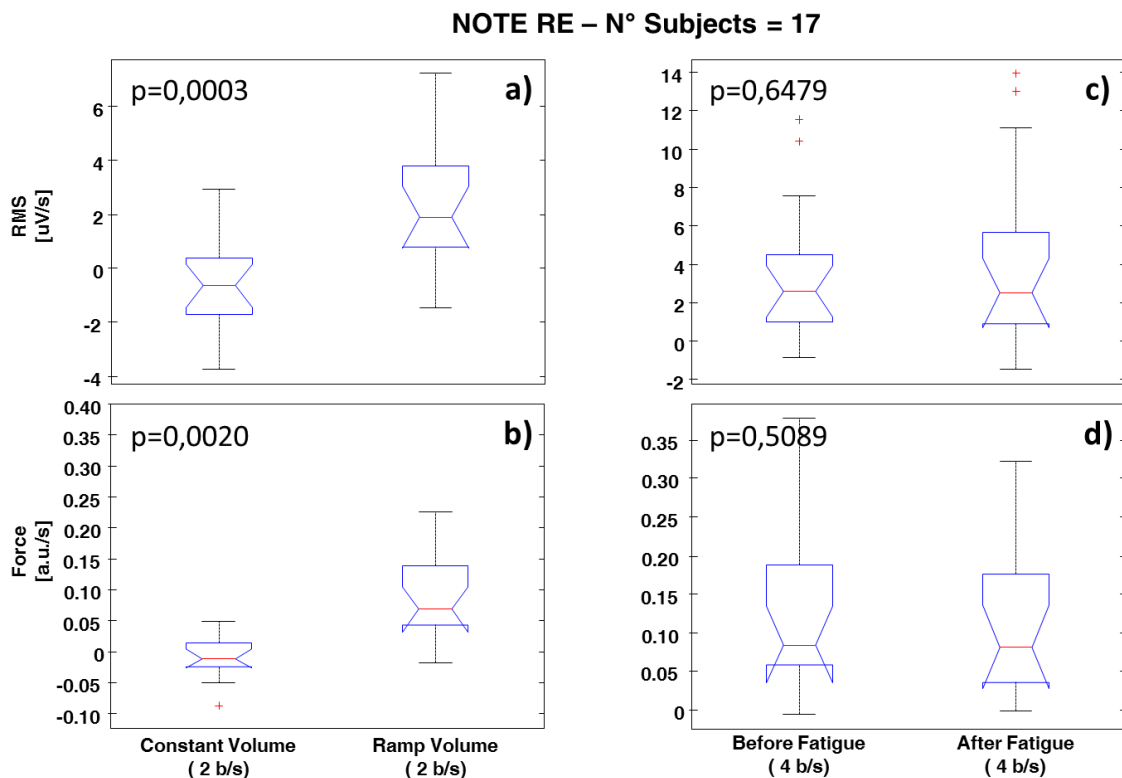
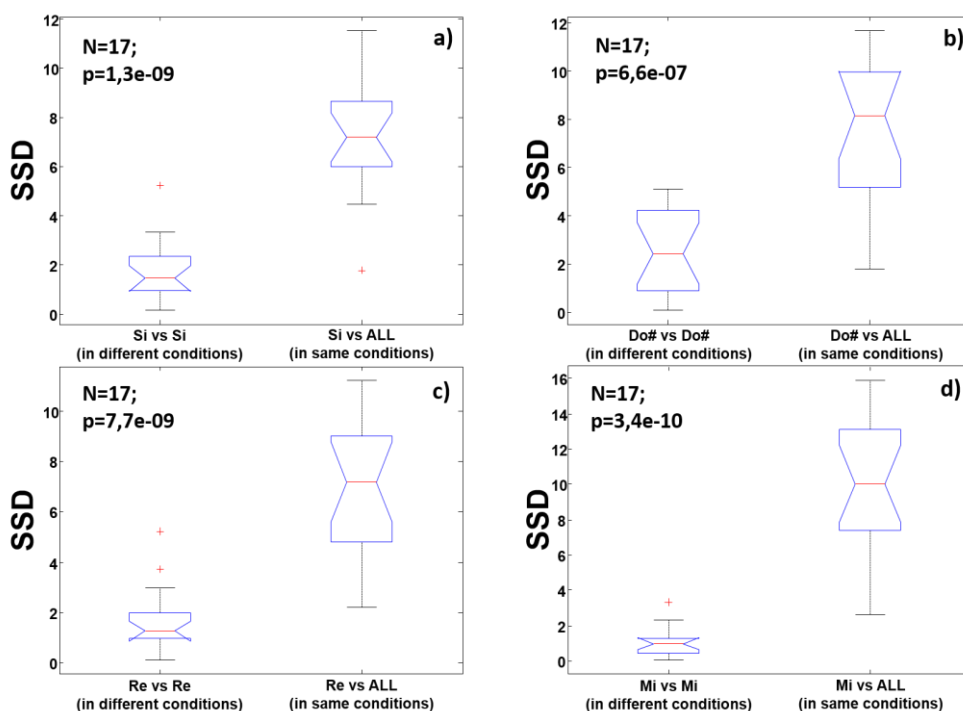


Figura 5: Boxplot (mediana ed interquartili per N=17 soggetti) rappresentativi di alcuni confronti degli andamenti (pendenze) di RMS e Forza. a) Confronto tra le pendenze di RMS ottenute suonando a volume costante o a volume crescente (velocità pari a 2 arcate/s). b) Confronto tra le pendenze di forza ottenute suonando a volume costante o a volume crescente (velocità pari a 2 arcate/s). c) Confronto tra le pendenze di RMS ottenute suonando prima e dopo la pratica affaticante (velocità 4 arcate/s, rampa di volume). d) Confronto tra le pendenze di forza ottenute suonando prima e dopo la pratica affaticante (velocità 4 arcate/s, rampa di volume).

### 4.3 Distribuzione spaziale di EMG

L'utilizzo di griglie di elettrodi ha permesso di estendere lo studio a valutazioni più dettagliate rispetto alle sole indicazioni di ampiezza media del segnale nella zona di interesse. Tramite l'EMG per immagini, si sono potute confrontare le distribuzioni spaziali di attività corrispondenti alle singole note e valutare gli effetti di velocità, volume e fatica su tale distribuzione. Per ogni soggetto sono stati calcolati gli indici SSD (vedi eq(3)) ottenuti dal confronto a) tra le mappe di RMS corrispondenti alle le stesse note (Si vs Si, Do vs Do, Re vs Re, Mi vs Mi) suonate a diverse velocità dell'archetto e, b) tra le mappe corrispondenti a diversi volumi di suono e c) tra le mappe di RMS prima o dopo fatica. Per ogni soggetto ed ogni nota sono stati ottenuti 15 indici SSD. Tali indici indicano la variazione della distribuzione spaziale EMG introdotta dalla velocità delle arcate, dal volume di suono e dalla sessione affaticante, a parità di nota. Per ogni nota sono stati mediati i 15 indici SSD al fine di misurare la somiglianza tra tutte le mappe RMS ottenute suonando le singole note. Allo stesso modo, ogni nota è stata confrontata con le restanti tre (Si vs All, Do vs All, Re vs All, Mi vs All) suonate nelle medesime condizioni, ottenendo per ogni soggetto ed ogni nota 18 indici SSD. Tali indici indicano la variazione della distribuzione spaziale EMG dovuta alle diverse note e a parità di condizioni di suono. I 18 indici sono stati mediati tra loro al fine di misurare la somiglianza tra mappe RMS ottenute suonando note diverse.

La Figura 6 mostra i risultati della ANOVA ad una via effettuata nel confronto tra gli indici SSD ottenuti per la stessa nota prodotta in condizioni diverse e tra note diverse prodotte nelle stesse condizioni. In altre parole è stato valutato se la distribuzione dell'attività EMG per i flessori delle dita risulta diversa tra le diverse note, oppure, se gli effetti di velocità delle arcate, esecuzione a volume costante o volume crescente e condizione di fatica producano significative variazioni spaziali della distribuzione EMG corrispondente alla stessa nota.



**Figura 6:** Boxplot (mediana ed interquartili per N=17 soggetti) per il confronto degli indici SSD (Sum of Squared Differences) tra le mappe RMS ottenute producendo la stessa nota (a diverse velocità di arcate, volume di suono e condizione di fatica) e tra mappe RMS corrispondenti a note diverse (a parità di velocità di arcate, volume di suono e condizione di fatica). I confronti tra nota uguale e note diverse sono riportati per le note Si (a), Do# (b), Re (c) e Mi (d) esaminate durante lo studio.

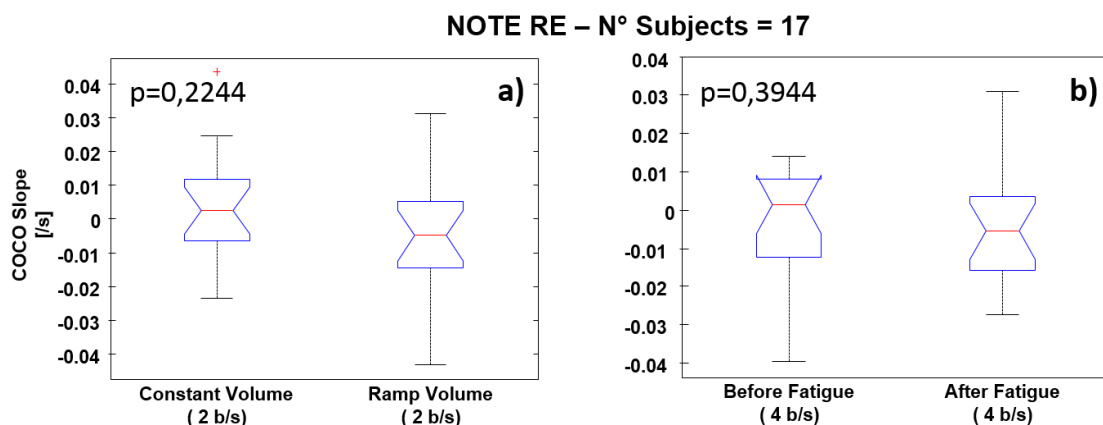
Dai test statistici condotti, gli indici SSD ottenuti confrontando le mappe RMS ottenute dalle singole note hanno mostrato valori medi molto bassi e suggeriscono una evidente similitudine anche in condizioni di esecuzione ben differenti. Indici SSD bassi indicano che effetti di fatica, velocità di suono e volume di suono non sono evidenti nella variazione spaziale dell'attività EMG. Indici SSD più alti sono stati ottenuti confrontando note diverse a parità di condizione, mostrando come premere dita diverse produca localizzazioni dell'attività EMG differenti. Sono risultati statisticamente significativi ( $p < 0.001$ ) gli indici SSD ottenuti tra note diverse ma a parità di condizione di esecuzione del suono. Si può quindi affermare che per ogni nota la distribuzione spaziale EMG è consistente e distinguibile (sebbene sia diversa da soggetto a soggetto) e non subisce variazioni significative al variare degli altri fattori.

#### 4.4 Co-Contraazione Flessori-Estensori

Sebbene questo studio sia stato focalizzato principalmente ad investigare le variazioni di ampiezza e distribuzione spaziale EMG per i flessori dell'avambraccio, si è scelto di dedicare una parte del lavoro alla valutazione dei livelli di attività simultanea dei muscoli antagonisti ovvero gli estensori. Come citato in precedenza, il livello di co-contrazione è stato stimato come il rapporto tra i valori di ampiezza RMS dei flessori e quelli degli estensori, estratti dalla media spaziale nelle regioni attive (COCO, eq(4)). Sebbene questa stima sia affetta da diversi fattori critici che variano da soggetto a soggetto (spessore sottocutaneo, architettura della muscolatura, variazioni nel posizionamento degli elettrodi e cross-talk [8, 9, 10]), è stato possibile valutare alcuni aspetti che potrebbero essere di spunto per futuri studi di approfondimento.

##### -Tendenza della Co-contrazione

Dopo aver verificato un incremento statisticamente significativo dei valori di forza esercitata dalle dita (con relativi aumenti di RMS) in relazione all'esecuzione di rampe di volume di suono (Figura 4 e Figura 5), è stata valutata la tendenza (regressione lineare) dell'indice COCO nelle medesime condizioni.



**Figura 7: Boxplot (mediana ed interquartili per N=17 soggetti) per il confronto dell'andamento (pendenza) dell'indice di co-contrazione (COCO) per diversi volumi di suono prodotti (sinistra) e per diverse condizioni di fatica (destra). a) Effetto sull'andamento (pendenza) della co-contrazione del volume di suono costante o crescente. b) Effetto sull'andamento (pendenza) della co-contrazione della condizione di fatica.**

ANOVA ad una via, condotta per valutare gli effetti di volume di suono (costante o rampa) e fatica (prima e dopo) sulla pendenza dell'andamento nel tempo dell'indice COCO, non hanno mostrato differenze statisticamente significative come mostrato in Figura 7. Trattandosi di pendenze, i valori messi a confronto risultano relativi ad ogni soggetto e fattori di confondimento esterni risultano parzialmente ridotti rispetto ad una analisi su valori assoluti. In altre parole, gli aumenti di ampiezza EMG riscontrati durante l'esecuzione di rampe di volume risultano bilanciati per flessori ed estensori ed il loro rapporto resta invariato, così come accade anche al variare della velocità delle arcate e dopo una sessione affaticante.

### **-Indice di Co-contrazione**

Sebbene un confronto tra i valori assoluti di COCO valutati per diversi soggetti sia di poca validità in assenza di un esperimento pianificato appositamente per questo obiettivo, è di interesse notare i valori numerici emersi durante gli esperimenti condotti.

Confrontando una flessione ed una estensione isometrica pura del carpo al 20% MVC (senza violino e senza produrre suoni) è stata osservata una differenza sostanziale nelle due distribuzioni di RMS relative a flessori e estensori, ovvero: durante l'estensione del polso, l'EMG letto sulla superficie dei flessori è molto basso, presumibilmente dovuto a cross-talk; durante la flessione del polso invece, l'indice COCO assume valori mediamente pari a 1 indicando ampiezze EMG paragonabili tra i gruppi muscolari antagonisti. Si può quindi affermare che lo sforzo di flessione del polso causa attivazione degli estensori molto maggiore di quanto l'estensione non faccia per i flessori. Attualmente non ci sono ancora ipotesi in grado di spiegare questo fenomeno che deve ancora essere investigato più nel dettaglio.

Analogamente, è stata riscontrata una attività degli estensori del polso e delle dita ??considerevole anche durante l'esecuzione delle diverse note in diverse condizioni. Indici COCO minori sono stati ottenuti durante l'esecuzione della nota Si ( $0.9 \pm 0.1$ ) con il dito indice mentre per le altre note ottenute con le restanti dita si evidenziano valori maggiori ( $1.1 \pm 0.2$ ). Resta quindi evidente una considerevole co-contrazione dei muscoli estensori e flessori durante la pressione statica delle corde. Questa condizione, evidente in tutti i soggetti, suggerisce come la presenza di co-contrazione potrebbe non essere una condizione di inefficienza ma piuttosto una condizione fisiologica nel controllo di movimenti fini ed accurati.

## **5. Discussione e Conclusioni**

Il gesto musicale è estremamente complesso e richiede al tempo stesso velocità, precisione ed equilibrio. Ciascun soggetto, a seconda della propria formazione, livello di padronanza dei movimenti e caratteristiche intrinseche del sistema muscolare (attualmente non indagabili) sviluppa un personale pattern di movimento e di attivazione muscolare che rappresenta una particolare modalità di generazione dell'output (suono) di un sistema complesso.

Al momento nessuno studio ha analizzato i segnali EMG ottenuti dalla muscolatura flessoria del polso e delle dita, al fine di stabilire se uno schema di attivazione muscolare sia migliore rispetto agli altri.

L'assenza di tecniche e strumenti di feedback (o biofeedback), porta il soggetto ad affidarsi unicamente alle proprie sensazioni (sensibilità propriocettiva, cinestesica, tattile) ed alle indicazioni del docente, che osservando l'allievo, può notare anomalie nel gesto musicale, ma non può percepire effettivamente ciò che l'allievo sta sperimentando.

Col passare del tempo le posture inizialmente dolorose ed innaturali diventano consuete per il giovane musicista, che inconsapevolmente rischia di assumere atteggiamenti potenzialmente dannosi per il proprio corpo e per la propria abilità professionale.

Non stupisce dunque l'aver osservato, nei violinisti analizzati, posture e tecniche esecutive profondamente diverse sia nella tecnica che nella attivazione muscolare ed è ragionevole chiedersi in che misura esse dipendano da forme di ottimizzazione individuale o da modalità che necessitano di correzione. Questa è una caratteristica dei sistemi complessi, in cui sistemi simili (soggetti) producono output simili (suoni o musica) secondo modalità completamente diverse.

## 5.1 La pressione delle dita sulle corde

Nell'analisi condotta sono state registrate diverse tecniche per eseguire, con le dita della mano sinistra, la pressione delle corde del violino:

- Il soggetto rilascia (totalmente o parzialmente) la pressione del dito periodicamente, in corrispondenza dei cambi di direzione dell'archetto;
- Il soggetto imprime una consistente forza sulla tastiera durante la fase iniziale del suono per poi diminuirla fino ad un livello che rimane costante;
- Il soggetto varia dinamicamente la pressione delle dita in modo non prevedibile;

La presenza di differenti tecniche per la produzione del suono è dovuta principalmente all'impossibilità di valutare ed avere un riscontro immediato rispetto alla pressione delle dita sulla tastiera durante la pratica quotidiana. Durante l'esecuzione musicale infatti il soggetto non può sapere oggettivamente con quale intensità stia premendo le corde, ma può solo affidarsi alle sensazioni personali ed al suono che sta ottenendo. Per questo motivo diversi soggetti adottano strategie differenti, non necessariamente corrette e spesso in maniera inconsapevole.

Tuttavia, come già descritto in precedenza, un'eccessiva pressione delle dita sulla tastiera non solo non ha effetti sul suono, ma induce un irrigidimento della mano, esponendo il soggetto al rischio di sviluppare patologie muscolari a causa di co-contrazioni muscolari eccessive e non utili. Anche per quanto riguarda l'attivazione muscolare durante la pressione delle corde è stata osservata una importante variabilità tra i diversi soggetti. Analizzando la distribuzione spaziale dell'attività EMG e la sua ripartizione nelle tre regioni principali di interesse (Flessore delle dita=FDS, Flessore Radiale=FCR, Flessore Ulnare=FCU), si può notare come l'esecuzione di una nota venga ottenuta da ciascun soggetto reclutando la muscolatura in modo diverso.

## 5.2 Relazione EMG-forza

L'attuazione del protocollo da parte dei 17 violinisti analizzati ha consentito di osservare che la variazione della frequenza delle arcate, eseguite con l'archetto, non modifica la forza e l'attività mioelettrica sviluppata dai muscoli dell'avambraccio sinistro. Ciò che invece ha fatto registrare un



aumento dell'attività muscolare dell'avambraccio sinistro è stata la richiesta di aumentare il volume del suono emesso dallo strumento. Si ricorda pertanto che il volume delle note eseguite dal musicista non è influenzato dalla pressione delle corde sulla tastiera, quindi dalla mano sinistra, ma è totalmente dipendente dall'azione dell'archetto sulle corde. Le dita della mano sinistra devono esercitare sulla corda una pressione sufficiente a bloccarla e tale da consentire l'emissione di un suono di buona qualità, senza provocare iperattività e stress dei muscoli all'avambraccio. L'aumento della pressione delle dita sulla tastiera, e quindi dell'attività muscolare, in corrispondenza dei passaggi in cui era richiesto un suono "forte", risulta quindi essere inutile ed a lungo termine dannoso per il musicista.

La leggerezza della mano sinistra rappresenta uno dei punti fondamentali che il musicista in corso di formazione deve apprendere, per garantire agilità alle dita ed evitarne il precoce affaticamento. Nonostante ciò, anche in soggetti esperti è stato osservato un aumento della tensione muscolare in corrispondenza della generazione di un suono più forte, probabilmente a causa di un meccanismo riflesso che porta ad aumentare le forze prodotte su entrambi i lati. È quindi possibile che la presenza di feedback di forza e/o di attività EMG durante la pratica possa essere di aiuto nel variare questi meccanismi riflessi rendendo il violinista in grado di controllare con più autonomia i singoli muscoli degli arti superiori.

### **5.3 Distribuzione spaziale**

Pur considerando variazioni minime di posizionamento degli elettrodi, ciascun soggetto ha mostrato di attivare le stesse regioni suonando la medesima nota in condizioni diverse (sebbene tali regioni siano diverse da soggetto a soggetto). La velocità dell'archetto ed il volume del suono non sembrano influenzare la distribuzione della attivazione muscolare a livello spaziale.

In altre parole, tutte le volte che il musicista ha suonato la nota "SI", a volume costante o crescente, con una frequenza di arcate pari a 2/s o 4/s, le regioni dell'avambraccio in cui è stata rilevata attività EMG sono state le stesse.

La localizzazione dell'attività muscolare non è cambiata neanche quando il soggetto ha eseguito rampe di volume crescenti, seppure sia aumentata l'intensità della forza e del segnale EMG sia dei flessori sia degli estensori di polso e dita sviluppati dal soggetto nel premere sulle corde. Questo indica che il reclutamento muscolare e la suddivisione dei carichi che intervengono nel controllo della mano sinistra durante l'esecuzione musicale, sono stabili, non subiscono variazioni significative al variare delle condizioni di suono e risultano diversi da soggetto a soggetto.

### **5.4 Co-contrazione**

La stima della co-contrazione di agonisti ed antagonisti è un tema di ricerca piuttosto delicato nel campo delle misure EMG, in quanto comprende diversi fattori di confondimento. Questo studio non pretende di essere estremamente rigoroso sotto gli aspetti di stima della co-contrazione, la quale è stata valutata come un argomento secondario. Valutazioni più approfondite richiedono una preparazione del protocollo sperimentale e metodi di analisi più specifici ed accurati. Tuttavia, la registrazione di sEMG ad alta densità dai muscoli antagonisti dell'avambraccio permette di

estrarre delle considerazioni preliminari che, sebbene siano approssimative, possono fornire una base per lo sviluppo di analisi future più accurate.

L'indice di co-contrazione adottato in questo studio (COCO) valuta il rapporto di ampiezza tra l'EMG dalle regioni attive di flessori ed estensori dell'avambraccio (vedi eq(4)). Esso varia tra 0.8 ed 1.4 durante l'esecuzione delle note e ha mostrato, a parità di livello di contrazione, valori minori (circa 0.4) durante movimenti selettivi di estensione e valori maggiori (circa 1) durante movimenti selettivi di flessione su un banco di prova isometrico. Questa differenza suggerisce che, oltre alla presenza di possibili fenomeni di cross-talk non trascurabili, l'ampiezza dell'EMG degli estensori durante un movimento o sforzo di flessione è maggiore rispetto al contributo EMG dei flessori durante un movimento o sforzo di estensione.

Considerando che durante l'esecuzione di note con il violino, il polso e le dita rimangono continuamente in condizione di pronunciata flessione per raggiungere le corde, questo spiega indici COCO mediamente pari ad 1 anche durante l'esecuzione delle singole note. Valutare invece la variabilità tra individui e condizioni di esecuzione delle note differenti richiede un indice di co-contrazione più accurato e un protocollo di misura più specifico per questo tema di ricerca.

Una analisi più attendibile riguarda la variazione di co-contrazione nel tempo al variare dei diversi fattori (velocità delle arcate, volume di suono e condizione di fatica). Misure relative risultano meno soggette a fattori di confondimento citati in precedenza rispetto a misure assolute. Si può infatti affermare che l'attività dei muscoli estensori varia in modo analogo a quella dei flessori ed il loro rapporto resta inalterato al variare delle condizioni di esecuzione del suono. Questo è valido anche durante l'esecuzione di rampe di volume dove l'ampiezza del segnale EMG dei muscoli flessori aumenta proporzionalmente alla forza esercitata dalle dita sulla tastiera.

In base a quanto riportato è evidente come, anche gesti semplici come la pressione fissa (attraverso contrazione isometrica) di una corda richiedano livelli di controllo accurati da parte del sistema neuromuscolare tradotti nel reclutamento di muscoli antagonisti. Tale condizione non deve essere ritenuta inefficiente dal punto di vista del movimento ma risulta necessaria al controllo fine e preciso del gesto tecnico.

## 5.5 Considerazioni finali e conclusioni

Principali conclusioni raggiunte dallo studio:

1. L'attività muscolare di un violinista presenta caratteristiche uniche, che differiscono da quelle di qualsiasi altro musicista, durante la stessa prestazione (produzione della stessa nota);
2. La pressione delle dita sulla tastiera viene esercitata attraverso la contrazione simultanea dei muscoli flessori del carpo e delle dita, in misura differente in ciascun soggetto;
3. Durante l'esecuzione di una nota singola, i musicisti gestiscono l'intensità della pressione delle dita sulla tastiera del violino secondo diverse modalità:
  - a. Alcuni soggetti rilasciano (totalmente o parzialmente) la pressione del dito periodicamente, in corrispondenza dei cambi di direzione dell'archetto;

- b. Alcuni soggetti imprimono una consistente forza sulla tastiera durante la fase iniziale del suono per poi diminuirla fino ad un livello che rimane costante;
  - c. Alcuni soggetti variano dinamicamente la pressione delle dita in modo non prevedibile;
4. La velocità dell'arco non influenza la forza espressa dai muscoli flessori del carpo e delle dita dell'avambraccio sinistro;
  5. L'attività muscolare dei flessori del carpo e delle dita aumenta significativamente quando il soggetto esegue le stesse note a volume crescente;
  6. La distribuzione spaziale dell'attività muscolare, osservata durante la produzione di una nota singola, determinata dall'azione esclusiva di un dito della mano sinistra, rimane costante al variare della velocità dell'arco e del volume del suono.
  7. Dopo un'intensa sessione di esercizi della durata di 5 minuti, volta ad affaticare la mano sinistra, non è stata riscontrata alcuna variazione statisticamente significativa delle caratteristiche del segnale sEMG registrato (ampiezza e distribuzione spaziale).

Una analisi preliminare molto semplice ha evidenziato la presenza di co-contrazione dei flessori e degli estensori in ogni condizione di suono. Il rapporto di attivazione è circa 1 indicando che movimenti fini e precisi richiedono l'attivazione di entrambi i gruppi muscolari con piccole modulazioni della attivazione dell'uno e dell'altro. Tale condizione è comune, non sembra essere inefficiente e richiede ulteriori studi.

## 5.6 Limitazioni dello studio e indicazioni per studi futuri

Il presente studio ha affrontato un ambito di ricerca ancora poco esplorato, nel quale ancora sono assenti linee guida e valori di riferimento. Le limitazioni intrinseche del protocollo, elencate di seguito, forniscono importanti indicazioni per sperimentazioni e progetti futuri.

1. Il numero ridotto di docenti che hanno partecipato allo studio non ha reso possibile lo svolgimento di un confronto con la popolazione di musicisti studenti.
2. La sessione di esercizio intenso di 5 minuti, volta ad indurre stress a livello della mano sinistra, non ha mostrato variazioni di ampiezza e distribuzione EMG significative, probabilmente a causa della sua durata eccessivamente breve.
3. Una analisi più accurata degli aspetti di co-contrazione potrebbe permettere confronti più rigorosi tra soggetti diversi al fine di determinare eventuali condizioni di eccessivo (o inutile) irrigidimento dell'avambraccio sinistro.

Tale studio richiede ancora il perfezionamento degli strumenti tecnici tra cui sensori di forza più accurati e compatti, matrici e sistemi con maggior numero di canali e sviluppo di sistemi di biofeedback in grado di supportare il violinista durante le sessioni di insegnamento e pratica con lo strumento.

Con questo studio, sono stati fatti ulteriori passi avanti nel settore delle patologie da lavoro relative alla professione artistica dei musicisti. Sebbene i risultati riportati mantengono carattere teorico, emerge senza dubbio la necessità di sviluppare degli ausili tecnici di valutazione e misura che assistano le fasi di insegnamento e pratica. Attualmente l'insegnamento viene svolto su base osservativa e spesso la comunicazione maestro-allievo non è semplice. Tecniche di feedback e di monitoraggio della prestazione potrebbero introdurre considerevoli vantaggi.

Attualmente, il LISiN ha provveduto a stabilire una buona rete di collaborazioni con diverse istituzioni artistiche tra cui il Conservatorio di Torino, di Alessandria e l'Istituto Musicale di Aosta. È nostra intenzione proseguire le attività di ricerca nel settore, coinvolgendo altre figure professionali come Fisioterapisti e Terapisti della riabilitazione. A dimostrazione di questo, il presente studio è stato opportunità di svolgimento di una Tesi di Laurea in Fisioterapia presso la Scuola di Medicina di Torino sotto la supervisione della Dott.ssa Maria Vittoria Actis.

Infine, per concludere, è prevista, nell'immediato futuro, la preparazione di almeno una pubblicazione su rivista internazionale.

## 6. Ringraziamenti

La parte sperimentale del presente lavoro è stata svolta presso il Conservatorio A. Vivaldi di Alessandria che, insieme al Conservatorio G. Verdi di Torino, collabora al Progetto. Si ringraziano la Prof.ssa Colombo e i suoi collaboratori e studenti per la preziosa collaborazione.

## 7. Bibliografia

1. Fjellman-Wiklund, A., Grip, H., Stefan Karlsson, J., Sundelin, G. "EMG trapezius muscle activity pattern in string players: Part I - is there variability in the playing technique". *International Journal of Industrial Ergonomics*, 2004; 33: 347-356.
2. Manchester R. "Toward better prevention of injuries among performing artists". *Medical Problems of Performing Artists*, 2006; 21(1): 1-2.
3. Lee, Park, Yoon, Kim, Chun, Aminata, Cho, Jeon. "Musicians' medicine: musculoskeletal problems in string players". *Clinics in Orthopedic Surgery*, 2013; 5: 155-160.
4. Silva, Lã, Afreixo. "Pain prevalence in instrumental musicians: a systematic review". *Medical Problems of Performing Artists*, 2015; 30(1): 8-19.
5. Ranelli S, Smith A, Straker L. "Playing-related musculoskeletal problems in child instrumentalists: the influence of gender, age ad instrument exposure". *Int J Music Educ.* 2011; 29(1): 28-44.
6. Paarup, Baelum, Holm, Manniche, Wedderkopp. "Prevalence and consequences of musculoskeletal symptoms in symphony orchestra musicians vary by gender: a cross-sectional study", 2011.
7. Gallina A, Botter A. "Spatial localization of electromyographic amplitude distributions associated to the activation of dorsal forearm muscles". *Frontiers in Physiology*; 2013; 4: 367.
8. Farina D., Merletti R., "A novel approach for precise simulation of the EMG signal detected by surface electrodes," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*; 2001; 48: 637-646.
9. Farina D., Rainoldi A.. "Compensation of the effect of sub-cutaneous tissue layers on surface EMG: a simulation study." *Medical engineering & physics*, 1999; 21(6): 487-497.
10. De Luca C., Merletti R.. "Surface myoelectric signal cross-talk among muscles of the leg." *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 1988; 69(6): 568-575.

Nota: Un rapporto tecnico molto piu' dettagliato e approfondito è disponibile presso il LISiN (tel 011 090 7756, roberto.merletti@polito.it).

## APPENDICE A- Protocollo

### PROTOCOL FOR ASSESSMENT OF THE LEFT FOREARM MUSCLE

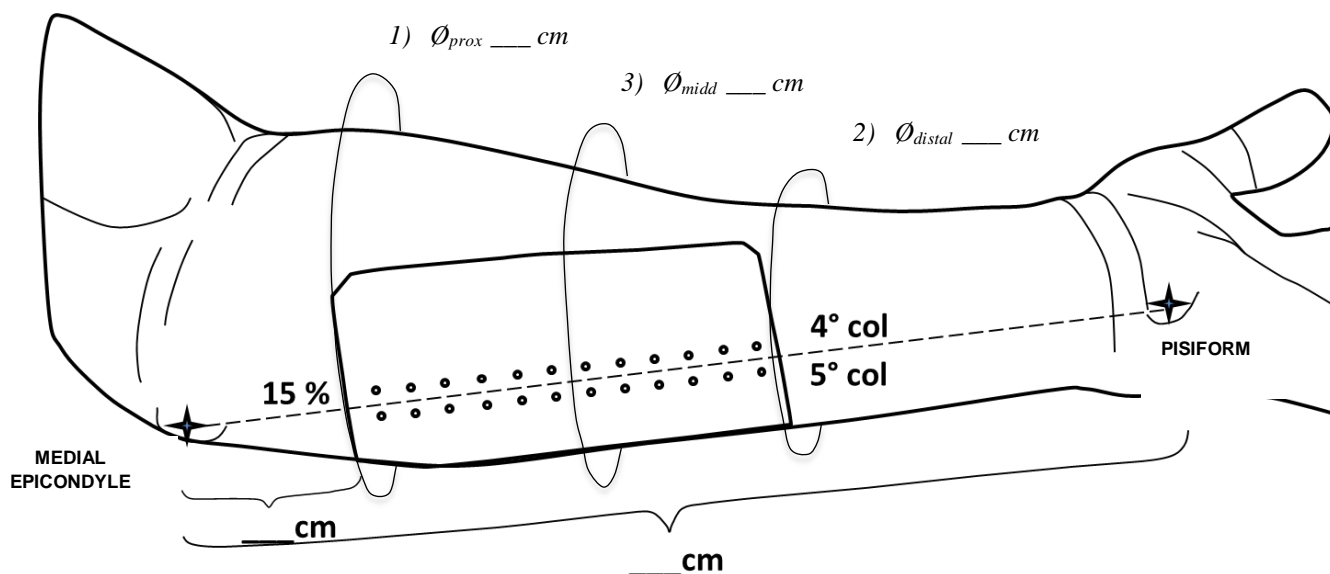
Subject information and notes:

Name: \_\_\_\_\_

Surname: \_\_\_\_\_

Notes:

Electrode placement:



Notes:

**Notes on extensors electrodes placement:** A 8x4 electrode grid is placed above the Extensor Digitorum Communis muscle. The first row (4 electrodes) is placed on the circumference defined by the third row of the grid above the flexors. The most lateral column (8 electrodes) is aligned with the epicondyle-styloid line.

## 1. Selective contractions:

- 1.1 Without instrument** (elbow at 90° in supinated position):
  - 1.1.1 Carpus flexion MVC (Maximum voluntary contraction)
  - 1.1.2 Carpus flexion 20% MVC
  - 1.1.3 Carpus flexion / radial deviation MVC
  - 1.1.4 Carpus flexion / radial deviation 20% MVC
  - 1.1.5 Carpus flexion / ulnar deviation MVC
  - 1.1.6 Carpus flexion / ulnar deviation 20% MVC
  - 1.1.7 Palmaris longus contraction (thumb against little finger)
  - 1.1.8 Index proximal interphalangeal joint
  - 1.1.9 Middle proximal interphalangeal joint
  - 1.1.10 Ring proximal interphalangeal joint
  - 1.1.11 Little proximal interphalangeal joint
  
- 1.2 With instrument**
  - 1.2.1 Carpus flexion
  - 1.2.2 Carpus extension
  - 1.2.3 Carpus flexion / radial deviation
  - 1.2.4 Carpus flexion / ulnar deviation
  - 1.2.5 Index pressure of the string
  - 1.2.6 Middle pressure of the string
  - 1.2.7 Ring pressure of the string
  - 1.2.8 Little pressure of the string

## 2. Tasks on the instrument (Detaché with the middle of the bow)

- 2.1 Constant sound volume**
  - 2.1.1 Note **\_SI\_** (Index finger) 4bow/s for 10s
  - 2.1.2 Note **\_DO#\_** (Middle finger) 4bow/s for 10s
  - 2.1.3 Note **\_RE\_** (Ring finger) 4bow/s for 10s
  - 2.1.4 Note **\_MI\_** (Little finger) 4bow/s for 10s
  - 2.1.5 Note **\_SI\_** (Index finger) 8bow/s for 10s
  - 2.1.6 Note **\_DO#\_** (Middle finger) 8bow/s for 10s
  - 2.1.7 Note **\_RE\_** (Ring finger) 8bow/s for 10s
  - 2.1.8 Note **\_MI\_** (Little finger) 8bow/s for 10s
  
- 2.2 Ramp of sound volume**
  - 2.2.1 Note **\_SI\_** (Index finger) 4bow/s for 10s
  - 2.2.2 Note **\_DO#\_** (Middle finger) 4bow/s for 10s
  - 2.2.3 Note **\_RE\_** (Ring finger) 4bow/s for 10s
  - 2.2.4 Note **\_MI\_** (Little finger) 4bow/s for 10s

## 3. Fatiguing task for 5 mins

- 3.1 Ramp of sound volume (after fatigue)**
  - 3.1.1 Note **\_SI\_** (Index finger) 4bow/s for 10s
  - 3.1.2 Note **\_DO#\_** (Middle finger) 4bow/s for 10s
  - 3.1.3 Note **\_RE\_** (Ring finger) 4bow/s for 10s
  - 3.1.4 Note **\_MI\_** (Little finger) 4bow/s for 10s
  
- 3.2 Constant sound volume (after fatigue)**
  - 3.2.1 Note **\_SI\_** (Index finger) 4bow/s for 10s
  - 3.2.2 Note **\_DO#\_** (Middle finger) 4bow/s for 10s
  - 3.2.3 Note **\_RE\_** (Ring finger) 4bow/s for 10s

- 3.2.4 Note \_ MI \_\_ (Little finger) 4bow/s for 10s
- 3.2.5 Note \_ SI \_\_ (Index finger) 8bow/s for 10s
- 3.2.6 Note \_ DO#\_\_ (Middle finger) 8bow/s for 10s
- 3.2.7 Note \_ RE \_\_ (Ring finger) 8bow/s for 10s
- 3.2.8 Note \_ MI \_\_ (Little finger) 8bow/s for 10s

**Notes:**