

Borsa Lagrange 2016-17

Rapporto finale (versione sintetica)

How should you sit? EMG based ergonomics of the sitting posture for the prevention of musculoskeletal disorders in musicians. Part 2: long term study.

Alessandro Russo

Collaboratori: Samuel D'Emanuele, Francesca Serafino,
Alejandra Aranceta-Garza

Supervisori: Roberto Merletti, Marco Gazzoni

Finanziamento: Progetto Lagrange, azienda Varier srl



Indice

Sommario	2
1 Introduzione allo studio e analisi della letteratura	5
2 Obiettivi dello studio	6
3 Materiali e Metodi	6
3.1 Protocollo sperimentale violino	6
3.2 Protocollo sperimentale pianoforte	8
3.3 Posizionamento elettrodi	9
3.4 Indici utilizzati - valore RMS medio delle mappe e confronto tra le sedie	10
3.5 Indici utilizzati - pendenza delle rette di regressione di RMS e MNF	11
3.6 Indici utilizzati - spostamento del centro di massa delle mappe	13
3.7 Misure di spessore del sottocute	14
4 Risultati	14
5 Conclusioni	24
6 Prospettive di approfondimento	26
Bibliografia	27
A Appendice	29
A.1 Divulgazione scientifica dei risultati	29

Questo rapporto è una versione sintetica di un documento tecnico dettagliato (180 pagine) disponibile su richiesta.

Sommario

Obiettivi

Partendo dai risultati ottenuti nel corso della borsa precedente, riguardanti la tipologia di sedia e la postura biomeccanicamente più corrette, si intende verificare se le conclusioni tratte per i violinisti (sedia Move e HAG e utilizzo dello schienale preferibile rispetto alle altre) valgono anche su una sessione di pratica di lunga durata. Su un periodo di studio prolungato, infatti, si possono esaminare fattori di fatica. Inoltre, si capirà se tali valutazioni siano valide anche per i pianisti. A tal fine saranno studiate le manifestazioni mioelettriche di fatica al variare del tipo di sedia ("ergonomica" di tipo Move modificata con schienale lombare o standard), ovvero si stabilirà se e quali differenze vi siano nel processo di affaticamento utilizzando la seduta standard o quella "ergonomica".

Persone coinvolte

Questo studio ha visto il coinvolgimento di diverse persone, sia in ambito nazionale che internazionale. L'elenco è riportato di seguito.

Collaboratori nazionali:

- Dott. Alessandro Russo: Assegnatario e responsabile della borsa
- Prof. Roberto Merletti: Supervisore scientifico del progetto
- Prof. Marco Gazzoni: Direttore del LISiN
- Dott. Angelo Mandrini: Amministratore delegato di Varier Furniture srl
- Proff.ssa Angela Colombo: Direttore Conservatorio di Alessandria
- Prof. Giovanni Gioanola: Vicedirettore Conservatorio di Alessandria
- Prof. Francesco Pennarola: Direttore Conservatorio di Cuneo
- Proff.ssa Isabella Longo: Docente di violino Conservatorio di Cuneo
- Prof. Alessandro Roberto: Docente di pianoforte Istituto Musicale Pareggiato della Valle d'Aosta
- Dott.ssa Francesca Serafino: Fisioterapista
- Samuel D'Emanuele: laureando in Scienze Motorie

Collaboratori internazionali:

- **Dott.ssa Alejandra Aranceta-Garza: Ricercatrice finanziata dall'università di Strathclyde, Glasgow (UK), Giugno-Luglio 2017**

Presupposti teorici

I musicisti sono una categoria professionale relativamente piccola, ma con un'alta incidenza di patologie muscoloscheletriche, per le quali è stato coniato il termine PRMDs (Playing Related Musculoskeletal Disorders). Secondo diversi studi, gli strumentisti sono molto esposti al rischio di presentare disturbi muscoloscheletrici: in particolare gli archi [22] con una prevalenza che va dal 73,3% al 87,7% a seconda degli studi. I fattori di rischio sono numerosi: tra quelli intrinseci vi sono le caratteristiche antropometriche, la forza, la flessibilità del muscista e la presenza di problematiche pregresse, mentre quelli estrinseci sono la tecnica, la modalità di esecuzione e le caratteristiche ambientali (principalmente spazi angusti, scorretto posizionamento del leggio e sedie inadeguate). Secondo alcuni autori [13] le modifiche ambientali, quali l'utilizzo di sedie appropriate, possono essere un valido strumento di prevenzione contro l'insorgenza di PRMDs.

Anche i pianisti sono particolarmente esposti all'insorgenza di patologie muscoloscheletriche, con una prevalenza che varia molto in base agli studi: si va dal 26% al 93% [5] a causa delle differenti definizioni di PRMDs e severità dei disturbi considerate dai ricercatori. L'incidenza e i fattori di rischio sono stati studiati in diversi lavori di letteratura [14][6][10], tuttavia né i fattori di rischio né eventuali misure preventive sono state identificate, tranne in pochi casi. Solo quattro studi hanno identificato fattori di rischio statisticamente significativi, ovvero patologie pregresse (a collo, spalle e arti superiori), piccola dimensione della mano, avanzamento dell'età e sesso femminile [5]. Altri fattori di rischio, basati sull'evidenza clinica, sono rappresentati dalla postura, dalle abitudini di studio, dalla condizione fisica e dalla lassità dei legamenti [4]. Secondo uno studio [14], anche per i pianisti l'utilizzo di una sedia sagomata che fornisca un adeguato supporto lombare, a differenza del classico sgabello da pianoforte, rappresenta una misura efficace per la prevenzione di PRMDs. L'efficacia di tale indicazione, tuttavia, non è stata dimostrata in modo quantitativo.

Materiali e Metodi

È stato esaminato un campione di nove violinisti (otto femmine ed un maschio, di cui otto studenti e un professionista) e 16 pianisti (nove femmine e sette maschi, di cui 15 studenti e un professionista). I violinisti hanno suonato alcuni brani di test per due ore consecutive, su una sedia standard e su quella "ergonomica" (modello *Move* della *Varier*, modificata con l'aggiunta di un supporto lombare), in due giornate differenti. I pianisti hanno suonato per 55 minuti consecutivi svolgendo degli esercizi di test, sulla panca da pianoforte e sulla sedia "ergonomica", in due giornate differenti. Durante la sessione sperimentale, è stato eseguito un pezzo standard di 20 secondi ogni cinque minuti, durante il quale sono stati acquisiti segnali EMG con quattro matrici 8x8 (128 elettrodi per lato della schiena, $IED = 10\text{ mm}$) poste simmetricamente sui muscoli erettori spinali, porzione lombare (tra le vertebre T11 ed L4), a sinistra e a destra della colonna vertebrale. Dai segnali acquisiti sono stati estratti alcuni parametri (valore medio delle regioni attive delle mappe RMS differenziali, pendenza delle rette di regressione di RMS e frequenza media, coordinate del centro di massa delle mappe RMS differenziali) per valutare quantitativamente le differenze nell'attività EMG (ampiezza, pattern di attivazione, distribuzione spaziale, manifestazioni mioelettriche di fatica) degli erettori spinali tra le due sedute.

Risultati

Sono state trovate riduzioni statisticamente significative tra i valori medi delle regioni attive delle mappe RMS differenziali tra le sedia standard ed "ergonomica" per entrambi gli strumenti. In particolare, per il violino sono state trovate riduzioni di valore RMS medio delle mappe differenziali (rispetto alla sedia standard) comprese tra 11,87% e 78,36%, mentre per il pianoforte tra 12,92% e 62,33%.

Sono state trovate pendenze delle rette di regressione di RMS e MNF in funzione del tempo

(indicatori di fatica) statisticamente significative (sia positive che negative), con variazioni troppo piccole per poter affermare che siano presenti manifestazioni mioelettriche di fatica.

Il centro di massa delle mappe non si sposta in modo statisticamente significativo nel corso dei 120 minuti (violino) e o dei 55 minuti (pianoforte), né tra le due sedie, pertanto la distribuzione spaziale dell'attività EMG rimane localizzata nella stessa zona.

È stato infine riscontrato che in diversi casi (maggiormente sui violinisti), che il pattern di attivazione degli erettori spinali è a "bursts", ovvero vi sono brevi periodi di attività (durata compresa tra 150 e 250 ms) sui tracciati EMG, alternati a momenti di rilassamento (di simile durata).

Discussione e conclusioni

La sedia "ergonomica" Move con l'aggiunta di un supporto lombare, valutata come di interesse nella ricerca precedente, ha dimostrato di ridurre in modo statisticamente significativo l'attività EMG degli erettori spinali. Anche se questa evidenza è stata dimostrata sia per pianoforte che per violino, i violinisti si sono trovati maggiormente a proprio agio sulla sedia proposta rispetto ai pianisti, suggerendo che questa soluzione andrebbe proposta ad entrambe le categorie di musicisti per un periodo di prova prolungato, per escludere fattori di abitudine nel gradimento della sedia. Il fenomeno della fatica muscolare non sembra essere un fattore determinante nella progettazione e nella scelta della sedia, in quanto i muscoli erettori spinali sono attivi a bassissimo livello di contrazione (approssimativamente tra il 2 e il 6% della massima contrazione volontaria [2]) nel mantenimento della corretta postura seduta. Una contrazione di così bassa entità può essere mantenuta per tempi molto lunghi senza causare modifiche nei parametri spettrali e di ampiezza (indici di manifestazioni mioelettriche di fatica) del segnale EMG.

Divulgazione scientifica dei risultati

Gli argomenti trattati dallo studio sono stati oggetto di divulgazione e di pubblicazioni scientifiche:

1. Concerto presso il conservatorio Ghedini di Cuneo, in cui un violinista ha suonato con matrici di elettrodi poste sul muscolo trapezio superiore, permettendo la visualizzazione in tempo reale delle mappe RMS differenziali su schermo, in data 19 ottobre 2017.
2. Seminario dal titolo "VALUTAZIONE DELL'ATTIVITA' MUSCOLARE DEI MUSICISTI. Dalla ricerca di base alla prevenzione." presso il Liceo Musicale Manzoni di Varese, in data 27 Ottobre 2017.
3. Presentazione dello studio e dei risultati al congresso SIAMOC (Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica) 2017 a Torino (4-7 ottobre 2017). Vedere in appendice per l'abstract.
4. Servizio televisivo al TGR Leonardo, in data 25/05/2017 ore 14:50.
5. Presentazione sul tema del rumore al XXVI congresso dell'ISB di Brisbane (23-27 luglio 2017), dal titolo "Spatially correlated noise among electrodes in HDsEMG". Vedere in appendice per l'abstract.
6. Dimostrazione dell'utilizzo di tecniche sEMG nella valutazione dell'attività muscolare di musicisti all'accademia di musica di Pinerolo, in data 12 Marzo 2017.
7. Articolo in preparazione per la rivista "Journal of Electromyography and Kinesiology".

1 Introduzione allo studio e analisi della letteratura

I musicisti sono una categoria professionale relativamente piccola, ma con un'alta incidenza di patologie muscoloscheletriche, per le quali è stato coniato il termine PRMDs (Playing Related Musculoskeletal Disorders). Secondo svariati studi, gli strumentisti sono molto esposti al rischio di presentare disturbi muscoloscheletrici: in particolare gli archi [22] con una prevalenza che va dal 73,3% al 87,7% a seconda degli studi. I fattori di rischio sono numerosi: tra quelli intrinseci vi sono le caratteristiche antropometriche, la forza, il tono muscolare, la flessibilità del musicista e la presenza di problematiche pregresse, mentre quelli estrinseci sono la tecnica, la modalità di esecuzione e le caratteristiche ambientali (principalmente spazi angusti, scorretto posizionamento del leggio e sedie inadeguate). Secondo alcuni autori [13] le modifiche ambientali, quali l'utilizzo di sedie appropriate, possono essere un valido strumento di prevenzione contro l'insorgenza di PRMDs.

Anche i pianisti sono particolarmente esposti all'insorgenza di patologie muscoloscheletriche, con una prevalenza che varia molto in base agli studi: si va dal 26% al 93% [5] a causa delle differenti definizioni di PRMDs e severità dei disturbi considerate dai ricercatori. L'incidenza e i fattori di rischio sono stati studiati in diversi lavori di letteratura [14][6][10], tuttavia né i fattori di rischio né eventuali misure preventive sono state identificate, tranne in pochi casi. Solo quattro studi hanno identificato fattori di rischio statisticamente significativi, ovvero patologie pregresse (a collo, spalle e arti superiori), piccola dimensione della mano, avanzamento dell'età e sesso femminile [5]. Altri fattori di rischio, basati sull'evidenza clinica, sono rappresentati dalla postura, dalle abitudini di studio, dalla condizione fisica e dalla lassità dei legamenti [4]. Secondo uno studio [14], anche per i pianisti l'utilizzo di una sedia sagomata che fornisca un adeguato supporto lombare, a differenza del classico sgabello da pianoforte, rappresenta una misura efficace per la prevenzione di PRMDs. L'efficacia di tale indicazione, tuttavia, non è stata dimostrata in modo quantitativo.

Sia per quanto riguarda i violinisti che i pianisti, non esistono studi di letteratura che analizzino, accoppiando l'aspetto biomeccanico a quello elettromiografico, la corretta postura seduta come strumento di prevenzione per l'insorgenza di PRMDs. Nella prima parte del presente studio [8], la postura seduta è stata analizzata dal punto di vista biomeccanico ed elettromiografico, confrontando l'attività EMG di violinisti su due tipi di sedie ergonomiche (Move e Hagg, la seconda con e senza supporto lombare) prodotte dall'azienda *Varier Furniture srl* in confronto ad una sedia standard e misurando le differenze tra alcuni parametri biomeccanici su tali sedie. Nella seconda parte si intende proseguire lo studio sui violinisti e valutare se gli stessi risultati siano applicabili anche ai pianisti. In aggiunta a quanto studiato nella prima parte, verranno valutate le manifestazioni mioelettriche di fatica su tempi lunghi (si veda il prossimo paragrafo per maggiori dettagli), solo su una sedia selezionata e su quella standard.

Il presente studio è non solo il primo ad applicare l'elettromiografia ad alta densità (HDsEMG) ai musicisti, ma è anche il primo in cui vengono studiati i muscoli erettori spinali in postura seduta con una disponibilità di 256 canali di prelievo. In passato sono stati effettuati numerosi studi riguardo alla postura seduta e l'attività degli erettori spinali (soprattutto in ambito ergonomico)[17][20], ma sempre con l'utilizzo di poche coppie di elettrodi. Altri studi hanno analizzato il comportamento degli erettori spinali durante diversi task con array o matrici di elettrodi, arrivando ad utilizzare fino a 126 canali [19][1][11]. L'utilizzo di 256 canali permette di ottenere sia una maggiore affidabilità nella rilevazione dell'attività muscolare (limitando l'incertezza causata dal posizionamento delle coppie/array di elettrodi), sia un'informazione più completa dal punto di vista della geometria delle zone muscolari attivate.

2 Obiettivi dello studio

Partendo dai risultati ottenuti nel corso della borsa precedente, riguardanti la tipologia di sedia e la postura biomeccanicamente più corrette, si intende verificare se le conclusioni tratte per i violinisti (sedia Move e utilizzo del supporto lombare preferibile rispetto alle altre) valgono anche su una sessione di pratica di lunga durata. Su un periodo di studio prolungato, infatti, si possono esaminare fattori di fatica. Inoltre, si valuterà se tali conclusioni siano valide anche per i pianisti. A tal fine saranno studiate le manifestazioni mioelettriche di fatica al variare del tipo di sedia ("ergonomica" di tipo Move modificata con schienale lombare o standard), ovvero si stabilirà se e quali differenze vi siano nel processo di affaticamento utilizzando la seduta standard o quella "ergonomica".

In questo studio sono stati attivamente coinvolti la dottoressa Francesca Serafino, fisioterapista professionista con ruolo di consulente, e Samuel D'Emanuele, laureando in Scienze Motorie che svolge il progetto di tesi di laurea magistrale su questi argomenti. Inoltre, da inizio Giugno a fine Luglio, ha collaborato allo studio la dottoressa in bioingegneria Alejandra Aranceta-Garza, finanziata dall'Università di Strathclyde, Glasgow, UK.

3 Materiali e Metodi

Test su lungo periodo basato su EMG: per ogni soggetto si organizzano due sessioni di misura (ognuna della durata di 2 h per i violinisti e 55 minuti per i pianisti) in giornate differenti (affinchè la fatica non influenzi la seconda sessione) cambiando la sedia utilizzata. In particolare il soggetto suona su una sedia "ergonomica" modificata (modello Move, si veda tabella 1), identificata come ottimale dallo studio precedente e su quella standard, per capire se le differenze già evidenziate sul breve periodo siano valide anche su sessioni più prolungate. Nell'utilizzo della sedia "ergonomica" modificata, il supporto lombare gioca un ruolo fondamentale nel diminuire il lavoro di compensazione svolto dai muscoli erettori spinali e viene regolato per ogni soggetto in modo che venga appoggiata tutta la zona della schiena dalla vertebra T12 in giù (si veda più avanti per maggiori dettagli sui muscoli studiati). Per tutta la durata della sessione sperimentale con sedia "ergonomica", il soggetto mantiene il contatto completo con il supporto lombare.

- 3 sedute considerate (si veda tabella 1)

- Campione

Strumenti studiati: violino (nove soggetti) e pianoforte (16 soggetti)

Soggetti: studenti (otto violinisti e 15 pianisti) e professionisti (un violinista e un pianista). Non vi erano mancini tra i soggetti.

Sesso: maschi (un violinista e sette pianisti) e femmine (otto violiniste e nove pianiste)

3.1 Protocollo sperimentale violino

Ogni soggetto esegue una sequenza di due brani per tutta la durata del test (due ore). Ogni cinque minuti, viene acquisito un brano di EMG da 20 secondi, mentre il soggetto suona un terzo brano musicale scelto appositamente per la fase di acquisizione. Al termine della registrazione, il soggetto ricomincia la sequenza di brani fino al momento dell'acquisizione successiva (eventualmente interrompendo l'esercizio se la durata non corrisponde esattamente all'intervallo tra un'acquisizione e l'altra).

Elenco di brani per il violino:

Seduta	Considerazioni
1) Sedia standard:  <p>Lasciando sedere il soggetto come preferisce.</p>	Utilizzata dai violinisti nei concerti. Caratterizzata da un sedile piatto senza sagomatura e sprovvista di schienale. Non regolabile in alcun modo secondo le esigenze del soggetto.
2) Sgabello per pianoforte:  <p>Lasciando sedere il soggetto come preferisce.</p>	Utilizzato dai pianisti e regolabile in altezza.
3) Varier <i>Move</i> modificata aggiungendo un supporto lombare:  <p>Senza rotelle e base stabile imponendo, regolando l'altezza, un angolo di flessione dell'anca tra tronco e coscia di circa 115°. Viene inoltre aggiunto un supporto lombare assente nella sedia originale, regolato per ogni soggetto in altezza e profondità.</p>	Seduta a sella, viene ritenuta ottimale dal punto di vista biomeccanico, in quanto in letteratura si reputa ottimale una seduta che permetta di mantenere una curvatura del rachide simile alla postura eretta (adottando un angolo tronco coscia di 115°). Utilizzata sia per lo studio dei violinisti che nello studio dei pianisti.

Tabella 1: Sedute considerate nello studio. Il supporto lombare in 3) è una versione in commercio e non è stato ottimizzato.

1. Kreutzer, Studio n.9, dai 42 Studi per violino revisione Ivan Galmian (durata circa 2 minuti e 30 s).

2. Kreutzer, Studio n.13, dai 42 Studi per violino revisione Ivan Galmian (durata circa 3 minuti e 40 s, viene interrotto allo scadere dei 5 minuti per effettuare l'acquisizione).

3. Rode, Studio n.2, dai 24 Capricci per violino revisione Ivan Galmian (brano suonato durante le acquisizioni).

La postura da assumere durante le registrazioni di segnale viene standardizzata tra tutti i soggetti. Ciò significa che durante l'esecuzione dei primi due brani (ovvero durante i quali non viene registrato segnale EMG) ogni soggetto può effettuare lievi spostamenti dei piedi o della schiena come ritiene necessario, ma durante le acquisizioni deve assumere una postura di riferimento uguale per tutti. In particolare, tale postura prevede di tenere i piedi equidistanti dal corpo con le punte rivolte verso l'esterno, la schiena eretta in posizione neutra (non iperflessa o iperestesa). È anche importante che non si effettuino torsioni con il busto, che deve rimanere frontale. Un esempio di tale postura è rappresentato nelle immagini [1](#) (sedia standard) e [2](#) (sedia alternativa).

3.2 Protocollo sperimentale pianoforte

Ogni soggetto esegue una sequenza di esercizi per tutta la durata del test (55 minuti). Ogni cinque minuti, viene acquisito un brano di EMG da 20 secondi mentre il soggetto suona uno specifico brano scelto appositamente per la fase di acquisizione. Al termine della registrazione, il soggetto esegue la successiva parte della sequenza fino al momento dell'acquisizione successiva (eventualmente interrompendo l'esercizio se la durata non corrisponde esattamente all'intervallo tra un'acquisizione e l'altra). La sequenza di esercizi è stata scelta con docenti di pianoforte per richiedere un crescente impegno muscolare, al fine di accentuare le eventuali manifestazioni mioelettriche di fatica.

Elenco di esercizi per il pianoforte:

1. Scala di Mi maggiore, moto retto, 4 ottave, tre velocità (molto lenta, media velocità, veloce), ognuna suonata a tre intensità diverse (pianissimo, mezzo forte, fortissimo). Si hanno pertanto un totale di nove esercizi, iniziando da velocità "molto lenta" e intensità "pianissimo" nel primo blocco da cinque minuti, proseguendo con velocità "molto lenta" e intensità "mezzo forte" nel secondo blocco e così via. Questi esercizi coprono la parte di misura da 0 a 45 minuti (nove blocchi da cinque minuti ciascuno).

2. Scala di Mi maggiore: moto contrario, due ottave, media velocità, due modalità diverse (piano e crescendo nella fase ascendente o forte e diminuendo nella fase discendente). Si hanno così due ulteriori esercizi, da suonare negli ultimi due blocchi da cinque minuti (45-50 minuti e 50-55 minuti).

3. Esposizione del primo tempo della Sonata di Mozart n. 16 K. 545 in Do maggiore (brano suonato durante le acquisizioni).

La standardizzazione della postura nei pianisti è legata solo al busto, in quanto i piedi vengono utilizzati per premere i pedali. Il busto deve essere in una posizione neutra, ovvero non iperflesso e non iperesteso. La regolazione della seduta standard, ovvero l'altezza dello sgabello, avviene secondo le abitudini di ogni soggetto (si utilizza come riferimento un angolo quanto possibile vicino a 90° tra avambraccio e braccio secondo la comodità del musicista). Un esempio di tale postura è rappresentato in figura [3](#).



(a) Vista laterale



(b) Vista frontale

Figura 1: Postura standardizzata da assumere durante le acquisizioni di segnale (ogni 5 minuti): i piedi sono equidistanti dal corpo con le punte rivolte verso l'esterno, la schiena eretta in posizione neutra (non iperflessa o iperestesa). E' anche importante che non si effettuino torsioni con il busto, che deve rimanere frontale.

3.3 Posizionamento elettrodi

Viene utilizzato un posizionamento degli elettrodi simmetrico per i due emilati della schiena, per studiare i muscoli erettori spinali (o erector spinae) nella loro porzione lombare.

Vengono utilizzate quattro matrici da 64 elettrodi (ognuna 8x8) con distanza interelettrodica pari a 10 mm. Il posizionamento è uguale sia per violinisti che per pianisti.

Gli erettori spinali sono muscoli della catena posteriore principalmente coinvolti nel controllo antigravitario e quindi protagonisti nel mantenimento della postura del tronco e nel fornire un supporto stabile per il movimento degli arti, fondamentali nell'attività musicale. Come si può notare dalla figura 4, il gruppo degli erector spinae nella zona lombare si compone di tre muscoli (*spinalis thoracis*, *longissimus thoracis*, *ileocostalis lumborum*); le matrici superiori rilevano principalmente l'attività dello *spinalis thoracis* e del *longissimus thoracis*, mentre quelle inferiori sono posizionate sopra alla zona in cui i tre muscoli confluiscono a formare un muscolo unico,



Figura 2: Esempio di soggetto su sedia "ergonomica". Si osserva la postura standardizzata da assumere durante le acquisizioni di segnale (ogni 5 minuti): i piedi sono alla stessa distanza dal corpo con le punte rivolte verso l'esterno, la schiena eretta in posizione neutra (non iperflessa o iperestesa). E' anche importante che non si effettuino torsioni con il busto, che deve rimanere frontale. Il supporto lombare non è stato ottimizzato.

con il contributo aggiuntivo dell'ileocostalis lumborum. L'utilizzo di quattro matrici permette di studiare tutto il decorso muscolare degli erector spinae nella zona lombare (da T11 a L3 circa, leggermente variabile con le proporzioni anatomiche del soggetto). Si noti che gli erettori spinali sono muscoli dello strato intermedio, in quanto tra essi e la cute è interposto il grande dorsale (latissimus dorsi) e la parte terminale del trapezio inferiore (solo a livello della vertebra T11). Tuttavia, lo strato superficiale nella zona studiata è prevalentemente composto da tendini, quindi il suo contributo eventuale è rappresentato dall'effetto di fine fibra e non da segnali propaganti. La figura 4 mostra tale posizionamento e l'anatomia dello strato muscolare superficiale.

3.4 Indici utilizzati - valore RMS medio delle mappe e confronto tra le sedie

Il confronto di attività EMG tra le sedie è stato effettuato con gli stessi indici sia per violinisti che per pianisti.

Per confrontare l'ampiezza dei segnali tra le due sedie, è stata calcolata la variazione percentuale del valore medio delle mappe RMS ottenute dai segnali differenziali. In particolare, per ogni acquisizione da 20 s di ogni soggetto, è stata calcolata la mappa RMS differenziale ed è stata estratta la sua regione attiva (ROA) tramite segmentazione con il metodo degli "Active Contours [7]" (solo per le mappe con valore medio di almeno $6 \mu V_{RMS}$ per cui era chiaramente definibile una



(a) Seduta standard (sgabello da pianoforte)



(b) Seduta "ergonomica" modificata

Figura 3: Esempio di postura assunta da un soggetto pianista sulla sedia standard ed "ergonomica". Il busto è eretto, non iperflesso o iperesteso, braccio e avambraccio formano un angolo quanto possibile vicino a 90° (secondo la comodità del musicista). Il supporto lombare non è stato ottimizzato.

regione attiva rispetto al rumore di fondo). Il valore medio della ROA è stato quindi confrontato tra le due sedie per ogni acquisizione da 20 s, ottenendo un totale di 25 riduzioni per i violinisti (per ognuno dei 9 soggetti) e 12 per i pianisti (per ognuno dei 16 soggetti), secondo la formula:

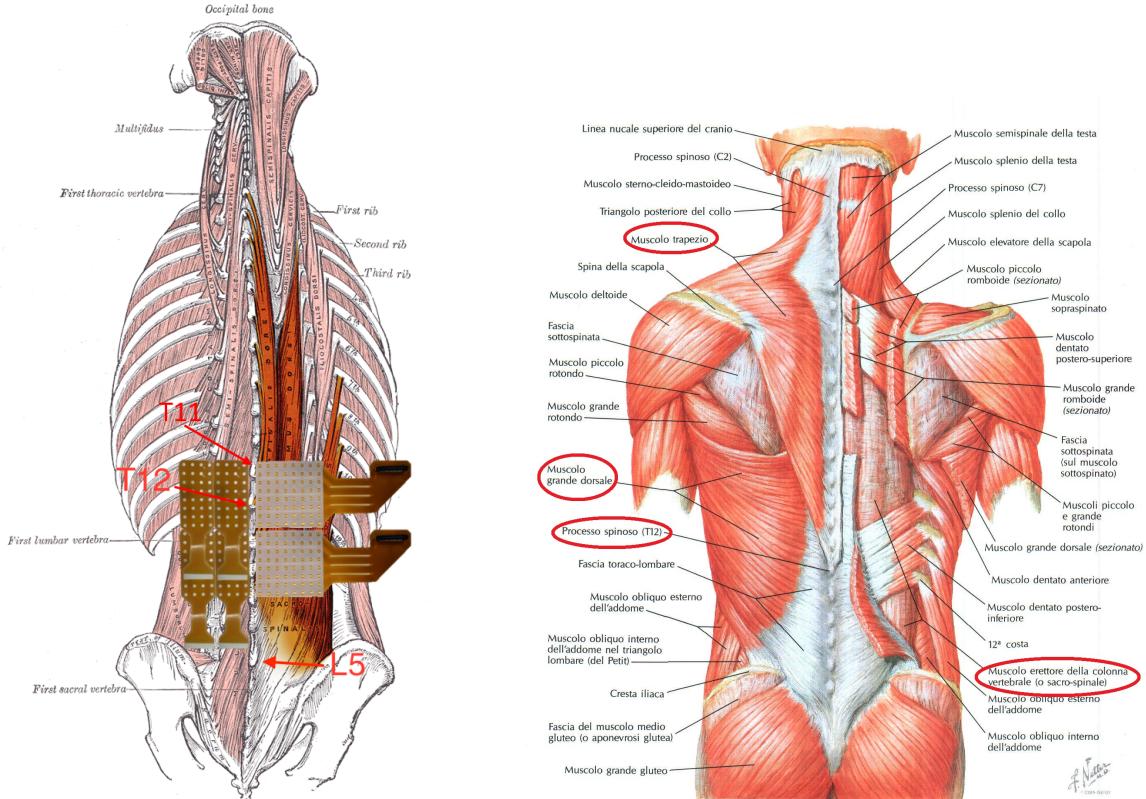
$$RMS_{diff,\%}(i) = \frac{(RMS_{std}(i) - RMS_{erg}(i))}{RMS_{std}(i)} \cdot 100 \quad (1)$$

Per ogni soggetto è stata quindi testata statisticamente la positività del vettore di differenze percentuali tra le due sedie, per verificare se l'RMS sulla sedia "ergonomica" fosse minore di quello sulla sedia standard in modo statisticamente significativo. Il test statistico utilizzato è il Wilcoxon Ranked Sum test ad una coda (Statistical Toolbox di Matlab), con significatività per $p < 0,05$.

3.5 Indici utilizzati - pendenza delle rette di regressione di RMS e MNF

Oltre alle mappe RMS vengono calcolate le mappe di frequenza media (MNF) dei segnali EMG, parametro correlato con le manifestazioni mioelettriche di fatica. In condizioni isometriche a forza prodotta costante, una diminuzione della frequenza media del segnale EMG (ed un aumento del valore RMS) è indice di fatica [9].

Per valutare le manifestazioni mioelettriche di fatica in relazione all'andamento di RMS e MNF, sono state effettuate le regressioni lineari dei valori medi delle regioni attive (25 per i violinisti



(a) Posizionamento delle sei matrici (quattro matrici 8x4 affiancate a due a due per formare due 8x8 a destra e due 8x8 native a sinistra) sui muscoli erettori spinali, porzione lombare. Lo stesso posizionamento è utilizzato sia nello studio dei violinisti che dei pianisti.

(b) Anatomia dei muscoli della schiena, strato superficiale. In rosso sono evidenziati i muscoli sovrapposti al gruppo degli erettori spinali.

Figura 4: Posizionamento delle quattro matrici (ognuna da 8x8 elettrodi) sui muscoli erettori spinali, porzione lombare, e anatomia dello strato muscolare superficiale.

e 12 per i pianisti per ogni sedia) delle mappe RMS e MNF ottenute durante i 120 minuti (violino) e i 55 minuti (pianoforte) di osservazione. La regione attiva è stata identificata come descritto nel paragrafo precedente ed è la stessa per le mappe di RMS e MNF. La regressione lineare (che rappresenta un'approssimazione a priori, in quanto non è detto che l'andamento delle variabili sia lineare con il tempo) dà una misura dell'andamento temporale delle variabili lungo il periodo di misura (circa un'ora per i pianisti, due ore per i violinisti). Ogni regressione lineare è caratterizzata da alcuni parametri (errore quadratico medio, pendenza, intercetta, valore al tempo zero, ecc..), quelli considerati nello studio sono la pendenza (positiva o negativa) e il p-value del t-test effettuato sulla pendenza, ovvero la probabilità di errore nell'affermare che la pendenza considerata sia diversa da zero per motivi diversi dal puro caso.

Per $p < 0,05$ la pendenza calcolata veniva considerata statisticamente diversa da zero. Pertanto sono stati contati i casi di pendenze significativamente positiva, significativamente negativa o non significativa osservati durante i 120 minuti (violino) o i 55 minuti (pianoforte). Un esempio di regressione lineare è riportato in figura 5.

Vale la pena notare che la variabile d'elezione per valutare le manifestazioni mioelettriche di fatica, ovvero la velocità di conduzione delle fibre muscolari, non è stata adottata per la natura dei segnali EMG dei muscoli della schiena attivi nel task considerato; il generale basso rapporto segnale rumore, infatti, non permette agli algoritmi di convergere al corretto valore fisiologico, fornendo spesso delle stime non affidabili ($< 2 \text{ m/s}$ e $> 6 \text{ m/s}$). Tali valori sono stati riscontrati

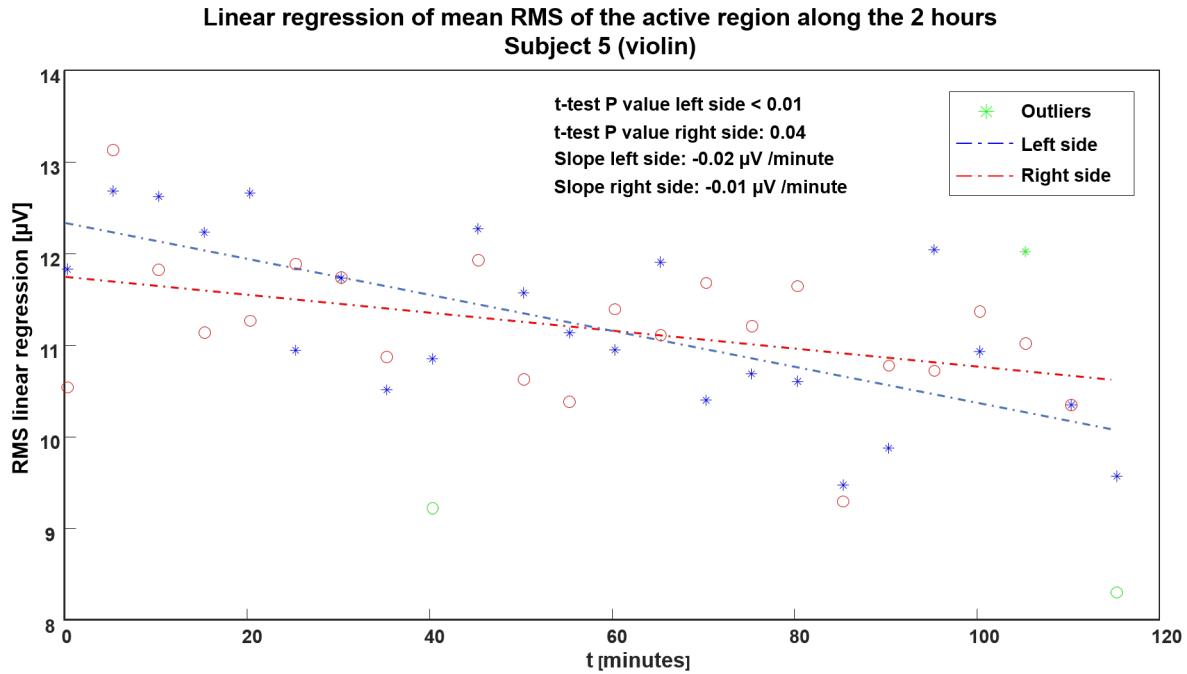


Figura 5: Regressione lineare di valori medi delle regioni attive delle mappe RMS differenziali su sedia standard, lungo le due ore di misura, per il soggetto 5 (violinista). Gli outlier sono indicati in colore verde e non sono considerati nel calcolo della regressione. Il p-value del t-test effettuato (significatività per $p < 0.05$) e la pendenza di ogni retta sono riportati in alto nel grafico.

in diverse prove sui segnali acquisiti, utilizzando l'algoritmo proposto in [12]. Questa limitazione è stata riscontrata anche in precedenti studi di letteratura [11].

3.6 Indici utilizzati - spostamento del centro di massa delle mappe

Le mappe di attività RMS sono analizzabili con i metodi propri dell'analisi di immagini che possono essere applicati per quantificare le variazioni del sistema biologico in esame. È infatti possibile che la distribuzione spaziale dell'attività EMG si modifichi nel corso del test (ovvero che la regione attiva si sposti o cambi forma).

Una possibilità per descrivere questo comportamento è rappresentata dallo spostamento del bari-centro (o centro di massa) delle mappe RMS differenziali lungo la durata del test. Le coordinate x e y del centro di massa di un'immagine sono definite, come nel caso di un sistema meccanico di più punti materiali, nel seguente modo:

$$x_{CM} = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N x_{i,j} \cdot I(i,j)}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N I(i,j)}, \quad y_{CM} = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N y_{i,j} \cdot I(i,j)}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N I(i,j)} \quad (2)$$

Dove $I(i,j)$ è l'intensità del pixel i,j ed M e N numero di righe e colonne rispettivamente. I valori delle coordinate $x_{i,j}$ e $y_{i,j}$ di ogni pixel sono definiti rispetto ad un'origine arbitraria, posta nell'angolo superiore sinistro dell'immagine. La posizione del centro di massa è stata calcolata, in termini delle due coordinate, per ogni mappa non segmentata, per identificare in modo quantitativo la zona con maggiore concentrazione di attività di tutta la matrice di elettrodi, lungo tutta la durata del test. Si noti che a seconda dell'estensione della zona con attività EMG rispetto alla zona di solo rumore di fondo, il centro di massa potrà essere all'interno della ROA, nelle sue vicinanze (dando comunque un'indicazione della posizione dell'area a maggiore attività)

oppure al centro della mappa (in caso di distribuzione di ampiezza molto uniforme al livello di rumore). Dopodichè è stata calcolata la coordinata media nelle due direzioni x ed y e relativa deviazione standard, per valutare quantitativamente la variazione di posizione del centro di massa nel corso della misura. La posizione media del centro di massa calcolata su tutta la durata di ogni singolo test (media sui 55 minuti per pianisti e due ore per i violinisti, delle posizioni calcolate ogni 5 minuti) è stata quindi utilizzata per valutare lo spostamento del baricentro tra le due sedie, definito come la differenza tra le coordinate medie. Si avevano pertanto due tipologie di spostamenti del centro di massa: all'interno del singolo test (dall'inizio alla fine) e tra le due sedie, per ogni lato della schiena e per le due direzioni possibili (x ed y).

Il valore calcolato delle coordinate del centro di massa e di spostamento delle stesse tra le sedie è quindi in numero di pixel: per convertirlo in mm corrispondenti ad una posizione fisica sulla matrice di elettrodi, è necessario dividere ogni valore per il fattore di interpolazione (15) e moltiplicato per la distanza interelettrodica (10 mm).

Per determinare se lo spostamento all'interno dello stesso test fosse statisticamente significativo, è stato applicato un modello lineare del tipo $x_{CM} = sedia + lato + tempo$, $y_{CM} = sedia + lato + tempo$, testando l'effetto della variabile "tempo" con un'analisi multivariata (significatività per $p < 0.05$). Per verificare se lo spostamento delle coordinate del centro di massa tra le due sedie fosse significativamente diverso da zero, è stato effettuato un t-test (significatività per $p < 0.05$) sui vettori di spostamento lungo le due direzioni e per i due lati della schiena, dopo averne verificato la normalità (Shapiro-Wilk test).

3.7 Misure di spessore del sottocute

Lo spessore del tessuto sottocutaneo interposto tra matrice di elettrodi e muscolo studiato, rappresenta un fattore di attenuazione per il segnale acquisito.

Lo spessore del sottocute è stato acquisito su tutti i soggetti dello studio (tranne un violinista ed un pianista), con ecografo portatile in corrispondenza di tre siti differenti, corrispondenti alle vertebre T11, L1 ed L3, per entrambi i lati della schiena. La misura è stata effettuata da tre operatori diversi, senza che nessuno conoscesse la misura degli altri due. Il sito di misura ad ogni livello si trovava a 5 cm lateralmente dalla colonna vertebrale, punto corrispondente alla posizione del centro della matrice di elettrodi.

I dati acquisiti sono stati analizzati sul software SPSS (analisi ANOVA) per evidenziare differenze statisticamente significative tra i diversi operatori, tra i tre siti di misura e tra lato destro e sinistro della schiena.

4 Risultati

Si riportano un esempio di segnali EMG singolo differenziali grezzi di buona qualità acquisiti su un violinista (soggetto 2, figura 6) e un esempio di mappe RMS differenziali da un soggetto violinista (soggetto 8, figura 8). In figura 7 è riportato un esempio di segnali su finestra temporale lunga (4 s) che mostra il pattern di attivazione a "bursts" identificato in 8 (su 9) violinisti e 7 (su 16) pianisti.

I risultati di riduzione di ampiezza del segnale EMG tra le due sedie sono riportati sinteticamente in forma di istogramma in figura 9. In figura 10 sono indicate le differenze tra i valori medi su entrambe le sedie, in cui il valore su ogni sedia è la media tra lato destro e sinistro (ovvero dà una misura dell'entità delle riduzioni senza distinzione tra i due lati). I valori RMS di lato destro e sinistro da cui sono ricavate le medie riportate in figura 10, sono risultati statisticamente diversi (Wilcoxon Signed Rank test, $p < 0.05$) nella maggioranza dei casi, ma i dati di lato destro e sinistro sono stati unificati ugualmente per una migliore rappresentazione visiva. Si può notare che tutte le riduzioni sono risultate statisticamente significative per i violinisti mentre quattro

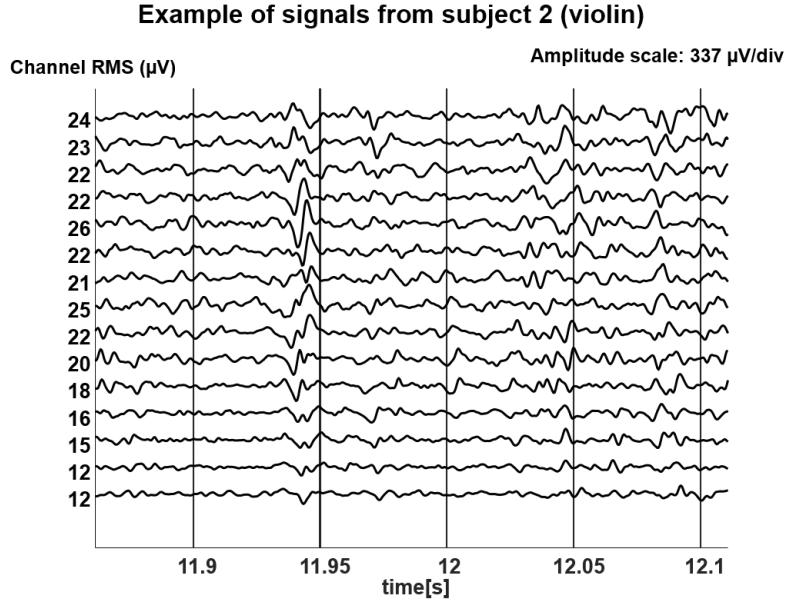


Figura 6: Esempio di qualità dei segnali singolo differenziali provenienti dalla colonna 7 della matrice posta sul lato sinistro della schiena di un soggetto dello studio (soggetto 2). A fianco di ogni traccia è riportato il valore RMS della finestra temporale rappresentata.

casi su 16 dei pianisti non sono risultati significativi.

Per quanto riguarda il centro di massa delle mappe, nelle figure 11 e 12 sono riportati i valori medi e le deviazioni standard su 2 ore (violinisti) o 55 minuti (pianisti) delle coordinate del baricentro, per ogni lato della schiena ed ogni sedia. L'analisi multivariata non ha evidenziato alcuno spostamento statisticamente significativo delle coordinate lungo la durata del test, né per violinisti né per pianisti. Nemmeno lo spostamento del centro di massa tra le due sedie è risultato statisticamente significativo e i valori di tali spostamenti sono riportati in forma di boxplot in figura 13.

Il conteggio delle pendenze delle rette di regressione di RMS e MNF significativamente positive, significativamente negative e non significative è riportato in figura 14, in forma di istogrammi. Si riscontrano per i violinisti, per quanto riguarda le regressioni RMS, 23 pendenze significative (9 positive e 14 negative) su 36 regressioni totali, mentre per l'MNF si hanno 15 casi significativi (13 positivi e 2 negativi) su 36. Per i pianisti si riscontrano, per le regressioni RMS, 34 pendenze significative (6 positive e 28 negative) su 64 regressioni totali, mentre per l'MNF si hanno 25 casi significativi (14 positivi e 11 negativi) su 64. Tuttavia, anche quando sono significativamente diverse da 0, le pendenze di RMS e MNF sono molto modeste e al limite dalla rilevabilità consentita dalla strumentazione.

Infine, per quanto riguarda le misure di spessore del sottocute, l'ANOVA ha evidenziato che non vi è alcuna differenza significativa tra le misure effettuate dai tre operatori ai tre diversi siti di misura (T11, L1 ed L3) per ogni lato della schiena, con un p-value pari a 0,121 per i violinisti e di 0,835 per i pianisti. I dati relativi a tutti i siti di misura sono stati quindi unificati per comparare i due lati della schiena con una seconda ANOVA, verificando che non vi è alcuna differenza significativa tra spessore dello strato sottocutaneo del lato destro e sinistro, con un p-value > 0,99 per i violinisti e pari a 0,583 per i pianisti.

**Single differential signals from subject 8 (good SNR), central columns
Standard chair, one hour after the beginning of the experiment**

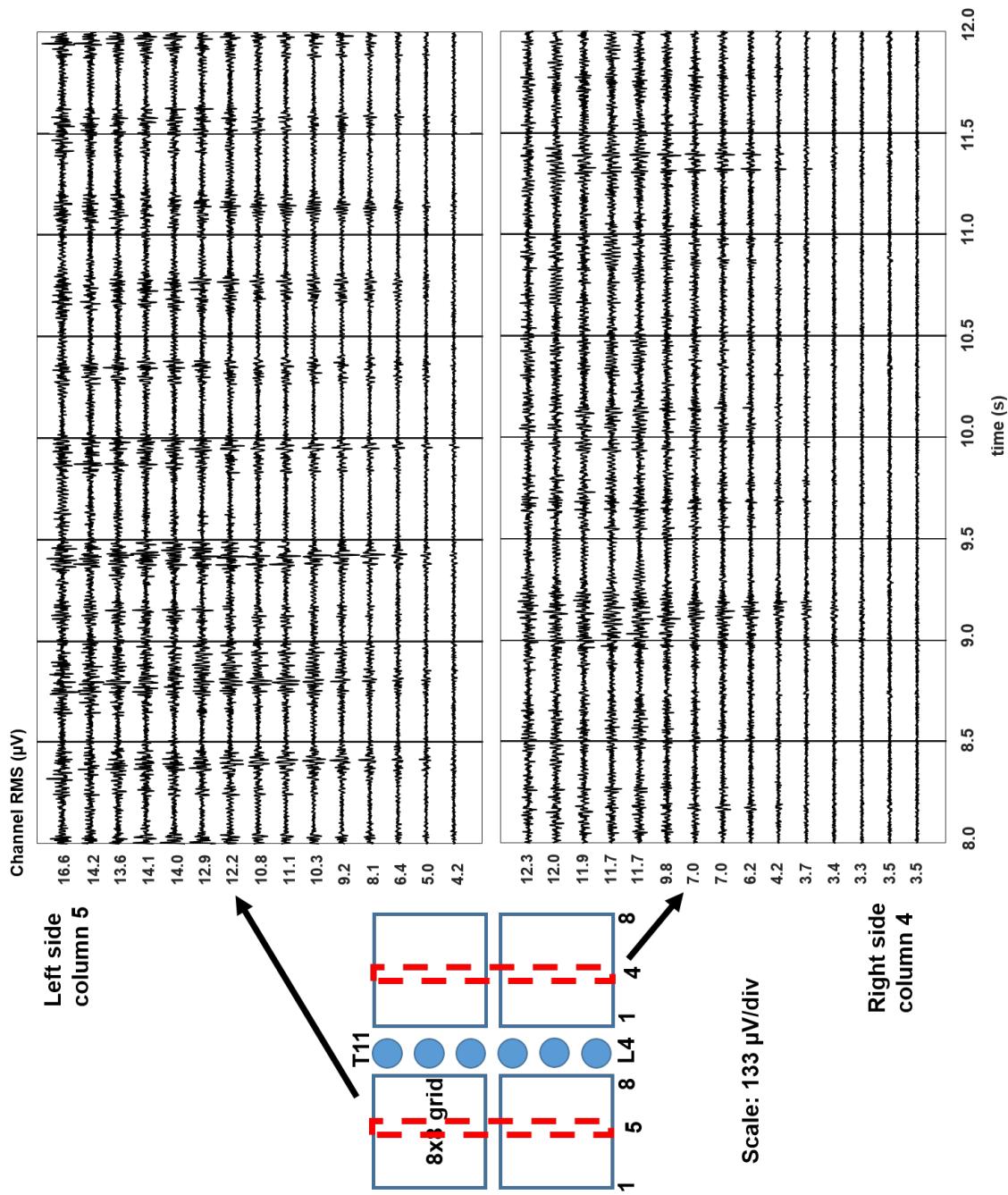
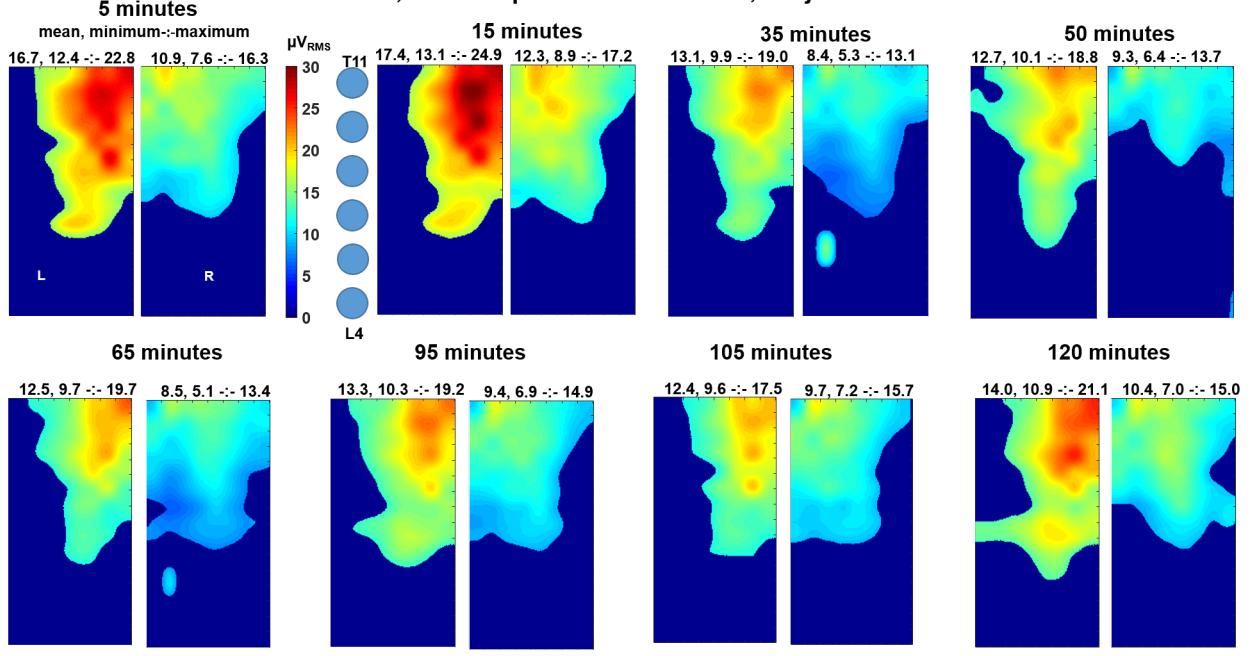


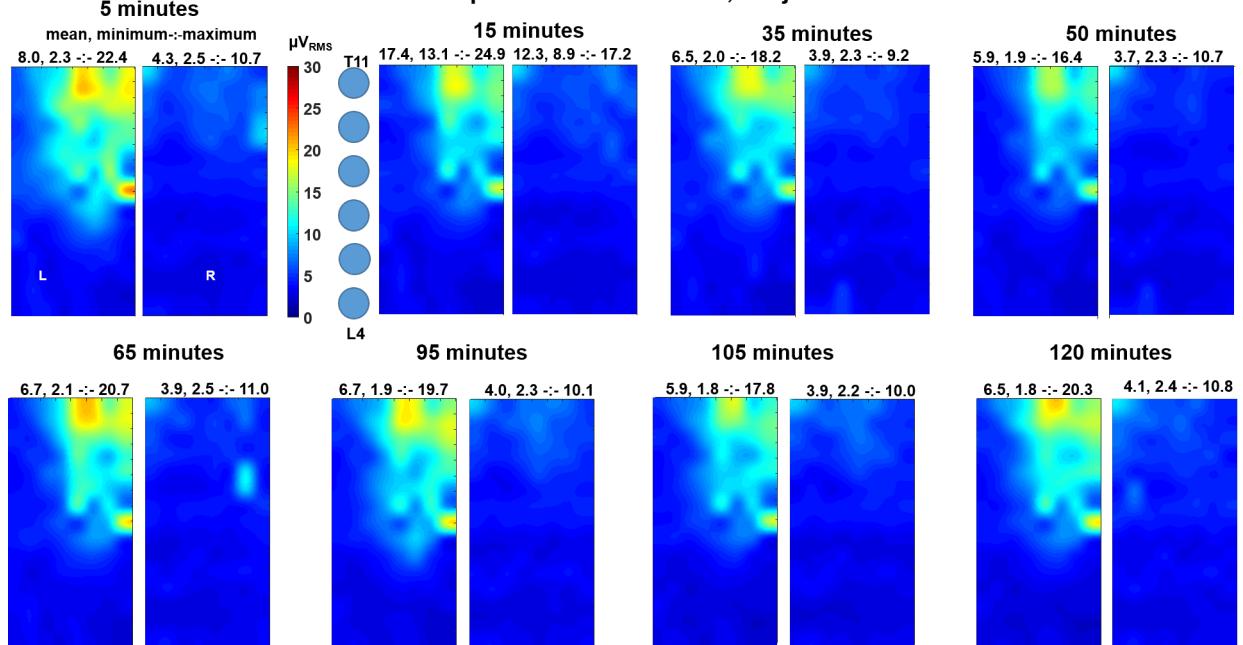
Figura 7: Segnali singolo differenziali su un soggetto violinista (sedia standard, alto rapporto segnale rumore) appartenenti alle colonne 5 (lato sinistro) e 4 (lato destro), su una finestra temporale di 4 s. I segnali riportati sono relativi all'acquisizione effettuata dopo un'ora dall'inizio del test. Tutti i canali sono normalizzati rispetto al valore riportato (133 μ V). Vicino ad ogni canale è riportato il valore RMS del brano complessivo (20 s). Il pattern di attivazione a burst è chiaramente visibile ed è presente dall'inizio alla fine dei 20 s di brano. L'ampiezza dei segnali è maggiore a sinistra, dove sono identificabili 9 bursts di durata 200-250 ms.

RMS differential maps at different times for both sides of the back, on 20 s epoch. Standard chair, subject 8



(a) Sedia standard

RMS differential maps at different times for both sides of the back, on 20 s epoch. Alternative chair, subject 8



(b) Sedia alternativa

Figura 8: Mappe RMS singolo differenziali segmentate relative al soggetto 8 (violinista), sedia standard (a) ed alternativa (b). Sopra ad ogni mappa è riportato il valore medio, minimo e massimo in μV . Le mappe sono calcolate sull'intera durata dei segnali (20 s). A fianco della prima mappa è riportata la scala colore su cui sono tarate tutte le mappe e una rappresentazione schematica delle vertebre. Nella prima mappa, "L" significa left, "R" right.

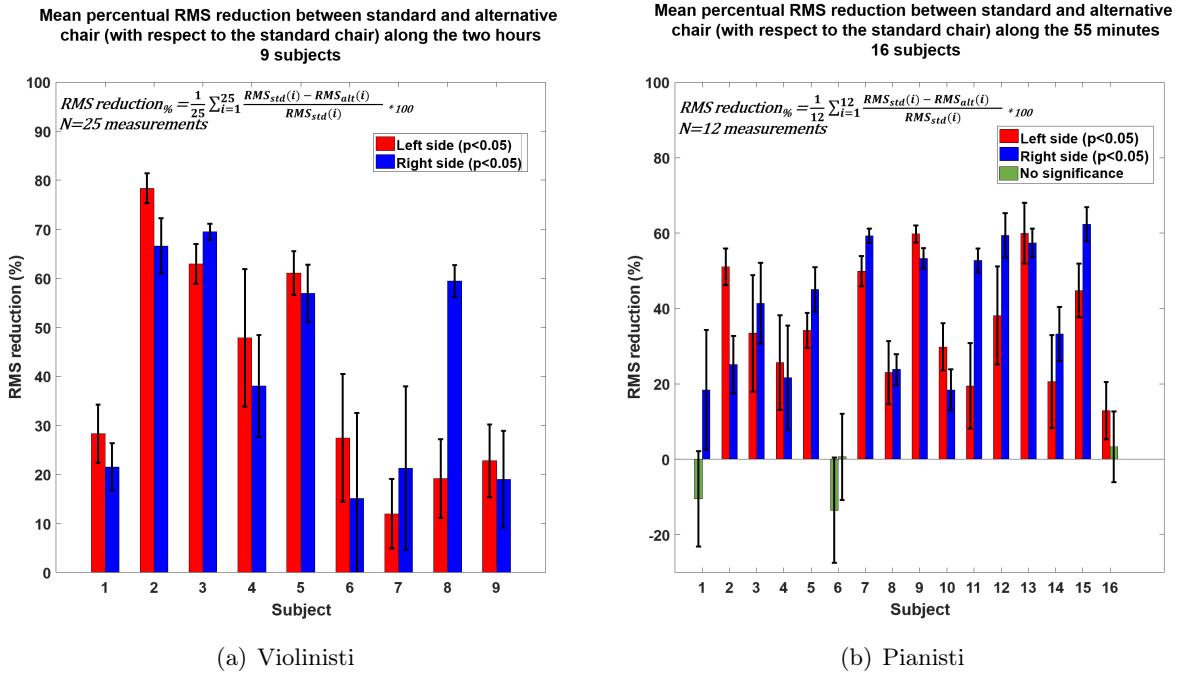
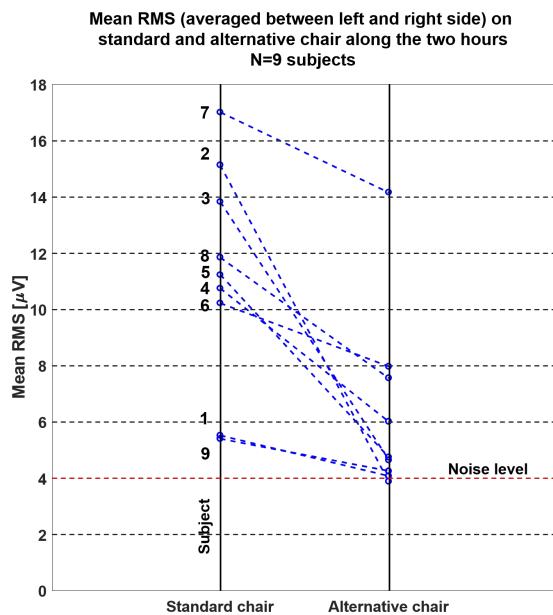
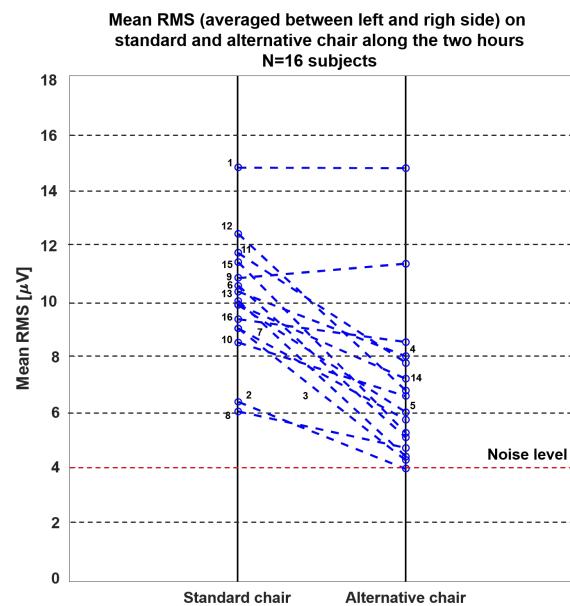


Figura 9: Riduzioni medie percentuali delle regioni attive delle mappe RMS differenziali tra sedia standard ed alternativa rispetto alla sedia standard per violinisti e pianisti. Ogni bin rappresenta la riduzione media sulle 25 (violinisti) o 12 (pianisti) riduzioni totali calcolate in ogni test, e la relativa deviazione standard (barrette nere). Sono riportati i risultati per entrambi i lati della schiena e l'eventuale assenza di significatività statistica secondo il test applicato (Wilcoxon Ranked Sum test).



(a) Pianisti



(b) Violinisti

Figura 10: Valori medi tra i due lati della schiena (sui 55 minuti di acquisizione per pianoforte e due ore per violino) delle mappe RMS differenziali per ogni soggetto, ogni sedia, violino (a) e pianoforte (b). Vicino ad ogni segmento è riportato il numero del soggetto a cui si riferisce. I valori RMS tra lato destro e sinistro da cui sono calcolate le medie riportate, sono risultati statisticamente diversi (Wilcoxon Signed Rank test, $p < 0.05$) nella maggioranza dei casi, ma i dati di lato destro e sinistro sono stati unificati ugualmente per una migliore rappresentazione visiva.

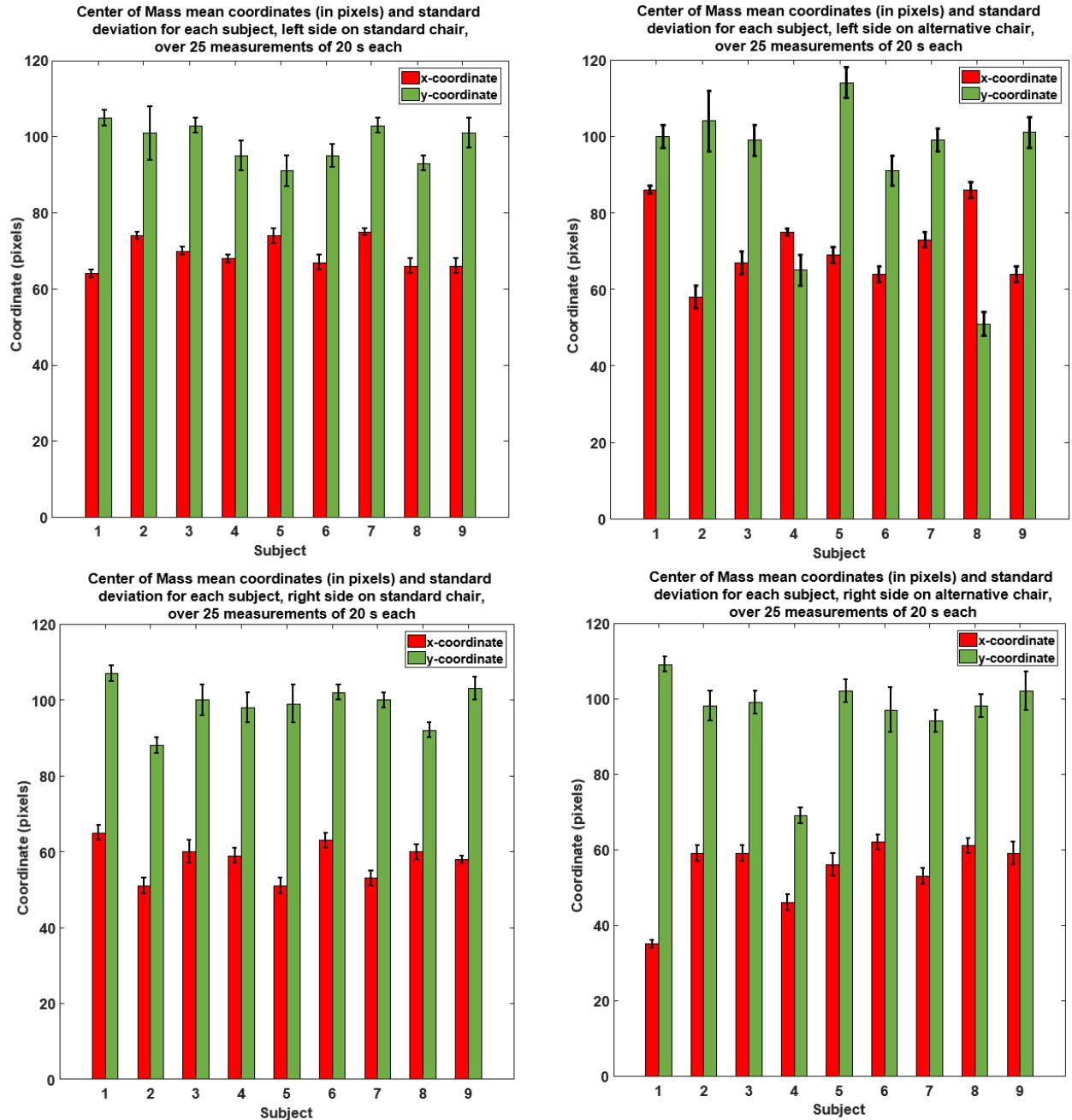


Figura 11: Coordinate x ed y medie e relative deviazioni standard (barrette nere) del baricentro della ROA per ogni soggetto (in pixels), ogni lato della schiena ed ogni sedia (violinisti). Ogni pixel equivale a 0,6 mm. Il punto di coordinate (0,0) è il vertice in alto a sinistra della mappa.

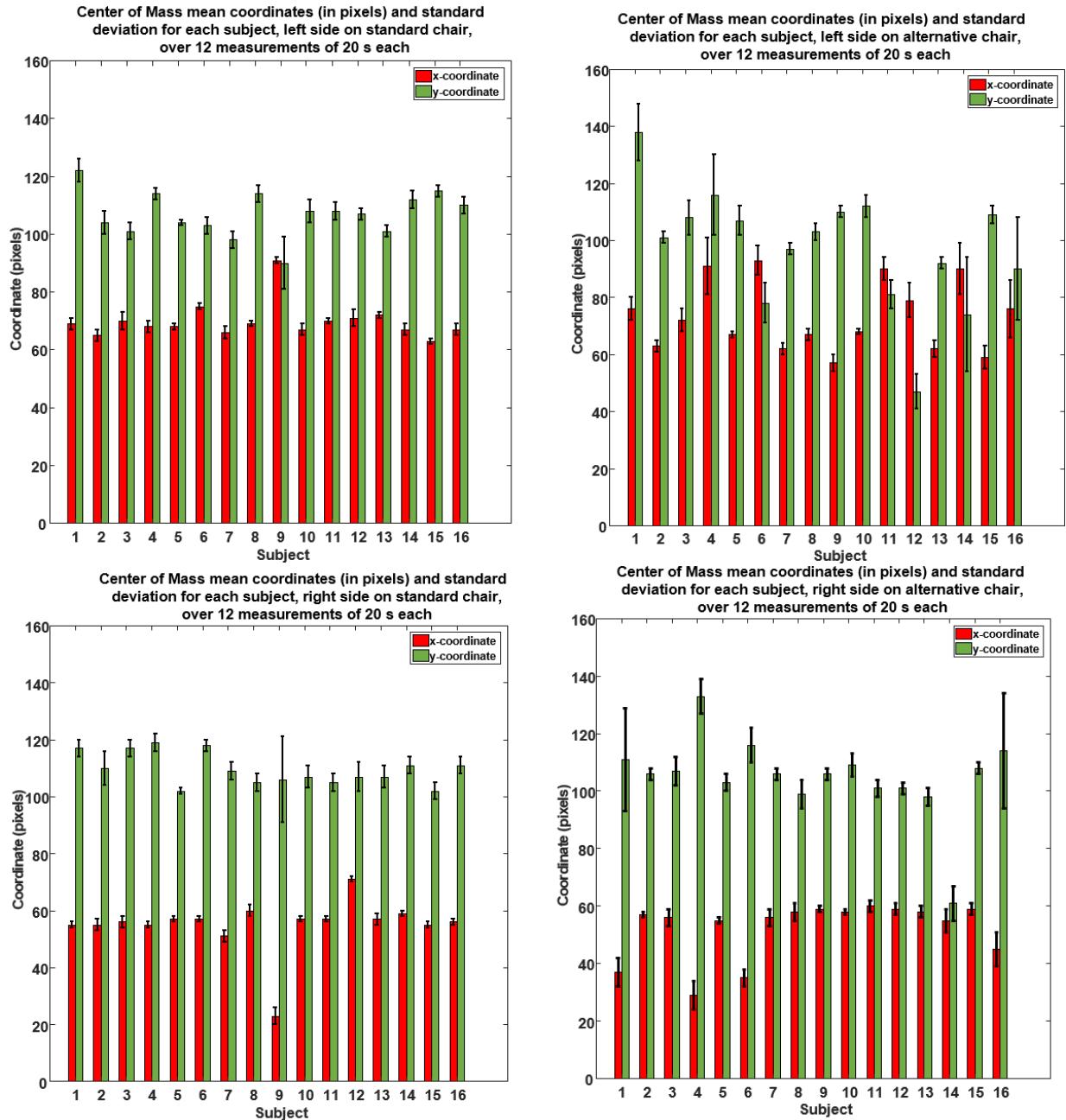
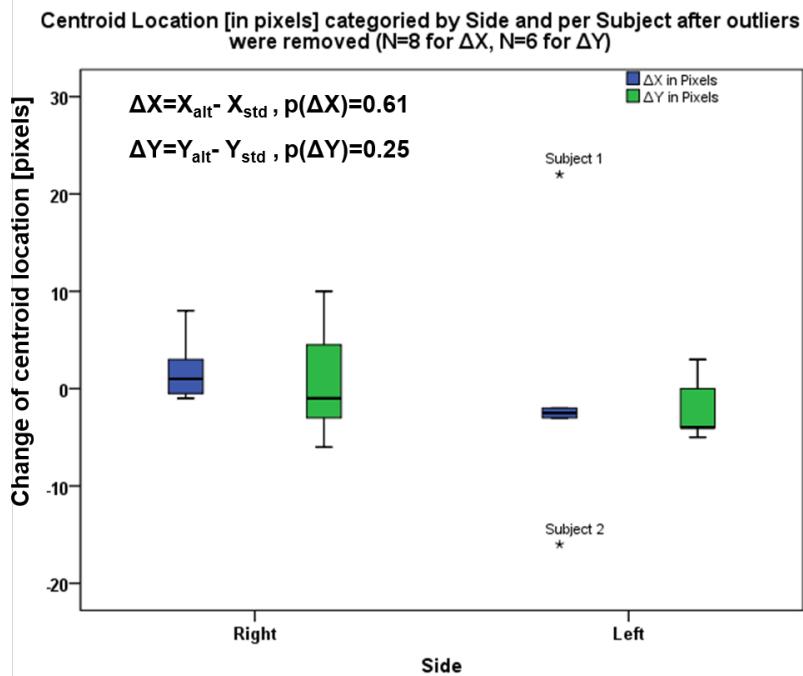
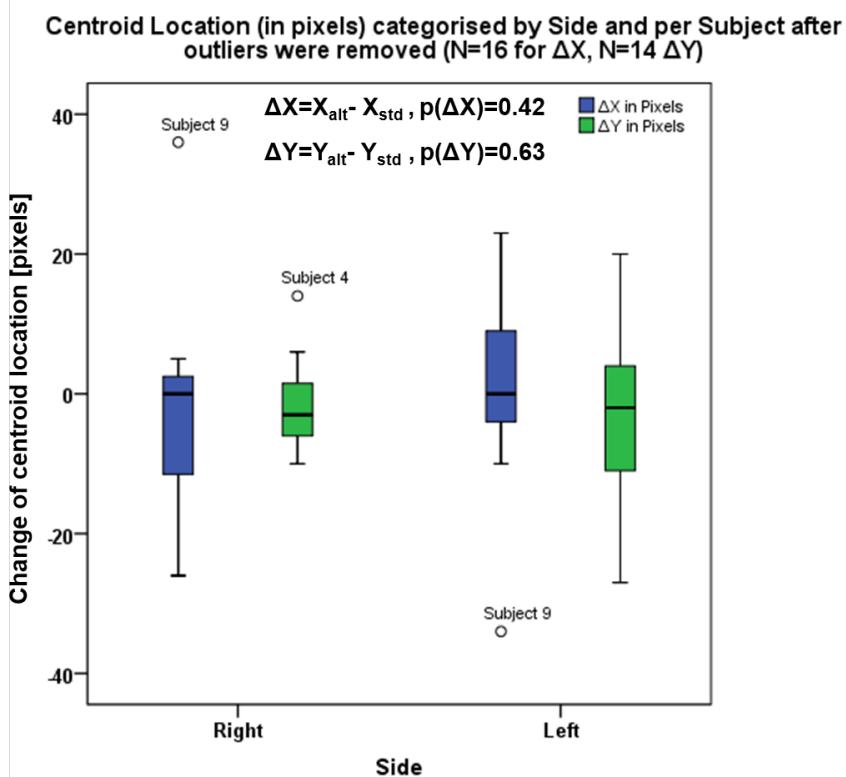


Figura 12: Coordinate x ed y medie e relative deviazioni standard (barrette nere) del baricentro della ROA per ogni soggetto (in pixels), ogni lato della schiena ed ogni sedia (pianisti). Ogni pixel equivale a 0,6 mm. Il punto di coordinate (0,0) è il vertice in alto a sinistra della mappa.



(a) Violinisti



(b) Pianisti

Figura 13: Variazioni delle coordinate x ed y del baricentro (in pixels) tra le due sedie (alt=alternativa, std=standard) per ogni soggetto ed ogni lato della schiena (violinisti nella parte superiore e pianisti in quella inferiore). I valori sono calcolati sulle mappe interpolate (fattore 15), le posizioni in mm si ottengono moltiplicando il valore in pixel per la distanza interelettrodica e dividendo per il fattore di interpolazione (ovvero valore in pixel*10/15). Il p-value riportato è relativo al t-test effettuato per testare se la variazione attribuibile alle sedie sia statisticamente significativa o no.

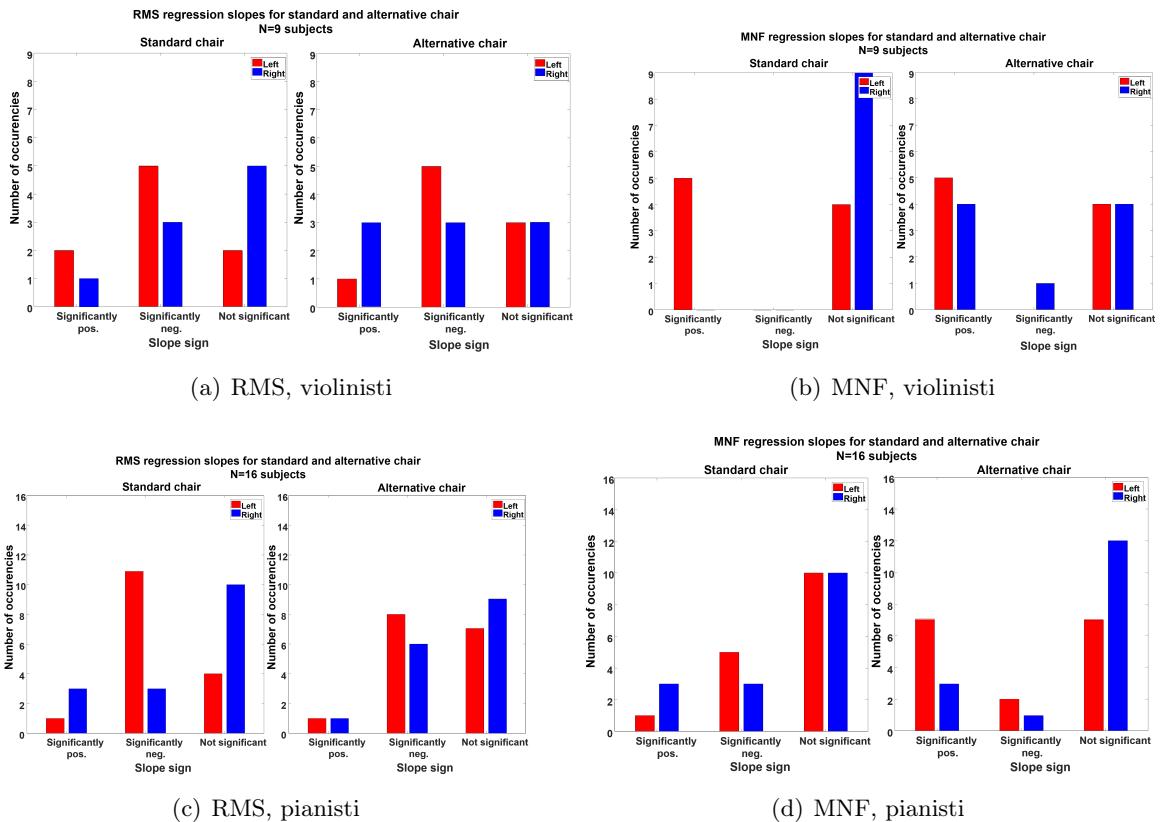


Figura 14: Conteggio delle pendenze delle regressioni RMS (figura (a) violino e (c) pianoforte) ed MNF (figura (b) violino e (d) pianoforte) statisticamente positive, negative o non significative per ogni test . La significatività statistica è data dal t-test effettuato sulla pendenza della regressione.

5 Conclusioni

Il lavoro precedente (Borsa Lagrange assegnata all'Ing Cattarello) aveva effettuato il confronto tra la sedia standard e due sedie Varier (Move e HAG, la seconda con e senza supporto lombare) testate da 21 violinisti per cinque minuti ciascuna [8]. Erano stati valutati parametri relativi agli angoli posturali e alla attività elettromiografica dei muscoli del dorso (erector spinae a livello lombare). Su tempi necessariamente brevi era stata osservata una attività mioelettrica minore associata all'utilizzo di un supporto lombare e un miglior valore dei parametri biomeccanici (pelvic tilting e angoli del rachide) sulla sedia Move, che fu scelta (modificata con l'aggiunta del supporto lombare) per un confronto più approfondito con la sedia standard. Tale confronto è stato effettuato, in questo lavoro, su attività della durata di due ore per 9 violinisti e di un'ora per 16 pianisti (confronto con panchetta standard) al fine di documentare eventuali manifestazioni mioelettriche di fatica associate alle due sedie.

Di seguito vengono riportate le principali conclusioni dello studio e le prospettive di ricerca futura.

1. Come osservato, in maniera preliminare, nello studio precedente [8] l'ampiezza dei segnali EMG è minore nel caso della sedia Move rispetto alla sedia standard, sia per i violinisti, sia per i pianisti. **La riduzione è del $40,39 \pm 7,92\%$ (media \pm dev. st., N= 9, p < 0,05, Wilcoxon Ranked Sum test) nel caso dei violinisti e del $38,35 \pm 7,51\%$ (media \pm dev. st., N= 16, p < 0,05, Wilcoxon Ranked Sum test) nel caso dei pianisti ed è statisticamente significativa in entrambi i casi.** È particolarmente significativo che nessun violinista e tre pianisti mostrino un aumento di attività nel caso della sedia Move. L'adozione di un supporto lombare opportunamente progettato per violinisti e pianisti potrebbe ulteriormente incrementare questa differenza. **Poichè lo schienale utilizzato non è stato in alcun modo ottimizzato per le esigenze di musicisti, esso andrebbe progettato secondo alcuni criteri di forma e mobilità specifici per tale destinazione d'uso: dovrebbe essere meno ingombrante possibile (per permettere l'ampiezza del gesto artistico ad esempio del violino) e sagomato per aderire alla curva del rachide.** Lo schienale ha la duplice utilità di sostituire l'attività svolta dagli erettori spinali e aiuta il musicista a mantenere una postura corretta su lunghi periodi di studio (che diversamente tende a diventare cifotica nell'utilizzo di alcuni strumenti come il pianoforte). Alcuni soggetti, sia pianisti che violinisti, hanno dichiarato che, occasionalmente, a casa propria utilizzano sedie provviste di schienale, proprio per ovviare ai problemi sopra esposti. Tali soluzioni, non sono tuttavia disponibili in sedie commerciali specificamente pensate per i musicisti.
2. Contrariamente alle aspettative, i parametri del segnale EMG non presentano globalmente manifestazioni mioelettriche di fatica consistenti e statisticamente significative durante il periodo di esercizio (**2 ore per i violinisti, 55 minuti per i pianisti**). Si ricorda che, come indici di fatica, sono state calcolate le pendenze delle rette di regressione lineare di RMS e MNF lungo tutta la durata del test, che possono essere statisticamente positive, negative o non significative (secondo il t-test, p < 0,05). Le variazioni identificate (anche se significative) sono minime, pertanto è possibile che siano attribuibili a fluttuazioni del rumore di fondo o semplicemente dovute al caso. La modesta ampiezza dei segnali EMG indica forze molto modeste che non implicano ischemia o accumulo di metaboliti nel tessuto muscolare. Non e' chiaro se le unita' motorie attivate siano sempre le stesse o se esista un meccanismo di rotazione e sostituzione. Il primo caso e' discusso da G. Hagg nella sua Cinderella Theory (teoria delle Cenerentole) [16] il secondo in [3] e un approfondimento sarebbe opportuno. Questa conclusione suggerisce che, per studi futuri, non è necessario effettuare misure della durata di due ore.

3. Di particolare rilevanza è l'osservazione che il segnale EMG prodotto dagli erettori spinali lombari non è costante ma intermittente, con periodi di attività (bursts) alternati a periodi di solo rumore di fondo. Tali bursts hanno durata compresa tra 150 e 250 ms e frequenza di ripetizione di 3-4 burst/s, sono molto più evidenti nei violinisti che nei pianisti e non sembrano correlati con la le note o la musica prodotte. L'attivazione a bursts è stata identificata anche su diversi soggetti della borsa precedente [8], andando ad osservare i segnali singolo differenziali; in tale studio erano stati utilizzati principalmente i segnali monopolarici, su cui questa modalità di attivazione è poco evidente. L'analisi è stata condotta in modo visivo su un'acquisizione campione a metà del test per ogni soggetto (a causa della grande mole di dati); per un'indagine esaustiva e completa sarà necessario, in futuro, sviluppare algoritmi che permettano l'identificazione automatica dei bursts e delle loro caratteristiche. Questa osservazione è innovativa e apre aree di indagine sia relative alla fisiologia della postura sia alla valutazione di sedie che potrebbero influenzare la tipologia dei bursts (frequenza, ampiezza e durata).
4. L'impegno muscolare degli erettori spinali per mantenere la postura seduta è molto modesto. L'attività muscolare degli erettori spinali a livello lombare è risultata molto bassa e la ampiezza del segnale EMG è di poco superiore sia al livello del rumore di fondo introdotto dalla strumentazione e dalla interfaccia elettrodo-cutanea (ordine di grandezza di $5 - 30 \mu V_{RMS}$, contro un rumore di fondo di $4 - 6 \mu V_{RMS}$), sia alla attività osservata su un soggetto rilassato e sdraiato in posizione prona su un lettino. Il rumore di interfaccia elettrodo-cutanea è una limitazione importante nell'acquisizione ed elaborazione di segnali di ampiezza ridotta come quelli prodotti dagli erettori spinali, pertanto è stata condotta un'indagine parallela atta alla caratterizzazione di tale rumore ed alla sua riduzione (vedere rapporto dettagliato).
5. La distribuzione spaziale dell'attività EMG, sintetizzata dalla posizione del centro di massa delle mappe, non ha mostrato variazioni significative nel corso dei test (2 ore per violinisti e 55 minuti per pianisti). La ROA è generalmente concentrata nella regione superiore delle mappe (approssimativamente tra le vertebre T11 ed L1) e vicino alla colonna vertebrale (in un'area approssimativamente di 40 mm di larghezza e 80 mm di altezza), sia per la sedia standard, sia per quella alternativa.

La sedia "ergonomica" a sella modificata con l'aggiunta di un supporto lombare è una buona soluzione per pianisti e violinisti. In particolare, i violinisti necessitano di poter effettuare un ampio movimento con l'arto superiore che regge l'archetto, pertanto lo schienale dovrebbe essere poco ingombrante e sagomato per aderire alle curve fisiologiche del rachide. Dovrebbe anche poter avanzare in profondità per adeguarsi alle proporzioni anatomiche di ogni soggetto.

A giudizio dei partecipanti allo studio, la sedia con supporto lombare potrebbe essere un'ottima soluzione per i momenti di studio, ma non per i concerti, in quanto la presenza di uno schienale potrebbe ridurre la mobilità del gesto (che in orchestra può essere più problematico che nel momento di studio privato).

Se per i violinisti una sedia come la Move con supporto lombare risulta relativamente comoda e naturale, per i pianisti l'utilizzo di uno schienale non è una innovazione. Il supporto lombare è stato suggerito anche in letteratura [14] e rappresenta sicuramente una misura utile a prevenire problematiche muscoloscheletriche dei pianisti, in quanto, dopo diverse ore di studio, la postura di molti di essi tende a diventare (erroneamente) cifotica. Tuttavia, per la modalità di esecuzione propria del pianoforte (che porta il musicista ad avvicinarsi alla tastiera con tutto il corpo), l'utilizzo di uno schienale richiede una modifica non indifferente di abitudini per molti pianisti e andrebbe valutata con lunghi periodi di prova su più soggetti. I vantaggi della sedia a sella con supporto lombare sono probabilmente presentati da altri modelli simili (Varier HAG) con lo stesso supporto lombare.

6 Prospettive di approfondimento

I risultati di questo progetto evidenziano la necessità di studi approfonditi del segnale EMG dei muscoli lombari durante attività di bassa intensità ma prolungate nel tempo, tipiche dei musicisti ma anche di altri lavoratori. È anche necessario indagare la possibilità di estendere queste conclusioni ad altri tipi di sedia a sella a cui aggiungere un supporto lombare opportunamente progettato (per es. il modello varier HAG). Questo approfondimento implica che vengano affrontati i seguenti problemi e temi di ricerca:

1. Perfezionamento della strumentazione e riduzione del rumore prodotto alla giunzione elettrodo-cutanea. Miglioramento della qualità della Body-Computer-Interface che è un sistema rumoroso, non lineare e complesso.
2. Approfondimento del meccanismo fisiologico del controllo a “burst” della postura seduta e messa a punto di algoritmi atti a caratterizzare tali burst. Tale meccanismo è altamente complesso e non è stato studiato in precedenza sui muscoli del dorso.
3. Studio del supporto lombare e definizione della sua forma e posizione ottimale per violinisti e pianisti ma anche per i videoterminalisti e altri lavoratori. Identificazione di criteri di ottimizzazione individuali.
4. Valutazione di nuovi prototipi di prodotti su tempi medio-lunghi in collaborazione con violinisti e pianisti.
5. Applicazione ad altri strumentisti delle tecniche sviluppate in questo progetto.

Ricerca applicata. È probabile che le osservazioni effettuate su violinisti e pianisti e sulle relative attività muscolari, siano trasferibili ad altri lavoratori che operano per tempi lunghi in posizione seduta al fine di ottimizzare la sedia adatta alle loro attività (videoterminalisti, impiegati, ecc). Una ricerca volta a raggiungere tale ottimizzazione per diversi strumenti musicali e diverse attività lavorative appare tecnicamente possibile e giustificata al fine di ridurre l'incidenza di “work related disorders”.

Ricerca di base. Un primo tema di ricerca di base riguarda lo studio dell’interfaccia elettrodo-cutanea che appare rilevante per numerose altre applicazioni oggi limitate dalla rumorosità e dalla scarsa conoscenza di tale interfaccia.

Un secondo tema di base riguarda lo studio del controllo posturale a “burst”, che è altamente non lineare e complesso, e che potrebbe avere applicazioni nei sistemi di controllo basati su “biomimetics”.

Un terzo tema di base riguarda lo studio della “fatica”, nel caso di attività muscolare modesta ma prolungata nel tempo, e dei suoi aspetti periferici, centrali ed emotivi.

Bibliografia

- [1] J. Abboud, F. Nougarou, M. Loranger, and M. Descarreaux. Test-retest reliability of trunk motor variability measured by large-array surface electromyography. *J. Manipulative Physiol. Ther.*, vol. 38(no. 6):pp. 359–64, 2015.
- [2] A. Arne, I.F. Knut, R. Ola, R. Magne, and L. Stig. Postural load during vdu work: a comparison between various work postures. *Ergonomics*, 40(11):pp. 1255–1268, 1997.
- [3] P. Bawa and C. Murnaghan. Motor unit rotation in a variety of human muscles. *J. Neurophysiol.*, 102(4):2265–72, 2009.
- [4] F.J. Bejjani, G.M. Kaye, and M. Benham. Musculoskeletal and neuromuscular conditions of instrumental musicians. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 77:pp. 406–413, 1996.
- [5] P. Bragge, A. Bialocerkowski, and J. McMeeken. A systematic review of prevalence and risk factors associated with playing-related musculoskeletal disorders in pianists. *Occup. Med.*, vol. 56:pp. 28–38, 2006.
- [6] S. Bruno, A. Lorusso, and N. L'Abbate. Playing-related disabling musculoskeletal disorders in young and adult classical piano students. *Int. Arch. Environ. Health*, vol. 81:pp. 855–860, 2008.
- [7] V. Caselles, R. Kimmel, and G. Sapiro. Geodesic active contours. *International Journal of Computer Vision*, 22(1):61–79, 1997.
- [8] P. Catterello. How should you sit? EMG based ergonomics of the sitting posture for the prevention of musculoskeletal disorders in musicians. Lagrange fellowship final report, LISiN, Torino, Nov. 2016.
- [9] C.J De Luca. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *CRC Crit. Rev. Biomed. Engin.*, 11:pp. 251–279, 1985.
- [10] L. De Smet, H. Ghyselen, and R. Lysens. Incidence of overuse syndromes of the upper limb in young pianists and its correlation with hand size, hypermobility and playing habits. *Chir. Main*, vol. 17:pp. 309–313, 1998.
- [11] D. Farina, M. Gazzoni, and R. Merletti. Assessment of low back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: methodological aspects. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 13(no. 4):pp. 319–32, 2003.
- [12] D. Farina and R. Merletti. Estimation of average muscle fiber conduction velocity from two-dimensional surface EMG recordings. *Journ. of Neurosci. Methods*, 134:199–208, 2003.
- [13] I. Foxman and BJ. Burgel. Musicians health and safety: preventing playing related musculoskeletal disorders. *AAOHN J.*, vol. 54:pp. 309–316, 2006.
- [14] A. Grieco, E. Occhipinti, D. Colombini, O. Menoni, M. Bulgheroni, C. Frico, and S. Boccardi. Muscular effort and musculoskeletal disorders in piano students: electromyographic, clinical and preventive aspects. *Ergonomics*, vol. 32(no. 7):pp. 697–716, 1989.
- [15] D.D. Harrison, S.O. Harrison, A.C. Croft, D.E. Harrison, and S.J. Troyanovich. Sitting biomechanics part i: review of the literature. *J. Manipulative Physiol. Ther.*, 22(9):594–609, 1999.
- [16] G.M. Hägg. Static work loads and occupational myalgia - a new explanation model. *Proceedings of the 8th Congress of the ISEK*, pages pp. 141–143, 1991.

- [17] P.J. Mork and R.H. Westgaard. Back posture and low back muscle activity in female computer workers: A field study. *Clin. Biomech.*, vol. 24(no. 2):pp. 169–175, 2009.
- [18] G. Piervirgili, F. Petracca, and R. Merletti. A new method to assess skin treatments for lowering the impedance and noise of individual gelled ag-agcl electrodes. *Physiol. Meas.*, 35:pp. 2101–2118, 2014.
- [19] I. Ringheim, A. Indahl, and K. Roeleveld. Alternating activation is related to fatigue in lumbar muscles during sustained sitting. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 24(no. 3):pp. 380–6, 2014.
- [20] J. H. Van Dieën, M. P. De Looze, and V. H. Ermans. Effects of dynamic office chairs on trunk kinematics, trunk extensor EMG and spinal shrinkage. *Ergonomics*, vol. 44(no. 7):pp. 739–750, 2001.
- [21] J. P. Weir, T. W. Beck, J. T. Cramer, and T. J. Housh. Is fatigue all in your head? a critical review of the central governor model. *Br. J. Sports. Med.*, 40(7):573–586, 2006.
- [22] C. Zaza. Playing related musculoskeletal disorders in musicians: a systematic review of incidence and prevalence. *CMAJ*, vol. 158(no. 8):pp. 1019–25, 1998.

A Appendice

A.1 Divulgazione scientifica dei risultati

Gli argomenti trattati dallo studio sono stati oggetto di divulgazione e di pubblicazioni scientifiche:

1. Concerto presso il conservatorio Ghedini di Cuneo, in cui un violinista ha suonato con matrici di elettrodi poste sul muscolo trapezio superiore, permettendo la visualizzazione in tempo reale delle mappe RMS differenziali su schermo, in data 19 ottobre 2017.
2. Seminario dal titolo "VALUTAZIONE DELL'ATTIVITA' MUSCOLARE DEI MUSICISTI. Dalla ricerca di base alla prevenzione." presso il Liceo Musicale Manzoni di Varese, in data 27 Ottobre 2017.
3. Presentazione dello studio e dei risultati al congresso SIAMOC (Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica) 2017 a Torino (4-7 ottobre 2017).
4. Servizio televisivo al TGR Leonardo, in data 25/05/2017 ore 14:50.
5. Presentazione sul tema del rumore al XXVI congresso dell'ISB di Brisbane (23-27 luglio 2017), dal titolo "Spatially correlated noise among electrodes in HDsEMG".
6. Dimostrazione dell'utilizzo di tecniche sEMG nella valutazione dell'attività muscolare di musicisti all'accademia di musica di Pinerolo, in data 12 Marzo 2017.
7. Articolo in preparazione per la rivista "Journal of Electromyography and Kinesiology".

Di seguito sono riportati il programma del concerto organizzato dal conservatorio Ghedini di Cuneo, l'abstract sul tema del rumore presentato al XXVI congresso dell'ISB di Brisbane e l'abstract sui risultati dello studio presentati al congresso SIAMOC (Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica) 2017 a Torino:



SPATIALLY CORRELATED NOISE AMONG ELECTRODES IN HDsEMG

Alessandro Russo, Roberto Merletti

Lab. for Engineering of the Neuromuscular System (LISiN), Politecnico di Torino, Italy

Corresponding author e-mail: roberto.merletti@polito.it

INTRODUCTION

The many applications of High Density surface EMG (HDsEMG) are often limited by the noise generated at the electrode-skin interface [1]. When measured on a fully relaxed muscle, after removal of power line interference, the monopolar noises of the individual channels show spatially correlated non-propagating transients that resemble motor unit action potentials and might be interpreted as generated by remote motor units. Since very similar transients are observed when the gelled electrode grid is applied on a piece of pig skin these signals cannot be due only to muscle activity. It is the purpose of this work to investigate the nature of this noise.

METHODS

An 8x8 flexible electrode grid (IED = 5 mm, \emptyset = 3 mm) was applied on a piece of shaved and scraped pig skin by means of a double adhesive foam layer (1 mm thick) with holes filled with conductive gel matching the 64 electrodes. Monopolar signals were collected from the 64 electrodes with respect to a reference ECG adhesive electrode placed on the pig skin 20 mm away from the edge of the grid. The signals were amplified (G=10k) and bandpass filtered (10 –750 Hz analog filter) with a 64 ch EMG amplifier, sampled at 2048 samples/s converted in digital form (12 bit A/D converter, LSB RTI = 122nV) and filtered with a zero phase (bidirectional) 4th order digital filter (20-400 Hz). Power line interference was reduced using the spectral interpolation technique [2].

Fig 1 depicts the signals collected from three of the eight columns of the grid. Two dimensional maps (over sequential 50 ms epochs) were made with colors showing the average correlation coefficient (ACC) between each signal and its eight neighbors. The grid and the reference electrode were also placed on a clean stainless-steel plate (no gel) to measure the RTI voltage noise of the amplifiers.

RESULTS AND DISCUSSION

Fig. 1 shows the presence of occasional, strongly correlated, signals across rows and columns. Minor local correlations are also evident. The sequence of maps of the ACC shows spatial regions of high correlation (ACC ranging from 0.2 to 0.9) moving in space and in time. Differential signals had RMS values of 0.5-1.0 μ V and inter-channel correlation < 0.2. The RTI RMS monopolar noise with short circuited inputs was < 1 μ V (INA 121 front-end amplifier) and small correlated fluctuations were present.

Both on human and pig skin, correlated fluctuations seem to be generated, under one or a few electrodes, as local transients diffusing to nearby electrodes because of the surface conductivity of the skin. Smaller but correlated output transients, observed with short circuited inputs, might be due to the amplifier's DC power supply

fluctuations (PSRR =80dB) creating correlation across channels. Well filtered DC supply is a requirement.

CONCLUSIONS

The presence of spatially correlated monopolar noises detected by an electrode grid applied on a piece of shaved and scraped pig skin has been demonstrated. On humans these correlated fluctuations might be misinterpreted as crosstalk or end-of-fiber effects. They seem to be due to local transients diffusing to nearby electrodes because of the skin conductivity. They might also be due to poor filtering of transients on the DC power supply of the front-end amplifier. It is important that this is well stabilized.

Scale: 15 μ V/div

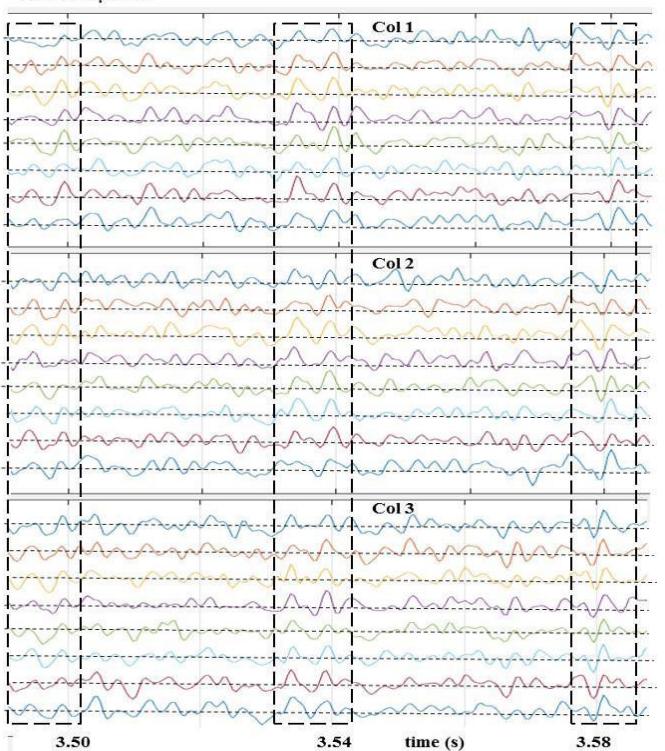


Figure 1. Monopolar signals detected from three columns of an 8x8 electrode grid applied on a piece of shaved pig skin. Spatially correlated signals are outlined within the dashed boxes. Other correlated fluctuations are evident.

ACKNOWLEDGEMENTS

A.Russo acknowledges support by a Lagrange Fellowship and Varier srl.

REFERENCES

1. Piervignili G, et al. A new method to assess skin treatments for lowering the impedance and noise of individual gelled Ag-AgCl electrodes. *Physiol. Meas.*; **35**:2101-18. 2014
2. Mewett DT et al. Reducing power line interference in digitized electromyogram recordings by spectrum interpolation. *Med Biol Eng Comput.* **42**: 524-31, 2004

Attività dei muscoli del dorso in musicisti: confronto tra due tipi di sedute

A. Russo¹, S. D'Emanuele², F. Serafino¹, A. Aranceta-Garza³, R. Merletti¹

¹ LISiN (Dipartimento di Elettronica e Telecomunicazioni, Politecnico di Torino), Torino, Italia

² SUISM (Scienze dell'Esercizio Fisico e dello Sport, Università di Torino), Torino, Italia

³ BME (Biomedical Engineering Department, University of Strathclyde), Glasgow, United Kingdom

INTRODUZIONE

I musicisti sono una categoria professionale ad alta incidenza di Playing Related Musculoskeletal Disorders (PRMDs), dal 73,3% al 87,7% nei violinisti [1]. Un importante fattore di rischio è dato dalla tipologia di seduta. L'obiettivo dello studio è valutare l'attività EMG dei muscoli erettori spinali (porzione lombare) di violinisti e pianisti su una sessione di studio di lunga durata (2 h per violinisti, 1 h per pianisti) confrontando una seduta standard con una seduta ergonomica a sella (modello Move, Varièr Furniture) modificata con un supporto lombare selezionata in un lavoro precedente [2].

METODI

Sono stati studiati sette violinisti ed otto pianisti, studenti dei Conservatori di Alessandria, Cuneo e dell'Istituto Musicale della Valle d'Aosta. Sono state utilizzate matrici da 16x8 elettrodi (IED 10 mm) per i due lati della schiena (totale 256 elettrodi). Le matrici coprono approssimativamente il tratto spinale compreso tra T11 e L4, con le otto colonne parallele alla colonna vertebrale. Ogni soggetto ha suonato ininterrottamente una sequenza di brani per tutta la durata dell'esperimento e ogni 5 minuti sono stati acquisiti 20 secondi di EMG, durante i quali veniva suonato un brano di test. Da ogni brano di segnale singolo differenziale (SD) sono state calcolate le mappe di ampiezza RMS (Root Mean Square), da cui è stata estratta la regione attiva e il suo valore medio come indice di ampiezza. È stata effettuata la differenza tra i valori di RMS medi calcolati sulla sedia standard e su quella ergonomica per ognuna delle acquisizioni ottenendo, per ogni soggetto e ciascun lato della schiena, una serie di differenze pari al numero di acquisizioni. Di tale dataset è stata testata statisticamente la positività (Wilcoxon signed rank test, $p < 0.05$).

RISULTATI PRELIMINARI

Ognuno dei soggetti studiati fino ad ora ha mostrato una differenza statisticamente positiva di RMS medio delle regioni attive delle mappe SD tra la sedia standard e la sedia ergonomica modificata, con riduzioni comprese tra il 30% e l'80% (calcolate rispetto alla sedia standard). Si veda la figura 1.

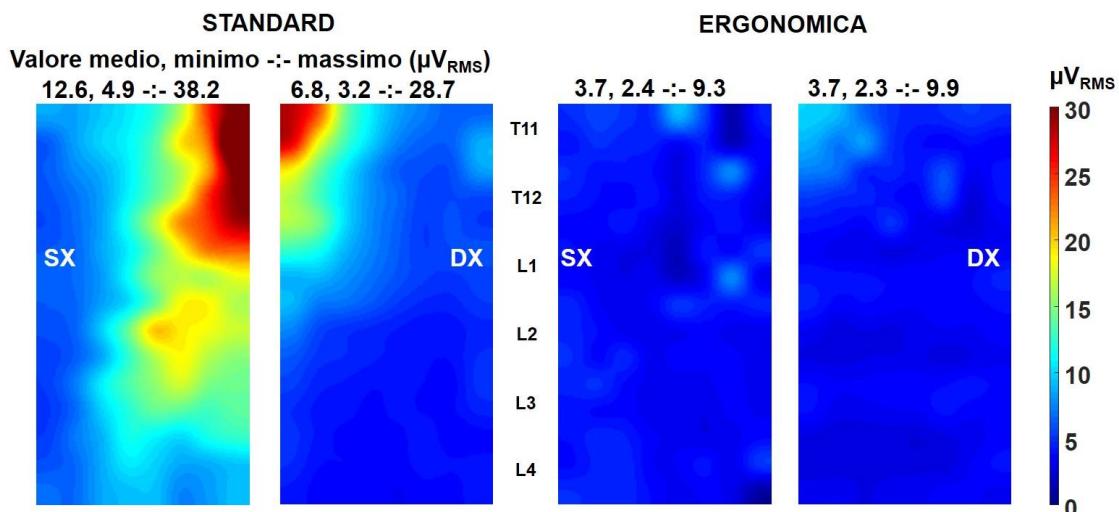


Figura 1 – Mappe RMS differenziali di un soggetto violinista su sedia standard e ergonomica. Le mappe sono state interpolate con un fattore 15 per una migliore rappresentazione.

DISCUSSIONE

In ciascun soggetto l'utilizzo della sedia ergonomica con supporto lombare ha ridotto in modo statisticamente significativo l'attività dei muscoli studiati. La dimensione del campione sarà aumentata a 18 pianisti e 13 violinisti per valutare manifestazioni mioelettriche di fatica (MNF, entropia, velocità di conduzione delle fibre).

BIBLIOGRAFIA

[1] C. Zaza. *Am. J. Ind. Med.* 1997;32:1019-1025.

[2] P. Cattarello, S. Vinelli, M. Gazzoni, R. Merletti. *Ergonomics*, submitted