

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA
Dipartimento di Scienze Biomediche
Corso di Laurea Triennale in Scienze Motorie

Tesi di Laurea

**DISTRIBUZIONE SPAZIALE DELL'ATTIVITA'
ELETTROMIOGRAFICA DEI MUSCOLI ERETTORI SPINALI
IN CICLISTI CON E SENZA *LOW BACK PAIN* DURANTE UN
TEST AL CICLOERGOMETRO AD INTENSITA' CRESCENTI**

Relatore: Prof. Casolo Andrea
Laureando: Magistrelli Emanuele
N° di matricola: 1228931

Anno Accademico 2021/2022

INDICE

ABSTRACT	3
1. INTRODUZIONE	5
1.1 Il <i>low back pain</i> : epidemiologia, anatomia e caratteristiche.....	5
1.2 Anatomia e funzione dei muscoli paravertebrali.....	5
1.3 Il <i>low back pain</i> nel ciclismo.....	7
1.4 Scopo dello studio.....	8
1.5 Possibili applicazioni e ricadute positive dello studio.....	9
2. MATERIALI E METODI	11
2.1 Popolazione di ciclisti studiata.....	11
2.2 Questionari utilizzati per il reclutamento dei soggetti.....	11
2.2.1 ODI-I.....	12
2.2.2 IPAQ-SF.....	12
2.2.3 Adattamento per ciclisti del questionario Nordic IRSST.....	13
2.3 Tecniche e materiali utilizzati per l'acquisizione del segnale.....	14
2.3.1 Elettromiografia bipolare di superficie (sEMG).....	14
2.3.2 Elettromiografia di superficie ad alta densità (HDsEMG).....	14
2.3.2 Elettrogoniometro (EGN).....	19
2.4 Protocollo sperimentale.....	20
2.4.1 Test FTP.....	21
2.4.2 Test attivazione ES durante esercizio incrementale.....	22
2.5 Registrazione e analisi del segnale HDsEMG.....	24
2.6 Analisi statistica.....	28
3. RISULTATI	30
3.1 Caratteristiche antropometriche e valutazione questionari.....	30

3.2.1 RMS medio: confronto tra i due lati e tra diverse intensità all'interno degli stessi gruppi.....	30
3.2.2 RMS medio: confronto tra i due gruppi nell'ES DX e ES SX alle diverse intensità	31
3.3 Mappa di attivazione elettromiografica.....	32
3.4.1 Y-Baricentro: confronto tra i due lati e tra diverse intensità all'interno degli stessi gruppi.....	34
3.4.2 Y-Baricentro: differenze tra i due gruppi nell'ES DX e ES SX alle diverse intensità	36
4. CONCLUSIONI	37
4.1 Discussione dei metodi utilizzati per lo studio	37
4.2 Punti di forza dello studio.....	37
4.3 Variazioni nell'ampiezza del segnale (RMS medio normalizzato) ...	38
4.4 Mappa di attivazione elettromiografica: analisi qualitativa del segnale HDsEMG	39
4.5 Variazioni nella distribuzione spaziale degli ES (Y-Baricentro)	39
4.6 Limitazioni dello studio.....	40
4.7 Implicazioni pratiche dello studio	41
BIBLIOGRAFIA	43

ABSTRACT

Il *low back pain* (LBP), o più comunemente noto come “mal di schiena” o come “lombalgia”, è una patologia muscoloscheletrica definita come un dolore percepito tra il margine inferiore dell’arcata costale posteriore e le pieghe glutee inferiori. Solamente il 4.2% dei soggetti tra i 24 e i 39 anni sono affetti da questa patologia, ma è interessante sottolineare che la percentuale aumenta al 19.6% nei soggetti compresi tra i 20 e i 59 anni (Meucci et al., 2015). Per quanto riguarda la popolazione media adulta, è stato possibile stimare una prevalenza di LBP in circa il 12% dei soggetti (Manchikanti et al. 2014).

Il ciclismo è uno sport ad alta incidenza di LBP, che caratterizza dal 15 al 50% dei disturbi muscolo-scheletrici totali (Dettori et al., 2006; Marsden et al., 2010; Streisfeld et al., 2017). Tra le principali cause di dolore da LBP, troviamo il fenomeno di flessione-rilassamento (Callaghan and Dunk, 2002), la prolungata flessione del tronco in avanti (Callaghan and McGill, 2001), l’iperattivazione degli erettori spinali (ES) (Indahl, 1999), il *creep* meccanico (McGill and Brown, 1992) e gli alti carichi meccanici a cui si è soggetti durante la pedalata, caratterizzata dal mantenimento prolungato di una posizione flessa e ruotata (McGill and Cholewicki, 2001). In particolare, i muscoli erettori spinali risultano essere il distretto muscolare maggiormente colpito da questo disturbo.

Di conseguenza, l’obiettivo di questo studio è stato quello di analizzare l’attivazione dei muscoli ES in ciclisti con e senza LBP per capire se nel gruppo sintomatico e nel gruppo di controllo siano presenti pattern di attivazione muscolare differenti durante pedalate ad intensità crescenti sulla propria bici da corsa.

Nel capitolo 1 verrà fornita un’introduzione al LBP, riportando dati epidemiologici riguardo la popolazione generale e, nello specifico, i ciclisti, analizzandone l’anatomia e le caratteristiche. Il capitolo 2 sarà dedicato ai materiali e metodi e verranno descritte le procedure ed i protocolli utilizzati per la realizzazione di questo studio sperimentale. Nel capitolo 3 saranno

presentati i risultati, confrontando i pattern di attivazione tra le due popolazioni studiate. Infine, nel capitolo 4 verranno discussi i risultati della presente ricerca, analizzando le relative prospettive future e ricadute positive per la comunità scientifica.

Pratico ciclismo da circa 15 anni e, pur non avendo mai avuto problemi alla schiena, conosco molti ciclisti affetti da LBP. Essendo preparatore atletico di ciclisti e lavorando nel mondo del fitness, uno degli obiettivi pratici di questa ricerca è quello di cercare di risolvere i problemi fisici degli atleti con cui lavoro applicando nuove metodologie di allenamento specifiche per la prevenzione ed il trattamento di questa patologia muscoloscheletrica particolarmente diffusa nei soggetti praticanti questa disciplina. Credo che per perseguire questo “nobile” obiettivo sia necessario partire dallo studio e dalla comprensione dei meccanismi fisiologici che regolano il LBP in questa popolazione specifica, motivo per cui ho deciso di intraprendere questo percorso di tesi.

1. INTRODUZIONE

1.1 Il *low back pain*: epidemiologia, anatomia e caratteristiche

Il *low back pain* (LBP) è definito come un dolore percepito tra il margine inferiore dell'arcata costale posteriore e le pieghe glutee inferiori, che si manifesta con o senza dolore agli arti inferiori (Burton et al. 2004). Circa il 50% degli adulti è affetto da LBP (Bressler et al., 1999) e la cronicizzazione di questa patologia può causare disfunzioni fisiche a causa del suo impatto prolungato sull'organismo (Rudy et al., 2007). Nei soggetti con LBP cronico si è notata una riduzione dell'area della sezione trasversale (*cross-sectional area*, CSA) dei muscoli del tronco, in particolar modo nella zona lombare (Demoulin et al., 2007; Fortin et al., 2016), ed un aumento del contenuto di grasso intramuscolare, prevalentemente nel lato con maggior dolore (Wan et al., 2015). Inoltre, uno studio longitudinale della durata di 15 anni che ha utilizzato la risonanza magnetica (*magnetic resonance imaging*, MRI) ha dimostrato una riduzione della CSA e un aumento del grasso intramuscolare del muscolo multifido e dell'ereettore spinale (Fortin et al., 2014) ed è stata notata un'associazione lineare tra l'aumento di adipe e l'aumento dell'intensità del dolore a livello lombare (Hicks et al. 2005).

1.2 Anatomia e funzione dei muscoli paravertebrali

I muscoli paravertebrali, anche detti paraspinali o erettori vertebrali, sono collocati su entrambi i lati del rachide e fanno parte dei muscoli intrinseci della schiena, di cui ne costituiscono lo strato intermedio. Essi supportano la colonna vertebrale, sono fondamentali per la sua stabilità e motilità e contribuiscono al mantenimento di una postura corretta assieme ai muscoli addominali.

L'ereettore spinale è un insieme di muscoli che si estende per l'intera lunghezza della colonna, dalla zona sacrale fino alla base della nuca, e può essere suddiviso in tre parti (Gray, 1918) (*Figura 1.1*):

1. Muscolo ileocostale (dei lombi, del torace e della cervicale), è quello posto più lateralmente rispetto al rachide; contraendosi, estende la colonna vertebrale e la inclina dal proprio lato; contribuisce anche ad elevare ed abbassare le coste;
2. Muscolo lunghissimo (del capo, del collo e del torace), compreso tra il muscolo ileocostale e il muscolo spinale; con la sua azione estende ed inclina dal proprio lato la testa e la colonna vertebrale;
3. Muscolo spinale (del capo, del collo e del torace), posizionato più medialmente, è il muscolo più vicino alla colonna vertebrale e tutte le sue origini ed inserzioni si effettuano sui processi spinosi; contraendosi, estende la colonna vertebrale.

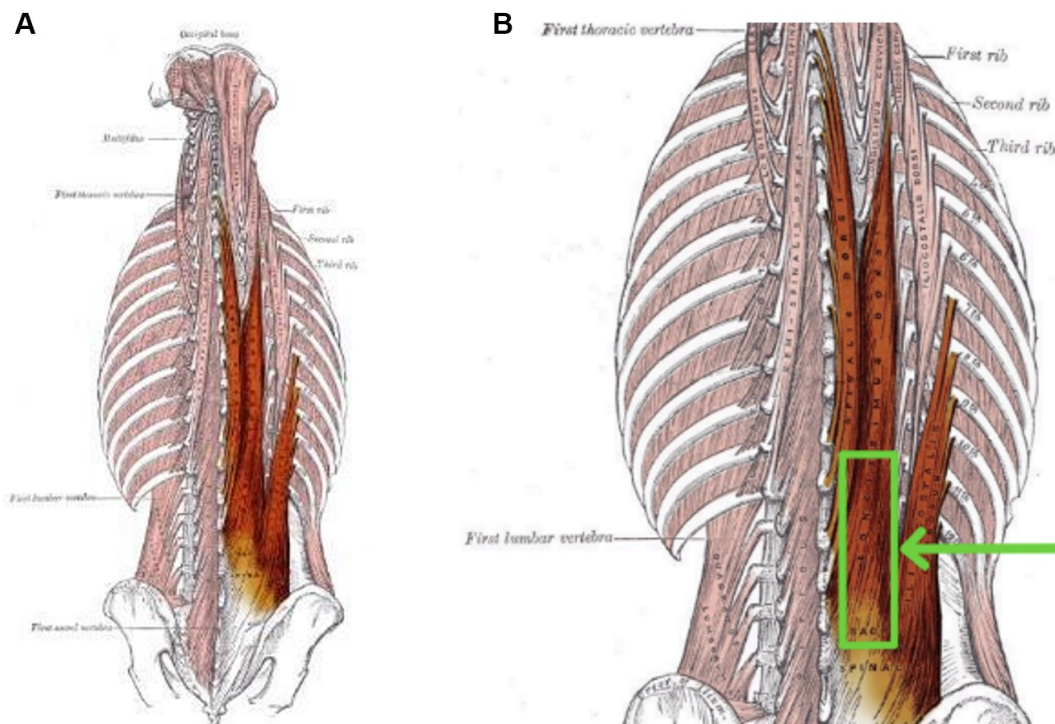


Figura 1.1. Anatomia dei muscoli paravertebrali. A) Rappresentazione completa dei muscoli della schiena in visione posteriore. In rosso sono evidenziati i muscoli sacrospinali (da sinistra verso destra: muscolo spinale, muscolo lunghissimo e muscolo ileocostale); B) Ingrandimento dell'immagine A in cui è stata evidenziata in verde la zona degli erettori analizzata nel presente studio. Tratto da Henry Gray, 1920, Gray's Anatomy (20th edition), pag. 389 ed adattato

1.3 Il *low back pain* nel ciclismo

Il ciclismo è uno sport ad alta incidenza di LBP, rappresentando dal 15 al 50% dei problemi muscolo-scheletrici (Dettori et al., 2006; Marsden et al., 2010; Streisfeld GM et al., 2017), ma ad oggi non vi sono studi che abbiano investigato potenziali alterazioni a livello di attivazione dei muscoli erettori spinali in ciclisti affetti da questa patologia.

Tra le cause di dolore nei ciclisti troviamo il fenomeno di flessione-rilassamento (Callaghan and Dunk, 2002), la prolungata flessione del tronco in avanti (Callaghan and McGill, 2001), l'iperattivazione degli ES (Indahl, 1999), il *creep* meccanico (McGill and Brown, 1992) e gli alti carichi meccanici mentre si è in una posizione flessa e ruotata (McGill and Cholewicki, 2001). I ciclisti su strada mantengono per molto tempo una posizione di flessione del tronco in avanti e, per questo motivo, è stato ipotizzato che il ciclismo possa indurre ischemie a livello dei dischi intervertebrali (*intervertebral disc*, IVD) e una loro alterazione strutturale (Marsden et al., 2010), causando dolore nella regione lombare.

In uno studio pilota di Burnett e colleghi (2004) per valutare la cinematica spinale e l'attività dei muscoli del tronco in ciclisti durante una pedalata ad intensità costante, il gruppo con dolore alla schiena ha mostrato la tendenza ad aumentare la flessione e rotazione della zona lombare inferiore associata ad una riduzione della co-contrazione del multifido lombare, un importante stabilizzatore del rachide lombare.

Inoltre, uno studio condotto da Srinivasan (2006) con elettromiografia di superficie (sEMG) su ciclisti destrimani ha osservato un'insorgenza di fatica maggiore nell'ES destro nel gruppo con LBP, che indirettamente spiega un carico asimmetrico e prevalente sul lato dominante alla fine di un test di 30 minuti sulla propria bici. L'affaticamento maggiore dei muscoli della schiena nei soggetti con LBP indica la possibilità di un peggioramento di questa

patologia potenzialmente associato alla pratica abituale e continuativa del ciclismo.

Infine, un recente studio di Belanger e collaboratori (2022) ha analizzato gli effetti del LBP nel controllo neuromuscolare dei ciclisti con e senza questa patologia durante una pedalata di un'ora ad intensità costante, registrando l'attività di entrambi gli ES con quattro elettrodi bipolari ed approfondendo le strategie cinematiche attuate dai soggetti sintomatici per completare la sessione. Gli adattamenti neuromuscolari allo sforzo sono stati identificati in una diminuzione dell'ampiezza del segnale elettromiografico degli ES e l'aumento della flessione del tronco durante la pedalata.

1.4 Scopo dello studio

Ad oggi, non è stata pubblicata ancora alcuna ricerca che abbia esaminato in ciclisti amatori ed agonisti la variazione dell'attività mioelettrica a differenti percentuali della propria potenza funzionale alla soglia (*Functional threshold power*, FTP). In particolare, non vi sono studi che hanno indagato se vi sia uno spostamento dell'attivazione degli ES in direzione più craniale o caudale all'aumentare dell'intensità e se questa variazione dell'attivazione dei muscoli ES differisca tra ciclisti affetti da LBP e ciclisti che non presentano questa problematica.

Di conseguenza, l'obiettivo del presente studio è stato quello di analizzare l'attivazione dei muscoli ES in ciclisti con e senza LBP per capire se nel gruppo sintomatico e nel gruppo di controllo siano presenti pattern di attivazione muscolare differenti durante pedalate ad intensità crescenti eseguite sulla propria bici da corsa.

Tutti i test sono stati effettuati indoor, presso il laboratorio di Nutrizione e Fisiologia dell'Esercizio dell'Università di Padova. Sono stati reclutati ciclisti di genere maschile e femminile, di età compresa tra i 18 ed i 65 anni, che non abbiano mai avuto dolori alla schiena, reclutati nel gruppo di controllo (gruppo CON), o che abbiano avuto sintomi di LBP (gruppo INT) per almeno tre mesi negli ultimi sei mesi (definizione minima di cronicità) (Dionne et al. 2008).

Tramite l'elettromiografia di superficie ad alta densità (*High-density surface electromyography*, HDsEMG) abbiamo cercato di caratterizzare l'attivazione dei muscoli ES, e la loro distribuzione spaziale (baricentro di attivazione) durante un test di pedalata ad intensità crescenti. Inoltre, grazie all'utilizzo di un elettrogoniometro (EGN) posizionato sull'arto inferiore destro e sincronizzato con il segnale HDsEMG, è stato possibile studiare e caratterizzare l'attivazione dei muscoli ES all'interno del ciclo di pedalata.

1.5 Possibili applicazioni e ricadute positive dello studio

Quanto riportato in letteratura fino ad oggi non ci permette di dimostrare se l'insorgenza del LBP nei ciclisti sia dovuta solamente alla quantità di tempo passato in posizione di flessione del tronco durante l'attività oppure se possa essere aggravata dall'aumento dell'intensità fino al valore di FTP.

Il protocollo sperimentale ha previsto un riscaldamento standardizzato della durata di 10 minuti a bassa intensità con dei brevi incrementi di intensità, seguito da quattro intervalli di 3 minuti al 70, 80, 90 e 100% dell'FTP, intervallati da un recupero di 2 minuti.

Dopo un'attenta analisi dello studio di Martinez-Valdes e collaboratori pubblicato nel 2019, è stato ipotizzato che i ciclisti affetti da LBP presentino un pattern di attivazione muscolare degli ES differente rispetto ai ciclisti asintomatici, e che questo pattern fosse più visibile durante la fase di estensione della gamba durante il ciclo di pedalata, soprattutto a valori vicini all'FTP.

Nello studio di Martinez-Valdes è stata analizzata la distribuzione spaziale dell'attività degli ES in vogatori con e senza LBP durante un test incrementale su un ergometro per arti superiori. All'aumentare dell'intensità, i soggetti affetti da LBP hanno mostrato maggior ampiezza ed entropia del segnale elettromiografico. Inoltre, nei soggetti sintomatici è stato notato uno spostamento del baricentro di attivazione degli ES in direzione caudale, fattore potenzialmente associato alla maggior omogeneità dell'attivazione muscolare, che a sua volta indicherebbe un reclutamento inefficiente degli ES all'aumentare dell'intensità.

Il presente studio rappresenta il punto di partenza per studiare i pattern di attivazione degli ES in ciclisti amatori e agonisti con e senza LBP e potrà essere utile alla comunità scientifica per trovare nuove soluzioni volte ad evitare l'insorgenza dei sintomi, o a contrastarne l'esistenza, nei ciclisti affetti da questo disturbo muscolo-scheletrico. Saranno analizzati i cambiamenti nel baricentro dell'attività elettromiografica degli ES durante un test incrementale al cicloergometro. Inoltre, saranno valutate le variazioni dell'RMS (*root mean square*, RMS), ovvero la potenza media del segnale elettromiografico in un determinato periodo di tempo, per capire se vi è una maggior attivazione muscolare all'aumentare dell'intensità. Infine, sarà data attenzione all'entropia (*entropy*), il cui valore permette di valutare l'eterogeneità od omogeneità del segnale elettromiografico durante l'intera durata del test.

2. MATERIALI E METODI

2.1 Popolazione di ciclisti studiata

I partecipanti dello studio sono stati reclutati inizialmente tramite conoscenza diretta ed in seguito online mediante la condivisione di locandine. I test sono stati effettuati su un campione di 18 ciclisti, suddivisi in due gruppi di studio: 8 soggetti con LBP (INT) e 10 asintomatici (CON). I primi test pilota sono stati svolti nel periodo compreso Novembre 2021 e Marzo 2022, in modo tale da ottimizzare il setup sperimentale prima di iniziare i test ufficiali. I test pilota ci hanno consentito di definire il più corretto setup sperimentale e di ottimizzare il protocollo di test.

Il primo test ufficiale è stato effettuato il 28 Maggio 2022 e il processo di acquisizione dei dati è stato completato con l'ultimo test svolto l'8 Giugno 2022.

I principali dati antropometrici (media \pm deviazione standard) dei partecipanti allo studio sono riassunti in *Tabella 2.1*:

Gruppo	N	Età	Peso (Kg)	Altezza (m)	BMI	FTP (w)	w/kg
INT	8	49.3 \pm 7.7	75.4 \pm 11.9	1.80 \pm 0.1	23.2 \pm 1.7	222.1 \pm 35.8	3.0 \pm 0.6
CON	10	33.4 \pm 10.9	68.2 \pm 7.7	1.73 \pm 0.8	22.7 \pm 1.4	254.6 \pm 77.2	3.7 \pm 1.0

Tabella 2.1 Dati antropometrici (Media \pm deviazione standard) dei due gruppi di soggetti partecipanti allo studio

2.2 Questionari utilizzati per il reclutamento dei soggetti

Per verificare l'eleggibilità dei soggetti reclutati a partecipare allo studio e per poterli assegnare equamente al gruppo INT o CON, sono stati somministrati tre questionari differenti. I questionari utilizzati hanno permesso agli sperimentatori di avere una panoramica completa sui soggetti da analizzare e sono stati i seguenti:

- Oswestry Disability Index 2.1a – Versione Italiana (ODI-I) (Monticone M et al., 2009);
- Questionario internazionale sull'attività fisica (International Physical Activity Questionnaire – Short format, IPAQ-SF); Versione breve, in Italiano (Mannocci A et al., 2010);
- Adattamento per ciclisti del questionario Nordic Musculoskeletal Questionnaire (NMQ) per la rilevazione di disturbi muscoloscheletrici (Gobba et al., 2008).

2.2.1 ODI-I

Il primo questionario, ODI-I, è stato utilizzato per avere informazioni riguardo quanto i problemi alla schiena influenzino le capacità funzionali dei soggetti nelle attività quotidiane. Secondo la classificazione del questionario ODI-I, quando la percentuale del punteggio è inferiore al 20% la disabilità dei soggetti viene considerata minima, tra il 21 e il 40% moderata, tra il 41 e il 60% severa, tra il 61 e l'80% grave e, infine, tra l'81 e il 100% viene considerata disabilità completa. Nella *Tabella 2.2* sono mostrati i dati (media \pm deviazione standard) relativi alla percentuale del dolore nella zona lombare per i due gruppi di studio.

ODI-I	INT	CON
% media punteggio	20.75 \pm 8.9	0 \pm 0

Tabella 2.2 Percentuale del punteggio medio \pm deviazione standard di intensità del LBP nei due gruppi di studio basati sul questionario ODI-I

2.2.2 IPAQ-SF

Il questionario IPAQ-SF, ha indagato le tipologie e il tempo dedicato all'attività fisica che i soggetti svolgono nella quotidianità. Il *Metabolic Equivalent of Task* (MET) è un parametro riferito al tasso metabolico di riferimento espresso come la quantità di ossigeno consumata a riposo, pari a circa 3,5 ml di O₂/kg/min (Leal-Martín et al. 2021). Secondo la classificazione del questionario IPAQ-SF, se il valore totale è minore di 700

MET i soggetti sono considerati inattivi, se il valore è compreso tra 700 e 2519 MET si è considerati sufficientemente attivi, mentre se il totale è maggiore di 2520 MET i soggetti sono considerati attivi o molto attivi. Nella *Tabella 2.3* sono stati inseriti i dati (media \pm deviazione standard) relativi ai MET consumati in una settimana tenendo conto di tutte le attività vigorose, moderate e le camminate svolte dai soggetti.

IPAQ	INT	CON
MET totali	6991.25 \pm 4091.1	8226.5 \pm 4638.4

Tabella 2.3 Dati dei MET totali (media \pm deviazione standard) consumati in una settimana dai due gruppi di studio, basati sul questionario IPAQ-SF

2.2.3 Adattamento per ciclisti del questionario Nordic IRSST

Il terzo questionario è un adattamento di un modello utilizzato nel panorama dello sci nordico, modificato per poter valutare il livello di intensità del LBP nei ciclisti e indagare con precisione la localizzazione del dolore. Nella *Tabella 2.4* sono riportati i dettagli specifici relativi al LBP dei singoli soggetti facenti parte del gruppo INT.

Gruppo INT	Zona dolore LBP	Lato dominante dx/sx
S1-INT	Bilaterale fino a caviglie	dx
S2-INT	Sx	sx
S3-INT	Centrale, L5-S1	dx
S4-INT	Centrale basso	dx
S5-INT	Dx, L5-S1	dx
S6-INT	Sx	dx
S7-INT	Centro-laterale colonna	dx
S8-INT	Bassa schiena centrale	dx

Tabella 2.4 Dati relativi alla localizzazione del LBP e la dominanza manuale dei soggetti con LBP

2.3 Tecniche e materiali utilizzati per l'acquisizione del segnale

2.3.1 Elettromiografia bipolare di superficie (sEMG)

L'elettromiografia di superficie (sEMG) è generalmente impiegata per quantificare l'attività mioelettrica generata dal muscolo scheletrico ed è stata largamente utilizzata per capire le variazioni del controllo neuromuscolare in individui sani o con disturbi muscoloscheletrici (Fabian et al. 2005; Abboud et al. 2014; Falla et al. 2014, 2017). Nonostante sia una tecnica non invasiva e relativamente semplice da applicare a diverse popolazioni (ad es. anziani, bambini, atleti), il classico sEMG in configurazione monopolare o bipolare non permette di studiare la distribuzione topografica dell'attivazione di un compartimento muscolare durante un movimento. In letteratura sono infatti presenti alcuni studi che hanno analizzato il LBP cronico e quantificato i pattern di attivazione elettromiografica dei muscoli lombari utilizzando la tecnica tradizionale ossia l'elettromiografia bipolare di superficie (Heydari et al., 2010; Linsinski, 2000). Tuttavia, questa tecnica è spesso soggetta a molta variabilità e ridotta attendibilità (Martinez-Valdes, 2018).

2.3.2 Elettromiografia di superficie ad alta densità (HDsEMG)

Il limite principale del classico sEMG bipolare è stato superato grazie all'introduzione dell'HDsEMG, che mediante l'uso di matrici di elettrodi permette di "coprire" maggiormente il ventre muscolare interessato e di mapparne l'attività mioelettrica generata durante l'esecuzione di una contrazione. Questo permette oggi di valutare, in aggiunta alla quantificazione dell'attivazione muscolare, anche eventuali cambiamenti e/o alterazioni nella distribuzione dell'attivazione durante un task motorio. Ad esempio, mediante questa tecnica, studi recenti hanno quantificato lo spostamento del baricentro della mappa di attivazione elettromiografica durante contrazioni sostenute o dinamiche in diverse popolazioni, comprendenti soggetti non sportivi e di età anche superiore ai

50 anni (Madeleine et al. 2006; Farina et al. 2008; Gallina et al. 2013; Falla et al. 2014, 2017). Grazie all'introduzione e sviluppo di questa tecnica d'avanguardia, saranno analizzate le modalità in cui si manifesta il LBP, con la finalità di evitare l'insorgenza dei sintomi dolorosi ad una grande percentuale di ciclisti, sia durante l'attività che nella vita quotidiana. L'utilizzo dell'HDsEMG, mediante il posizionamento di due matrici bidimensionali di elettrodi, aumenta l'attendibilità e la sensibilità dell'ampiezza del segnale e permette di misurare la distribuzione spaziale dell'attività muscolare e la sua variazione a differenti intensità (Martinez-Valdes et al., 2017; Martinez-Valdes et al., 2018).

2.3.2.1 Procedura di utilizzo e analisi HDsEMG

Il Quattrocento (OT Bioelettronica, Torino, Italia) (*Figura 2.1*) è un amplificatore di segnali bioelettrici multicanale (400 elettrodi di registrazione) in grado di rilevare l'attività mioelettrica generata dal muscolo a livello superficiale, durante una contrazione volontaria. OTBioLab+ è il software sviluppato dall'azienda OT Bioelettronica che permette di visualizzare i segnali in real time, di acquisirli ed elaborarli.

Mediante il posizionamento di matrici di elettrodi di superficie sul ventre muscolare analizzato, il cui segnale è stato amplificato dal Quattrocento, è stato possibile registrare i segnali mioelettrici in modo non invasivo (*Figura 2.2*). Le matrici sono state collegate all'amplificatore mediante degli adattatori singoli per matrici a 64 canali con connessione flessibile (*Figura 2.3*).

Inoltre, sono stati utilizzati un cavetto ponte di riferimento per connettere gli adattatori delle matrici a 64 canali al Quattrocento (*Figura 2.4*) e un cavetto monopolare di riferimento per connettere l'elettrodo di riferimento posizionato a livello del processo stiloideo del radio all'amplificatore (*Figura 2.5*).

Prima di procedere alla registrazione del segnale sEMG, la cute del soggetto è stata preparata (pulita) come segue: 1) depilazione, 2) scrub

esfoliante, 3) pulizia con alcool (70% etanolo) (Figura 2.6), al fine di ottimizzare la conduzione del segnale elettrico dalle fonti intramuscolari ai siti di registrazione (elettrodi superficiali). Una volta preparata la cute, gli elettrodi sono stati applicati superficialmente sul ventre muscolare da analizzare mediante *foam* biadesivi monouso, le cui cavità sono state riempite di pasta conduttiva (SpesMedica, Battipaglia, Italia) per ottimizzare il contatto cute-elettrodi e facilitare la registrazione del segnale sEMG.

Nello specifico, gli elettrodi sono costituiti da matrici bidimensionali in plastica e parzialmente riutilizzabili, ricoperte da 64 elettrodi adibiti alla registrazione del segnale sEMG (13 righe x 5 colonne, distanza interelettrodiaca di 8 mm). Pertanto, la terminologia “ad alta densità” utilizzata per descrivere questa tecnica specifica, si riferisce proprio al fatto che vengano posizionati un numero significativo di elettrodi (ad es. 64 elettrodi, o nel caso dell’applicazione di due matrici, 128 elettrodi) sulla cute sovrastante il ventre muscolare da analizzare, nel nostro caso i muscoli ES destro e sinistro. In seguito, il soggetto ha eseguito il protocollo di test stabilito, e contemporaneamente è stato registrato il segnale sEMG mediante l’amplificatore multicanale e il software OT BioLab+ ad esso dedicato. L’analisi completa del segnale sEMG registrato è stata eseguita *offline* mediante software appositi.



Figura 2.1 Il Quattrocento è un amplificatore bioelettrico a 400 canali in grado di rilevare contemporaneamente segnali elettromiografici di superficie, elettromiografici intramuscolari ed elettroencefalografici

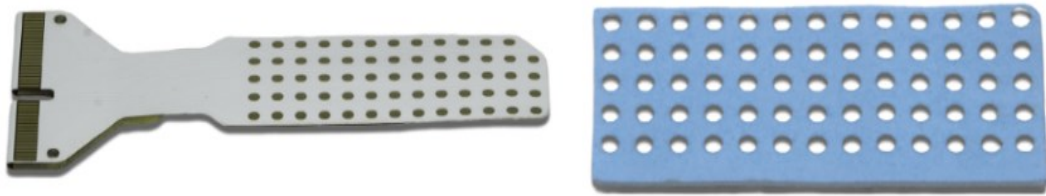


Figura 2.2 A sinistra, matrice adesiva semirutilizzabile 64 elettrodi, 4 mm i.e.d. (13 righe - 5 colonne); a destra, foam adesivo per matrici semirutilizzabili, 4mm i.e.d (13 righe - 5 colonne)



Figura 2.3 Adattatore singolo per matrici a 64 canali con connessione flessibile



Figura 2.4 Cavetto ponte di riferimento utilizzato per connettere gli adattatori delle matrici a 64 canali al Quattrocento



Figura 2.5 Cavetto monopolare di riferimento utilizzato per connettere l'elettrodo di riferimento posizionato a livello del processo stiloideo del radio al Quattrocento



Figura 2.6 A sinistra, scrub esfoliante e conduttivo che permette di ridurre l'impedenza della cute; a destra, pasta ad alta capacità conduttiva per registrazioni EEG

2.3.2.2 Potenziali rischi associati all'utilizzo dell'HDsEMG

La registrazione di segnali mioelettrici viene effettuata superficialmente al muscolo, e quindi in forma del tutto non invasiva, non ha particolari controindicazioni. L'amplificatore di segnali viene utilizzato in combinazione con un PC portatile conforme alle norme (EN 60950, EN 55022, EN 55024), nel pieno rispetto delle norme di sicurezza elettrica relative. Tutti i materiali utilizzati per la costruzione delle parti che possono venire in contatto con il paziente sono biocompatibili. Possibili reazioni allergiche della cute (ad es. arrossamento, prurito temporaneo), risultante dalla preparazione della cute sovrastante il muscolo sulla quale vengono posizionati gli elettrodi, può essere ridotta al minimo riducendo la durata del protocollo di acquisizione. La registrazione di segnali sEMG quindi, non evidenzia alcun effetto collaterale.

2.3.2 Elettrogoniometro (EGN)

Inoltre, per capire durante quali fasi del ciclo di pedalata vi è una maggior attivazione elettromiografica degli ES, è stato posizionato un EGN sulla gamba destra dei soggetti, con il fulcro posizionato in prossimità del condilo laterale del femore (Figura 2.7). L'EGN è uno strumento preciso per studiare il *range of motion* (ROM) delle articolazioni (Christensen, 1999) e nel nostro caso, ci ha permesso di valutare la flessione-estensione del ginocchio e di conseguenza, di capire a quali gradi articolari vi sia una maggior attivazione degli ES e se questa vari qualitativamente e quantitativamente all'aumentare dell'intensità di pedalata.



Figura 2.7 Immagine dell'elettrogoniometro posizionato con il fulcro sul condilo laterale del femore del soggetto durante il test sul cicloergometro

2.4 Protocollo sperimentale

Tra i partecipanti reclutati, i soggetti che hanno riportato di aver effettuato di recente un test per la determinazione del proprio valore FTP si sono recati in laboratorio per un'unica sessione sperimentale, in cui è stata valutata l'attivazione degli ES a diverse intensità. Al contrario, i soggetti che non avevano eseguito recentemente un test per la valutazione della loro FTP, si sono recati in laboratorio in due diverse occasioni: nella prima visita, sono stati sottoposti ad un test sulla propria bici, posizionata sul rullo Elite Direto XR-T (*Figura 2.8*), per determinare il proprio valore di FTP; nella seconda visita, separata da almeno 24h di riposo, sono stati sottoposti alla sessione sperimentale principale (vedere paragrafo 2.4.2).



Figura 2.8 Immagine del rullo interattivo Elite Direto XR-T

2.4.1 Test FTP

Per stimare il valore di FTP dei partecipanti, è stato utilizzato il protocollo “CTS Field Test” di Chris Carmichael (The Time-Crunched Cyclist, 2nd Ed., Chris Carmichael, 2012; Klika RJ et al., 2007):

- 10' riscaldamento con 3 progressioni di 30" seguite da 1' a bassa intensità;
- 8' massima intensità possibile;
- 10' bassa intensità;
- 8' massima intensità possibile.

Al termine del test, durato all'incirca 1h, il valore FTP dei partecipanti è stato stimato calcolando la media delle potenze medie mantenute durante i due set da 8' alla massima intensità possibile, e sottraendo dal valore ottenuto il 10%.

È stato preferito questo protocollo a quello di Coggan (Training and racing with a power meter, Allen, Coggan, McGregor, 2019), in quanto svolgere due set massimali indoor da 8' sarebbe stato più semplice soprattutto per i novizi e gli intermedi che non sono abituati ad allenarsi sui rulli interattivi. Di fatti, il protocollo di Coggan prevede una durata totale di 58 minuti, di cui 25 alla massima intensità, e sarebbe stato il seguente:

- 20' intensità moderata
- 3 ripetute di 1' massima intensità e 100 rpm, con 1' di recupero lento
- 5' bassa intensità
- 5' massima intensità
- 5' bassa intensità
- 20' massima intensità (dalla potenza media sostenuta in quest'ultimo step massimale sarà tolto il 5% per stimare la FTP, ovvero la potenza che il ciclista dovrebbe riuscire a mantenere per un'ora di attività)

2.4.2 Test attivazione ES durante esercizio incrementale

Il test, della durata di circa 1h30', prevedeva che i partecipanti si posizionassero sulla propria bici da corsa, precedentemente sistemata sul rullo interattivo Elite Direto XR-T.

Prima che i ciclisti salissero in sella, gli sperimentatori hanno segnato con un marker la posizione in cui sono state applicate le matrici di elettrodi, ovvero 2 cm lateralmente rispetto ai processi spinosi lombari dei soggetti, a partire dall'altezza delle creste iliache (*Figura 2.9*).



Figura 2.9 Ciclista in sella alla propria bici da corsa posizionata sul rullo interattivo Elite Direto XR, con le due matrici di elettrodi poste 2 cm lateralmente rispetto ai processi spinosi lombari a partire dall'altezza delle creste iliache

Inoltre, sono stati applicati due elettrodi di riferimento per il sistema di registrazione HDsEMG e per le singole matrici in due punti neutri (processo spinoso toraco-lombare e processo stiloideo del radio) (Figura 2.10).



Figura 2.10 Dettaglio del posizionamento dei due elettrodi di riferimento per il sistema di registrazione HDsEMG posizionati sul processo spinoso toraco-lombare e sul processo stiloideo del radio

Il protocollo utilizzato per la valutazione dell'attivazione degli ES è stato il seguente:

Prima parte di riscaldamento:

- 3' al 50% FTP
- 1' al 100% FTP
- 1' 50% FTP
- 1' 100% FTP
- 2' 50% FTP

Seconda parte con test incrementale:

- 3' al 70, 80, 90 e 100% dell'FTP, intervallate da 2' di recupero al 50% dell'FTP tra una ripetuta e l'altra

2.5 Registrazione e analisi del segnale HDsEMG

Il segnale elettromiografico è stato registrato durante il secondo minuto di riscaldamento al 50% FTP, per avere un valore basale di riferimento, ed in continuo durante le quattro ripetute di 3' al 70, 80, 90 e 100% FTP.

La registrazione del segnale HDsEMG è stata fatta mediante il software OT BioLab+. In seguito, il segnale registrato è stato convertito tramite il software Matlab dalla versione .Otb+ alla versione .mat.

Nella maggior parte dei test, durante il primo e l'ultimo minuto di ogni step incrementale i soggetti dovevano rispettivamente ancora ri-posizionarsi correttamente in sella oppure erano troppo sudati, dunque è stato deciso di selezionare ed analizzare soltanto la porzione centrale di ogni prova (3'), prendendo in considerazione i 25 cicli di pedalata precedenti e seguenti al punto medio o *halfpoint* (1'30") (Figura 2.11).

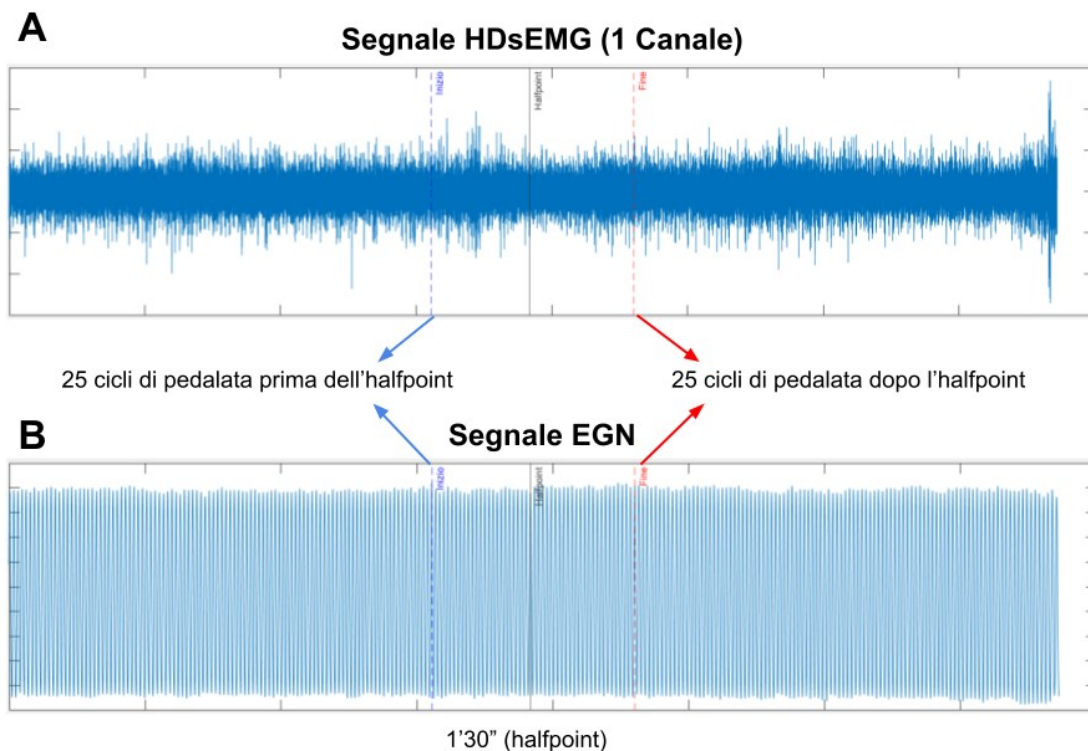


Figura 2.11 (A) Segnale EMG di uno dei 64 canali in visualizzazione monopolare; (B) Segnale EGN. Entrambi i segnali rappresentano la registrazione dei 3 minuti di ogni step di intensità (qui, al 70% FTP). In entrambe le registrazioni sono stati tagliati 25 cicli di pedalata prima e dopo l'halfpoint (1'30")

I segnali HDsEMG sono stati registrati in configurazione monopolare (64 canali) (Figura 2.12) e successivamente filtrati (Butterworth, 2° ordine, 20-500 Hz). In seguito, i segnali sono stati ispezionati visivamente per identificare la porzione temporale del segnale registrato più ottimale (ad es. più pulita e con meno interferenza di rete) per le analisi seguenti.

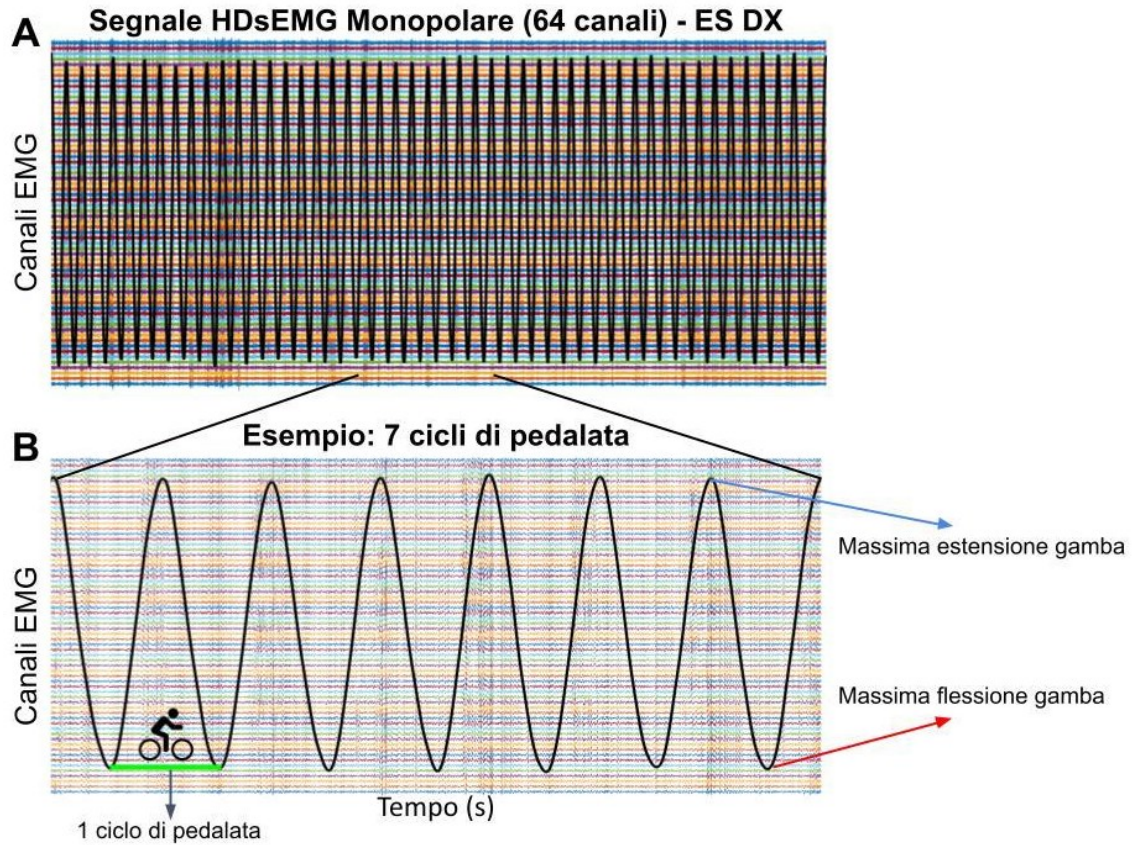


Figura 2.12 Sopra: registrazione in monopolare (64 canali); sotto: esempio rappresentativo di 7 cicli di pedalata. E' possibile notare intervalli di attivazione dell'ES DX ma in modo quasi impercettibile in configurazione monopolare

I 64 canali sono stati poi ordinati nell'ordine corretto secondo il posizionamento della matrice e da questi è stato poi calcolato il singolo differenziale (59 canali) (Figura 2.13) che ha permesso di filtrare ulteriormente il segnale HDsEMG ed eliminare potenziali artefatti in comune ai diversi canali (ad es. frequenza cardiaca).

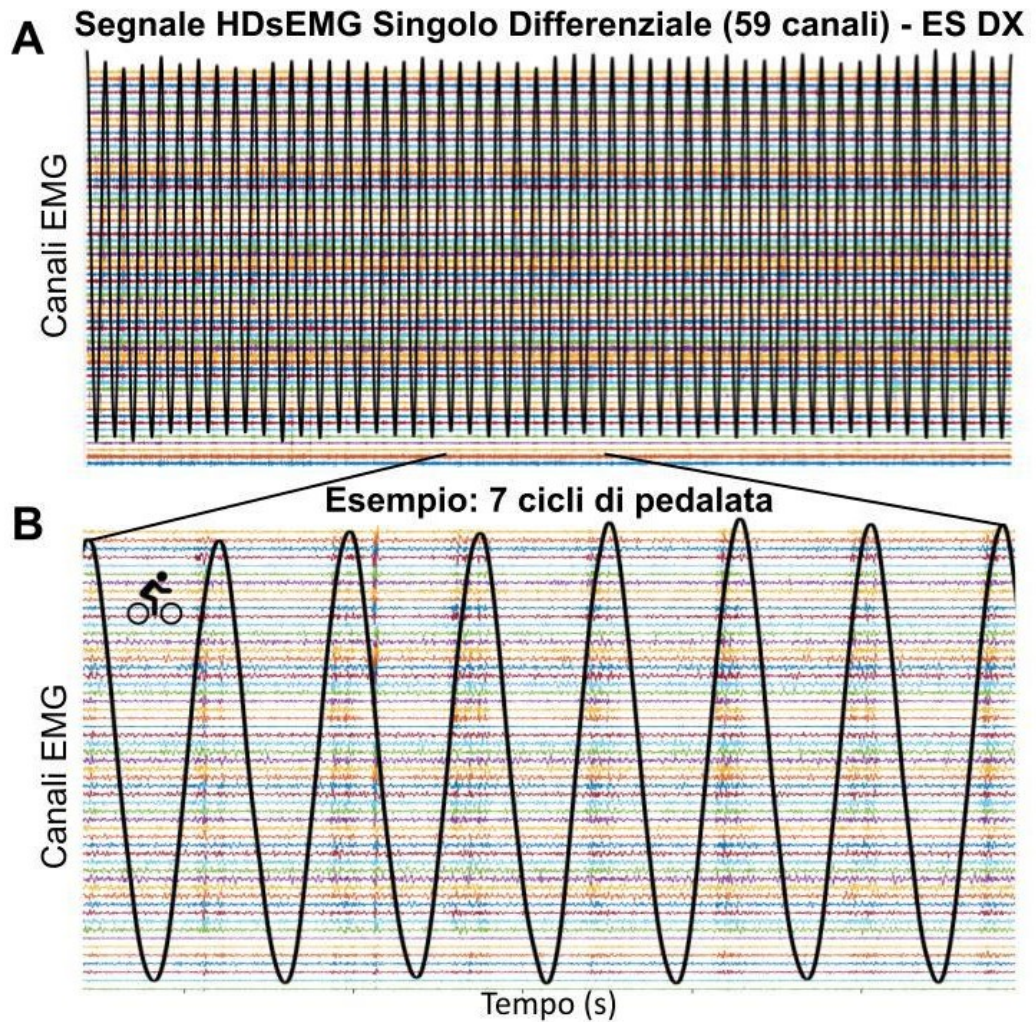


Figura 2.13 Sopra: registrazione in singolo differenziale (59 canali); sotto: esempio rappresentativo di 7 cicli di pedalata. Grazie a questa visualizzazione è possibile notare intervalli di attivazione dell'ES DX in modo molto più marcato rispetto alla visualizzazione monopolare.

Per ognuno dei cicli di pedalata inclusi nella porzione di segnale selezionata (~30 secondi), per ogni partecipante e per ciascuna prova (70, 80, 90, 100% FTP) è stata calcolata la *root mean square* (RMS) di ciascun canale. L'RMS è un parametro elettromiografico di base (o globale) che fornisce un'indicazione dell'ampiezza del segnale sEMG. Durante una contrazione volontaria, l'RMS tende ad aumentare all'aumentare della forza/tensione prodotta a livello muscolare, e questo sta ad indicare la maggiore attivazione muscolare (ad. es. reclutamento, frequenza di scarica delle unità motorie, sincronizzazione unità motorie) necessaria per sopportare un dato carico o per produrre una determinata forza. Pertanto, un aumento del valore di RMS corrisponde generalmente ad un aumento dell'attivazione della muscolatura coinvolta per permettere l'esecuzione di un movimento volontario.

A sua volta, l'RMS calcolato su ciascuno dei 59 canali per ogni ciclo di pedalata è stato mediato per tutti i cicli analizzati, ottenendo un valore di RMS medio per ciascuna intensità. Dall'RMS medio è stata poi derivata la relativa mappa di attivazione elettromiografica, che fornisce un'indicazione visiva spaziale della distribuzione e del baricentro dell'attivazione dei muscoli ES durante la pedalata (ad es. viene attivata maggiormente la porzione superiore o inferiore del muscolo, oppure vi è un'attivazione più o meno omogenea). A sua volta, sono state estratte le coordinate X e Y del baricentro medio, utili per valutare l'eventuale spostamento del baricentro di attivazione sia all'aumentare dell'intensità di pedalata sia per valutare differenze tra i due gruppi. Per permettere un corretto paragone tra ciclisti con e senza LBP, i valori di RMS sono stati normalizzati ed quindi espressi in percentuale relativa al valore basale al 70% dell'FTP, che rappresenta il valore medio dell'RMS nei 30 secondi centrali di ogni primo step del test svolto da ogni soggetto. Un esempio rappresentativo della mappa di attivazione elettromiografica di entrambi gli ES per un volontario del gruppo di controllo durante il primo step di pedalata (70% dell'FTP) è mostrata in *Figura 2.14*.

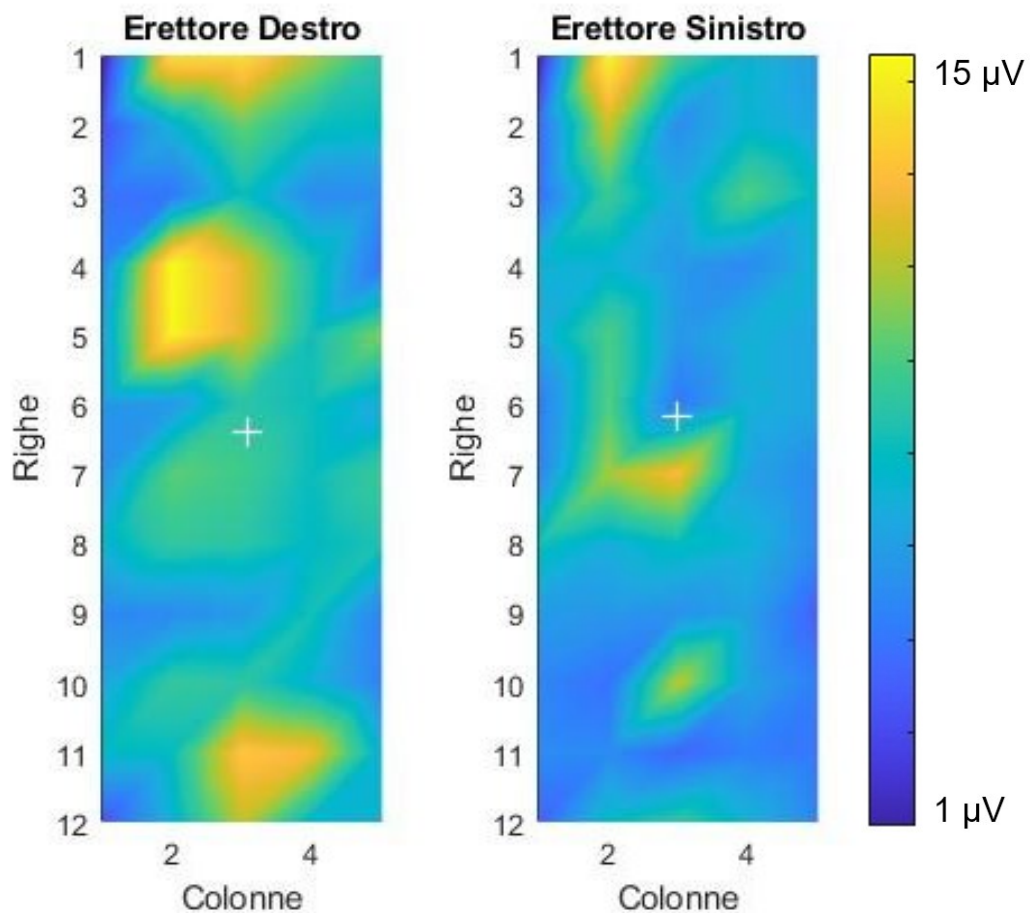


Figura 2.14 Confronto tra l'attivazione elettromiografica dell'ES destro (immagine a sx) e dell'ES sinistro (immagine a dx) durante il primo step del test incrementale al 70% dell'FTP di un soggetto rappresentativo del gruppo CON

2.6 Analisi statistica

Le variabili antropometriche (età, altezza, peso, BMI), le abitudini motorie (IPAQ), e i risultati dei questionari di caratterizzazione del dolore/disabilità a livello lombare (ODI) e la FTP sono state confrontate tra i due gruppi mediante t-test a campioni indipendenti.

RMS medio, espresso in termini relativi, e Y-baricentro delle mappe di attivazione di ES DX e ES SX sono stati confrontati mediante Anova a 2 vie (2-way ANOVA) per testare la presenza di eventuali differenze tra i due muscoli erettori all'interno di ciascun gruppo.

Inoltre, un test Anova a 2 vie (2-way ANOVA) è stato impiegato per valutare differenze di RMS medio e Y-baricentro alle diverse intensità di pedalata (70, 80, 90, 100% FTP) per ciascun gruppo.

Infine, un test Anova a 2 vie (2-way ANOVA) è stato impiegato per confrontare i valori di RMS medio e Y-bar tra i due gruppi (INT vs CON) per ciascun lato (DX vs SX).

Tutte le analisi statistiche sono state eseguite con il software Graphpad Prism Versione 9.3.1 (Graphpad Software, San Diego, California). Il livello di significatività è stato fissato a $p < 0.05$ per tutti i test.

3. RISULTATI

3.1 Caratteristiche antropometriche e valutazione questionari

Per quanto riguarda l'altezza, il peso, il BMI, il valore di FTP e la quantità di attività fisica svolta mediamente in una settimana (valutata tramite il questionario IPAQ) non sono state individuate differenze significative.

Il valore medio dell'FTP del gruppo INT corrisponde a 232.0 ± 32.03 W e quello del gruppo CON a 254.6 ± 77.24 W, e non è risultato statisticamente differente tra i due gruppi. Il valore medio dell'Oswestry Index, rilevato dal questionario ODI a cui sono stati sottoposti tutti i soggetti, è stato del 25 ± 5.020 %. Nel gruppo INT tutti i soggetti presentano come lato dominante il destro, mentre un solo partecipante risulta essere dominante a sinistra. I soggetti affetti LBP presentano una storia di dolore principalmente nella zona lombare centro-caudale, con lateralità sinistra in due casi e destra in solamente un caso.

3.2.1 RMS medio: confronto tra i due lati e tra diverse intensità all'interno degli stessi gruppi

Per quanto riguarda il confronto tra l'RMS medio normalizzato nei soggetti appartenenti al gruppo INT e CON non vi sono differenze né tra ES DX e SX alla stessa intensità né tra diverse intensità nello stesso ES, come si può notare dalla *Figura 3.1*.

I *Grafici A e B* rappresentano, rispettivamente per il gruppo INT e CON, le differenze di RMS medio normalizzato tra ES DX e SX alle stesse intensità di pedalata (70 vs 70% FTP, 80 vs 80% FTP, 90 vs 90% FTP, 100 vs 100% FTP). Di conseguenza, non vi sono differenze significative tra i due lati se confrontati durante lo step svolto alla stessa intensità (es. 70 vs 70%, ES DX vs ES SX).

I *Grafici C e B* rappresentano, rispettivamente per il gruppo INT e CON, le differenze di RMS medio normalizzato tra diverse intensità negli ES DX e

SX (es. 70 vs 80% FTP lato dx, 70 vs 100% lato sx etc.). Di conseguenza, anche in questo caso non è stato possibile notare differenze significative tra diverse intensità nel medesimo ES (es. 70 vs 80%, ES DX). Ciò nonostante, dal grafico è possibile osservare come l'RMS medio normalizzato tenda ad aumentare, sebbene in modo non significativo, soltanto nel gruppo INT all'aumentare dell'intensità di pedalata.

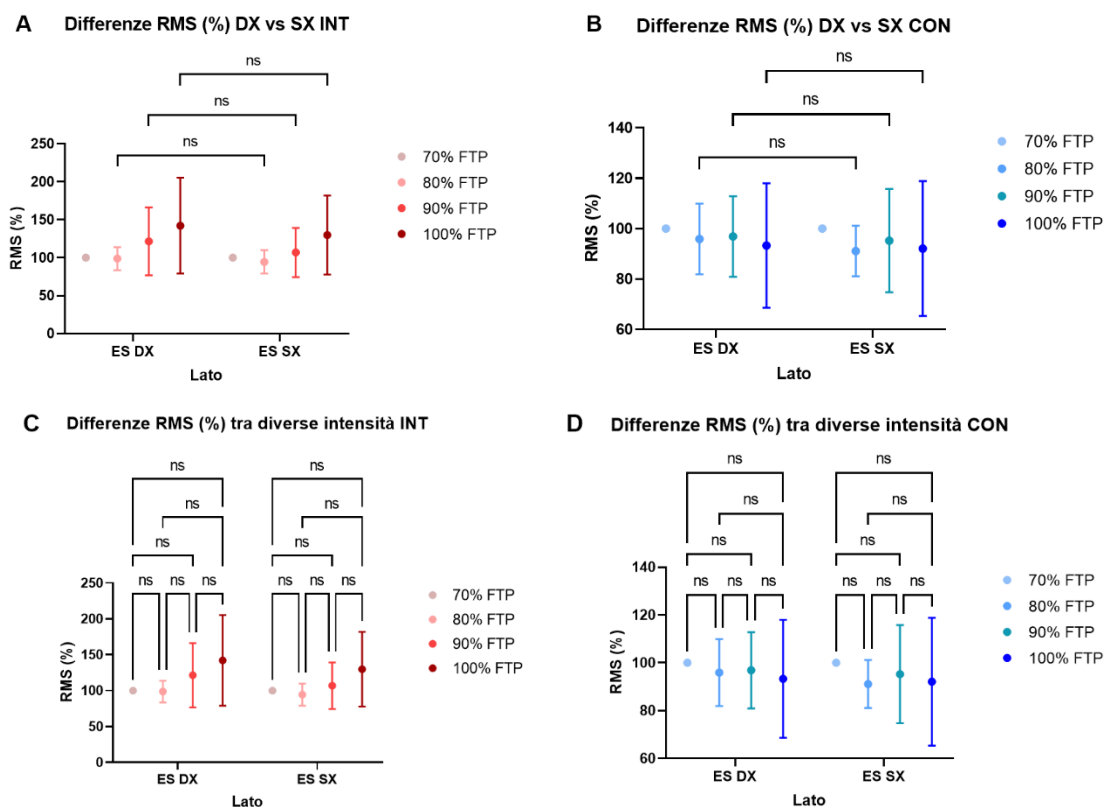


Figura 3.1 Grafici A e B (in alto): differenze nella percentuale dell'RMS tra ES DX ed ES SX alle stesse intensità all'interno dei gruppi INT e CON; Grafici C e D (in basso): differenze nella percentuale dell'RMS tra diverse intensità nell'ES DX ed ES SX all'interno dei gruppi INT e CON

3.2.2 RMS medio: confronto tra i due gruppi nell'ES DX e ES SX alle diverse intensità

Nella Figura 3.2 è mostrato il confronto tra i due gruppi per quanto riguarda l'RMS medio normalizzato per ogni lato (ES DX vs ES SX) e alle diverse intensità (70, 80, 90 e 100% FTP).

Il *Grafico A*, relativo all'ES DX, mostra una differenza significativa tra i due gruppi nell'RMS medio relativo ad alte percentuali di pedalata (100% FTP, $P < 0.05$). Mediamente, l'RMS medio nel gruppo INT risulta essere pari al 142.3% del valore basale. Questi risultati suggeriscono come l'ES DX del gruppo INT abbia una maggior attivazione rispetto al gruppo CON alla più alta intensità del test incrementale.

Il *Grafico B*, relativo all'ES SX, non mostra differenze significative tra i due gruppi per quanto riguarda l'RMS medio alle diverse intensità di pedalata. Nonostante il confronto tra i due gruppi non abbia dato risultati statisticamente differenti, si può notare dai grafici che così come per ES DX, anche per l'ES SX del gruppo INT vi sia una tendenza ad una maggior attivazione rispetto al gruppo CON a parità di intensità.

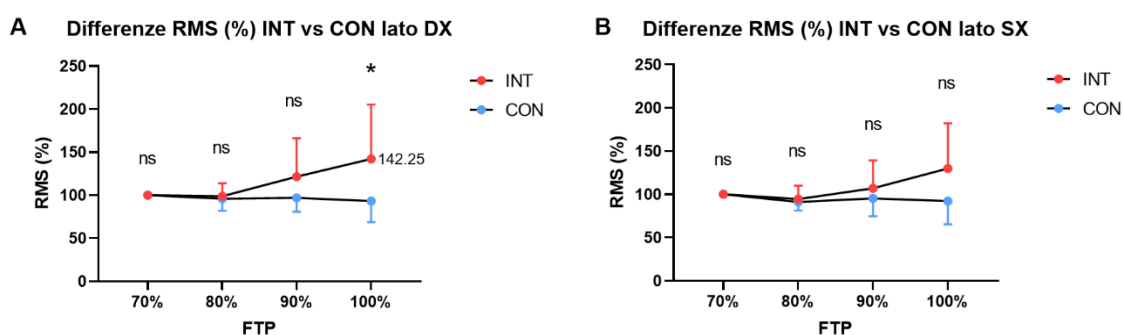


Figura 3.2 Confronto dell'RMS medio normalizzato tra i gruppi INT e CON alle diverse intensità (70, 80, 90 e 100% FTP) e per ogni lato. (A). RMS medio dell'ES DX dei soggetti con e senza LBP a differenti intensità. Vi è una differenza significativa al 100% dell'FTP tra i due gruppi ($p < 0.05$); (B). RMS medio dell'ES SX dei soggetti con e senza LBP a differenti intensità. Non vi sono differenze significative ma, come in A, è possibile notare che, a parità di intensità, il gruppo INT tenda ad attivare maggiormente l'ES rispetto al gruppo CON.

3.3 Mappa di attivazione elettromiografica

Una volta calcolato l'RMS medio di ognuno dei 59 canali sui cicli di pedalata selezionati, è stato possibile derivare le mappe di attivazione elettromiografica per ciascuna prova. Grazie a questa mappa è stato

possibile fare le prime valutazioni descrittive e qualitative per capire i diversi pattern di attivazione degli ES nei due gruppi. La *Figura 3.3* e la *Figura 3.4* rappresentano rispettivamente la mappa topografica di due soggetti rappresentativi, uno con e uno senza LBP, durante le quattro prove incrementali (70, 80, 90 e 100% dell'FTP). Nel soggetto del gruppo INT è possibile notare un'attivazione media più elevata ($\sim 15 \mu\text{V}$), in termini assoluti, e distribuita lungo tutto l'ereettore (segnale HDsEMG ad alta omogeneità), mentre nel soggetto appartenente al gruppo CON si nota un'attivazione media più ridotta ($\sim 8 \mu\text{V}$), in termini assoluti, e maggiormente concentrata solo alcuni punti della matrice (segnale HDsEMG ad alta eterogeneità).

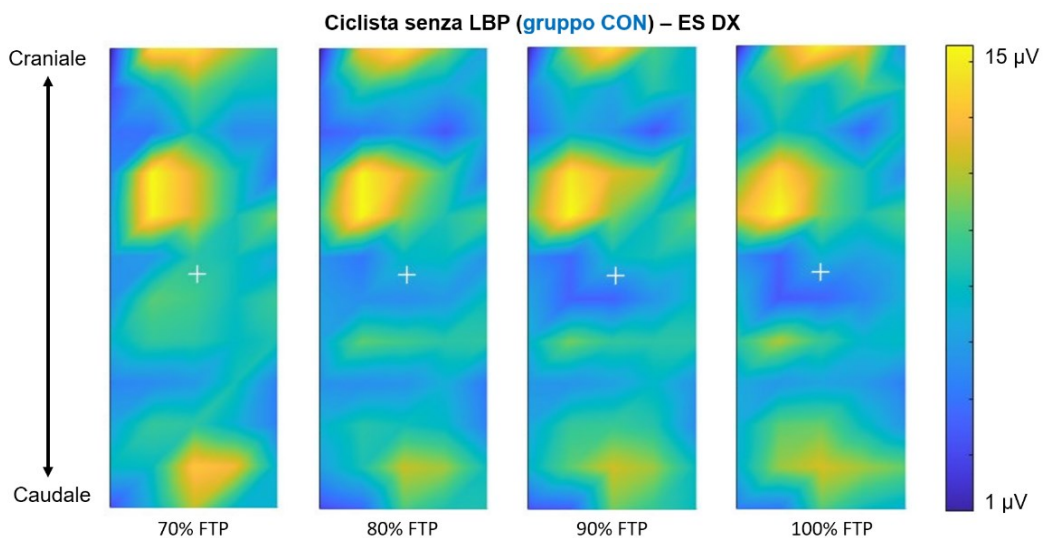


Figura 3.3 Mappa topografica rappresentativa dei valori di RMS dell'ES DX di un soggetto con LBP, estratta dai 30 secondi centrali di ognuno dei quattro step incrementali svolti sul cicloergometro (70, 80, 90 e 100% dell'FTP). La croce bianca centrale rappresenta il baricentro medio dell'attività elettromiografica nei secondi analizzati ad ogni intensità. Le zone colorate in giallo e arancio rappresentano i canali della matrice in cui l'ES DX era maggiormente attivo. In questo soggetto esemplificativo del gruppo INT è possibile notare un segnale HDsEMG molto omogeneo lungo tutta la porzione di ES studiata, ma non costante alle diverse intensità.

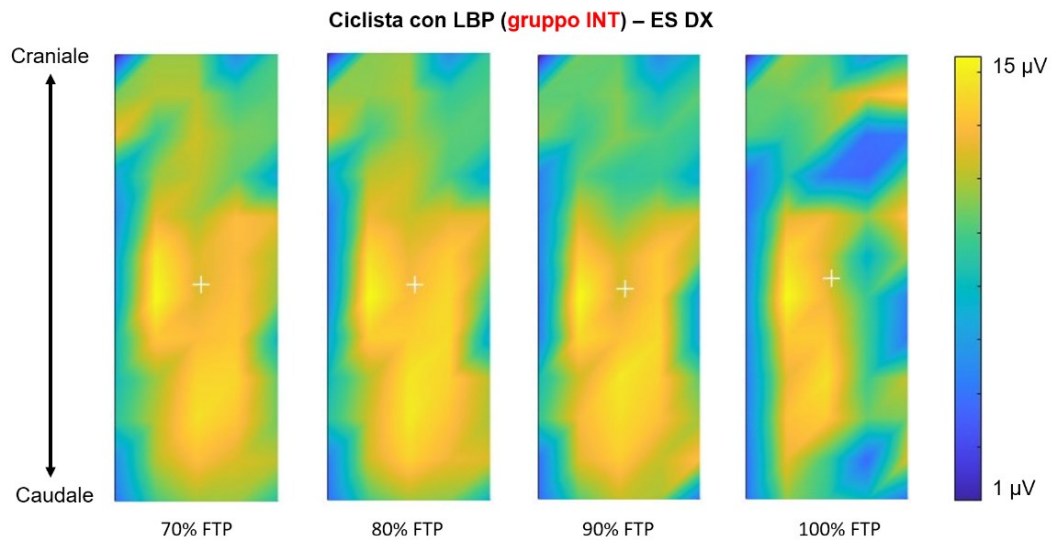


Figura 3.4 Mappa topografica rappresentativa dei valori di RMS dell'ES DX di un soggetto senza LBP, estratta dai 30 secondi centrali di ognuno dei quattro step incrementali svolti sul cicloergometro (70, 80, 90 e 100% dell'FTP). La croce bianca centrale rappresenta il baricentro medio dell'attività elettromiografica nei secondi analizzati ad ogni intensità. Le zone colorate in giallo e arancio rappresentano i canali della matrice in cui l'ES DX era maggiormente attivo. In questo soggetto esemplificativo del gruppo CON è possibile notare un segnale HDsEMG molto eterogeneo nella porzione dell'ES studiata, ma con solamente dei canali particolarmente attivi in maniera ripetuta alle diverse intensità.

3.4.1 Y-Baricentro: confronto tra i due lati e tra diverse intensità all'interno degli stessi gruppi

Il confronto tra i valori medi (in mm) dello spostamento sull'asse y (Y-Baricentro) nei soggetti appartenenti al gruppo INT e CON non ha mostrato differenze significative né tra ES DX e SX alla stessa intensità, né tra diverse intensità nel medesimo ES, come si può notare dalla *Figura 3.5*.

I *Grafici A e B* rappresentano, rispettivamente per il gruppo INT e CON, le variazioni in mm del baricentro tra ES DX e SX alle stesse intensità (70 vs 70% FTP, 80 vs 80% FTP, 90 vs 90% FTP, 100 vs 100% FTP). Non vi sono differenze significative tra i due lati se confrontati durante lo step svolto alla stessa intensità (es. 70 vs 70%, ES DX vs ES SX).

I *Grafici C e B* rappresentano, rispettivamente per il gruppo INT e CON, le variazioni in mm del baricentro durante gli step diverse intensità negli ES DX e SX (es. 70 vs 80% FTP lato dx, 70 vs 100% lato sx etc.). Anche in questo caso non è stato possibile notare differenze significative tra diverse intensità nel medesimo ES (es. 70 vs 80%, ES DX).

I risultati sono risultati non significativi probabilmente a causa del numero basso di campioni di popolazione, però è possibile notare uno shift caudale dell'Y-Baricentro nei soggetti affetti da LBP, mentre i soggetti asintomatici rimangono costanti all'aumentare dell'intensità o mostrano un leggero shift craniale ad intensità alte.

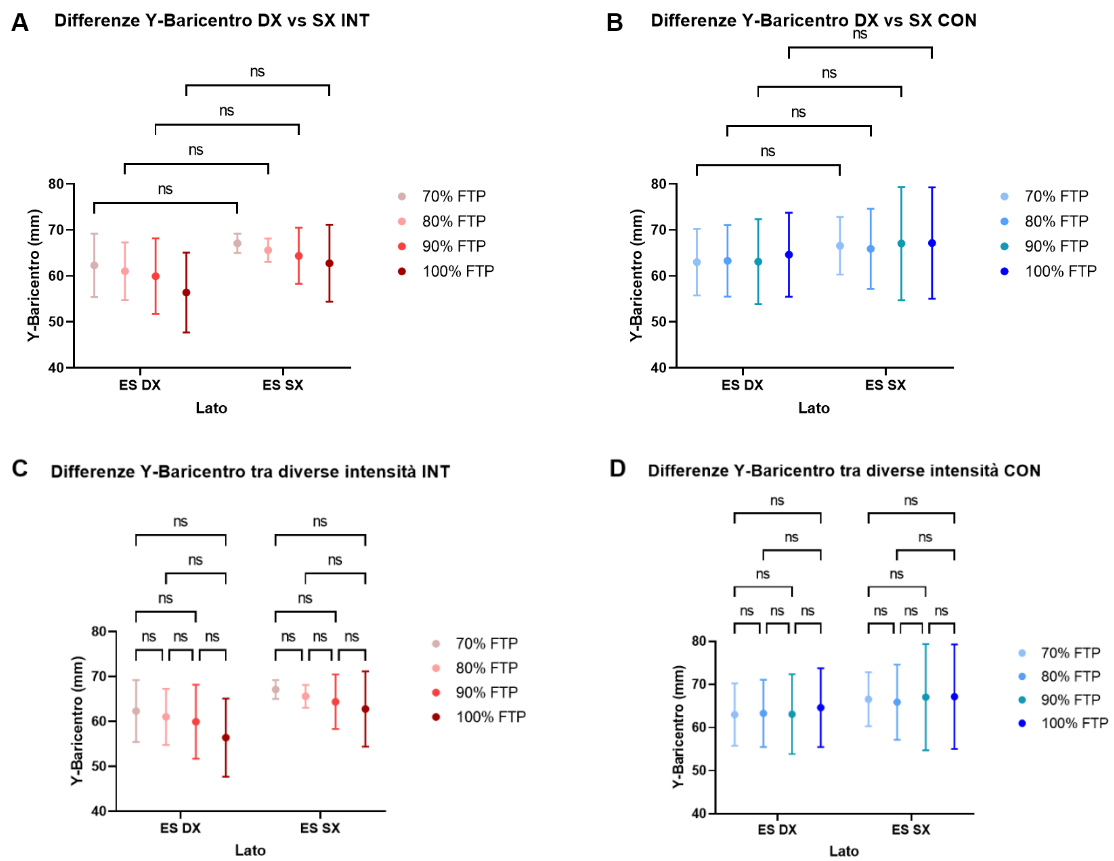


Figura 3.5 Grafici A e B (in alto): differenze nella variazione sull'asse y (Y-Baricentro), misurata in millimetri, tra ES DX ed ES SX alle stesse intensità all'interno dei gruppi INT e CON; Grafici C e D (in basso): variazioni in millimetri del baricentro durante gli step diverse intensità negli ES DX e SX all'interno dei gruppi INT e CON

3.4.2 Y-Baricentro: differenze tra i due gruppi nell'ES DX e ES SX alle diverse intensità

Nella *Figura 3.6* sono state analizzate variazioni sull'asse y (Y-baricentro), misurate in mm, tra i gruppi INT e CON nello stesso lato (ES DX vs ES SX) alle diverse intensità (70, 80, 90 e 100% FTP).

Sia il *Grafico A* che il *Grafico B*, relativi rispettivamente all'ES DX e all'ES SX, non mostrano differenze significative tra i due gruppi nella variazione in mm sull'Y-Baricentro ad intensità crescenti.

Nonostante la non significatività dei dati, causata probabilmente anche in questo caso dalla ridotta numerosità campionaria, è possibile notare che i soggetti con LBP, a parità di intensità, presentano uno shift caudale molto evidente in entrambi gli ES rispetto ai soggetti asintomatici, i quali presentano invece uno shift craniale (o il mantenimento di uno stesso baricentro di attivazione).

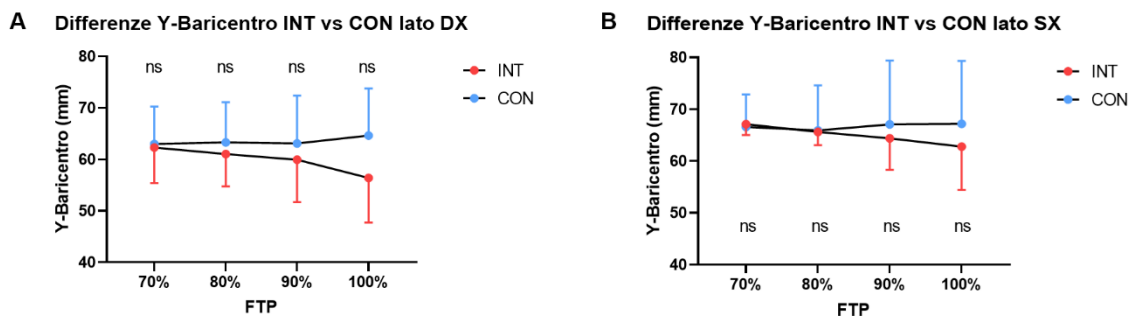


Figura 3.6 Differenze nell'asse y (Y-Baricentro), misurate in millimetri, tra i gruppi INT e CON nello stesso lato (ES DX vs ES SX) alle diverse intensità (70, 80, 90 e 100% FTP). *Grafico A* (a sinistra): variazione del valore medio nell'Y-Baricentro dell'ES DX dei soggetti con e senza LBP a differenti intensità; *Grafico B* (a destra): variazione del valore medio nell'Y-Baricentro dell'ES SX dei soggetti con e senza LBP a differenti intensità. Pur non essendo presenti differenze significative né nell'ES DX né nell'ES SX, è possibile notare uno shift caudale molto evidente nei soggetti del gruppo INT e un leggero shift craniale nei soggetti del gruppo CON.

4. CONCLUSIONI

4.1 Discussione dei metodi utilizzati per lo studio

Questo studio è stato il primo a valutare la distribuzione spaziale dell'attività elettromiografica dei muscoli ES in ciclisti con e senza LBP durante un test di pedalata ad intensità crescenti. Grazie all'utilizzo di una tecnica all'avanguardia, ovvero l'HDsEMG, è stato possibile dimostrare che il livello d'intensità e la distribuzione dell'attivazione degli ES sembrerebbe alterata in ciclisti affetti da dolore alla zona lombare.

4.2 Punti di forza dello studio

L'utilizzo dell'HDsEMG, mediante il posizionamento di due matrici bidimensionali di elettrodi, aumenta l'attendibilità e la sensibilità dell'ampiezza del segnale e permette di misurare la distribuzione spaziale dell'attività muscolare e la sua variazione a differenti intensità. A differenza della classica elettromiografia di superficie bipolare, grazie alla quale è possibile analizzare solamente due punti molto specifici di un muscolo, l'applicazione di matrici composte da 5 righe x 13 colonne ha permesso una migliore caratterizzazione dell'attività mioelettrica degli ES lungo tutta la loro lunghezza nella zona lombare. La registrazione dei segnali durante i diversi test è stata svolta in maniera del tutto non invasiva, in quanto le matrici di elettrodi sono state posizionate superficialmente alla cute, in corrispondenza del ventre muscolare di entrambi gli ES. Un ulteriore punto di forza di questo studio è quello di aver potuto analizzare due gruppi di ciclisti (INT e CON) nel loro movimento sport-specifico (pedalata), sul proprio mezzo d'allenamento abituale (bici da corsa) e a diverse intensità crescenti (70, 80, 90, 100% FTP). Infine, per capire durante quali fasi del ciclo di pedalata vi è una maggior attivazione elettromiografica degli ES, è stato posizionato un EGN sulla gamba destra dei soggetti, con il fulcro posizionato in prossimità del condilo laterale del femore. L'applicazione ed utilizzo dell'EGN durante tutta la durata del test è stato fondamentale per

avere dei parametri temporali e spaziali riguardanti il ciclo di pedalata e l'attivazione degli ES nei diversi gradi di flessione ed estensione della gamba sulla coscia. Precedenti studi svolti con la classica tecnica di EMG bipolare avevano studiato in campioni di ciclisti la cinematica spinale e l'attività dei muscoli del tronco (Burnett et al., 2004), l'insorgenza di fatica nei muscoli ES (Srinivasan, 2006) e gli effetti del LBP nel controllo neuromuscolare (Belanger et al., 2022), durante pedalate in bici, però nessuno studio precedente a questo aveva investigato la variazione dell'ampiezza del segnale (RMS medio normalizzato) e della distribuzione spaziale dell'attivazione degli ES (Y-Baricentro) in ciclisti con e senza LBP.

4.3 Variazioni nell'ampiezza del segnale (RMS medio normalizzato)

La ricerca di Martinez-Valdes e collaboratori (2019) aveva mostrato una maggiore ampiezza del segnale degli ES in vogatori con LBP all'aumentare dell'intensità, mentre i soggetti asintomatici non avevano mostrato alcuna variazione nel livello di attivazione. Nel presente studio, per quanto riguarda il confronto tra l'RMS medio normalizzato nei soggetti appartenenti al gruppo INT e CON non sono emerse differenze né tra ES DX e SX alla stessa intensità, né tra diverse intensità nello stesso ES, come si può notare dalla *Figura 3.1*. Nel presente studio non sono risultate differenze significative tra i due lati se confrontati durante lo step svolto alla stessa intensità ma, ciò nonostante, l'RMS medio normalizzato tende ad aumentare, sebbene in modo non significativo, soltanto nel gruppo INT all'aumentare dell'intensità di pedalata. I nostri risultati sono in accordo con quelli trovati da Martinez-Valdes nella sua ricerca poiché, per quanto riguarda il confronto dell'RMS medio normalizzato tra i due gruppi nell'ES DX e ES SX alle diverse intensità, in quanto è risultata statisticamente significativa la differenza tra soggetti con e senza LBP relativa ad alte percentuali di pedalata (100% FTP, $P < 0.05$). Mediamente, l'RMS medio nel gruppo INT risulta essere pari al 142.3% del valore basale. Questi risultati suggeriscono come l'ES DX del gruppo INT abbia una maggior attivazione

rispetto al gruppo CON alla più alta intensità del test incrementale. Di conseguenza, è possibile ipotizzare che i soggetti affetti da LBP presentino una maggiore attivazione degli ES alle più alte intensità di pedalata rispetto alla controparte sana, che non presenta un cambiamento dell'attivazione all'aumentare dell'intensità di pedalata.

4.4 Mappa di attivazione elettromiografica: analisi qualitativa del segnale HDsEMG

Per quanto riguarda le mappe topografiche dell'RMS, i risultati trovati da Martinez-Valdez nel 2019 mostravano nei vogatori asintomatici (no LBP) un picco di attivazione elettromiografica minore rispetto ai soggetti affetti da LBP e questo è stato ulteriormente confermato dai valori di entropia minori. Nel presente studio eseguito su ciclisti, pur non essendo stata calcolata la variazione dell'entropia durante le ripetute svolte a diverse intensità, è possibile fare un'analisi qualitativa dell'attivazione degli ES grazie alla derivazione dell'RMS medio normalizzato di ognuno dei 59 canali sui cicli di pedalata selezionati. Per fare questa analisi sono stati presi in considerazione due soggetti rappresentativi, uno con e uno senza LBP, per confrontare la loro attività elettromiografica alle diverse intensità. Nel soggetto del gruppo INT è stato possibile notare un'attivazione media più elevata, in termini assoluti, e distribuita lungo tutto l'ES (segnale HDsEMG ad alta omogeneità), mentre nel soggetto appartenente al gruppo CON si nota un'attivazione media più ridotta, in termini assoluti, e maggiormente concentrata solo alcuni punti della matrice (segnale HDsEMG ad alta eterogeneità).

4.5 Variazioni nella distribuzione spaziale degli ES (Y-Baricentro)

Facendo riferimento sempre allo studio di Martinez-Valdes del 2019, è stato notato che i vogatori asintomatici non presentano evidenti spostamenti del baricentro di attivazione degli ES durante remate ad intensità crescenti fino al 45% del picco di potenza massimale, valore di intensità oltre al quale è

stato osservato uno spostamento del baricentro in direzione craniale. Al contrario, i vogatori affetti da LBP mostravano un andamento caudale del baricentro medio di attivazione degli ES all'aumentare dell'intensità, visibile a partire dal 30% del loro picco di potenza. Nonostante i risultati del presente studio non siano statisticamente significativi, probabilmente a causa della ridotta numerosità campionaria, le variazioni nell'Y-Baricentro dei ciclisti con e senza LBP durante pedalate ad intensità crescenti sul cicloergometro è in perfetto accordo con i risultati trovati da Martinez-Valdes. Il confronto tra i valori medi (in mm) dello spostamento sull'asse verticale nei ciclisti appartenenti al gruppo INT e CON non ha mostrato differenze significative né tra ES DX e SX alla stessa intensità, né tra diverse intensità nel medesimo ES, però è possibile notare uno shift caudale dell'Y-Baricentro nei soggetti affetti da LBP, mentre i soggetti asintomatici rimangono costanti all'aumentare dell'intensità o mostrano un leggero shift craniale ad intensità alte. Per quanto riguarda le differenze tra i due gruppi nell'ES DX e ES SX alle diverse intensità è possibile notare che i soggetti con LBP, a parità di intensità, presentano uno shift caudale molto evidente in entrambi gli ES rispetto ai soggetti asintomatici, i quali presentano invece uno shift craniale (o il mantenimento di uno stesso baricentro di attivazione).

4.6 Limitazioni dello studio

Grazie ad un'accurata analisi descrittiva e qualitativa delle mappe topografiche ricavate dai segnali nella visualizzazione in singolo differenziale, è possibile ipotizzare che i soggetti appartenenti al gruppo INT presentino una maggior entropia, nonché una maggior omogeneità del segnale, e ciò potrebbe essere il risultato un reclutamento inefficiente degli ES nei soggetti sintomatici. Questa ipotesi potrà essere confermata in futuro, in quanto in questa fase dello studio sono stati analizzati solamente l'RMS medio normalizzato, ovvero l'ampiezza del segnale HDsEMG, e l'Y-Baricentro, ovvero lo spostamento del centro di attivazione sull'asse

verticale delle matrici, ma non è stata direttamente studiata l'entropia del segnale. Inoltre, non è stato possibile fare alcuna analisi riguardante la co-attivazione dell'addome in quanto le matrici sono state applicate bilateralmente sugli ES e i relativi elettrodi di riferimento sono stati applicati sul processo spinoso toraco-lombare e sul processo stiloideo del radio. Infine, avendo svolto il test di pedalata in laboratorio, alcune registrazioni hanno presentato significativi artefatti da movimento a causa dell'eccessiva sudorazione ad alta intensità. Infine, a causa della ridotta numerosità campionaria, pur essendo evidenti gli andamenti completamente opposti di RMS medio e spostamento del Y-baricentro tra i due gruppi, purtroppo la maggior parte dei risultati è risultato non statisticamente significativo; dunque, sarà necessario continuare il presente studio aumentando il campione di popolazione studiata per capire se le differenze trovate rappresentano dei trend puramente individuali o possano rappresentare una nuova scoperta validabile nell'ambito scientifico.

4.7 Implicazioni pratiche dello studio

Il quadro di risultati preliminari emerso dal presente studio ci permette di ipotizzare che tra soggetti con LBP e soggetti asintomatici vi sia un andamento del comportamento degli ES completamente opposto durante un test di specifico di pedalata ad intensità crescenti. Il gruppo INT ha mostrato un aumento dell'RMS medio normalizzato all'aumentare dell'intensità, mentre il gruppo CON mostra un andamento costante o una leggera diminuzione rispetto al valore basale anche ad alte intensità di pedalata. Il risultato statisticamente significativo al 100% dell'FTP nel confronto tra soggetti con e senza LBP permette di capire come i soggetti affetti da dolore cronico alla zona lombare attivino in maniera nettamente maggiore gli ES ad intensità vicine a quelle massimali, anche se quanto osservato non ci permette di stabilire se sia la causa o la conseguenza del sintomo doloroso. Inoltre, per quanto riguarda le mappe di attivazione elettromiografica relativa ai due soggetti rappresentativi, si può notare molto

chiaramente un'attivazione molto specifica degli ES nel soggetto asintomatico, che attiva selettivamente determinate zone dell'ES in base al grado di flessione del tronco durante la pedalata. Al contrario, il soggetto sintomatico presenta un'attivazione inefficiente e distribuita lungo tutto l'asse verticale degli ES, anche se ad oggi, non possiamo affermare con certezza che questa variazione sia causata da cambiamenti nella cinematica spaziale o nella minor co-attivazione dei muscoli addominali, in quanto non abbiamo misurato l'angolo del tronco rispetto al pavimento e non abbiamo posizionato alcun elettrodo di riferimento a livello addominale. Infine, l'Y-Baricentro nei soggetti del gruppo CON non mostra variazioni molto evidenti se non che ad alte intensità si può notare un leggero spostamento craniale, mentre è possibile notare uno spostamento caudale più accentuato nei soggetti del gruppo INT all'aumentare dell'intensità, soprattutto nel lato destro. Anche in questo caso, non è possibile affermare se questa sia la causa o l'effetto del mal di schiena nei soggetti sintomatici. Tuttavia, analizzando le descrizioni del dolore (*Tabella 2.4*) percepito di questi soggetti, è possibile ipotizzare un'associazione tra la dominanza dell'arto superiore DX e il maggiore shift caudale dell'Y-Baricentro sullo stesso lato, in quanto probabilmente viene attivato maggiormente fin da intensità più basse.

BIBLIOGRAFIA

1. Abboud J, Nougrou F, Page I, et al. (2014) Trunk motor variability in patients with non-specific chronic low back pain. *Eur J Appl Physiol* 114, 2645–2654.
2. Burnett AF, Cornelius MW, Dankaerts W, O'sullivan PB. Spinal kinematics and trunk muscle activity in cyclists: a comparison between healthy controls and non-specific chronic low back pain subjects-a pilot investigation. *Man Ther.* 2004 Nov;9(4):211-9. doi: 10.1016/j.math.2004.06.002. PMID: 15522646.
3. Burton AK, Balagué F, Cardon G, Eriksen HR, Henrotin Y, Lahad A, Leclerc A, Müller G, van der Beek AJ; COST B13 Working Group on Guidelines for Prevention in Low Back Pain. Chapter 2. European guidelines for prevention in low back pain : November 2004. *Eur Spine J.* 2006 Mar;15 Suppl 2(Suppl 2):S136-68. doi: 10.1007/s00586-006-1070-3. PMID: 16550446; PMCID: PMC3454541.
4. Callaghan JP, Dunk NM. Examination of the flexion-relaxation phenomenon in erector spinae muscles during short duration slumped sitting. *Clinical Biomechanics* 2002;17:353–60.
5. Callaghan JP, McGill SM. Low back joint loading and kinematics during standing and unsupported sitting. *Ergonomics* 2001;44:280–94.
6. Christensen HW. Precision and accuracy of an electrogoniometer. *J Manipulative Physiol Ther.* 1999 Jan;22(1):10-4. doi: 10.1016/s0161-4754(99)70099-0. PMID: 10029943.
7. Demoulin C, Crielaard JM, Vanderthommen M. Spinal muscle evaluation in healthy individuals and low-back-pain patients: a literature review. *Joint Bone Spine.* 2007 Jan;74(1):9-13. doi: 10.1016/j.jbspin.2006.02.013. Epub 2006 Nov 13. PMID: 17174584.
8. Dettori NJ, Norvell DC. Non-traumatic bicycle injuries : a review of the literature. *Sports Med.* 2006;36(1):7-18. doi: 10.2165/00007256-200636010-00002. PMID: 16445308.
9. Dionne CE, Dunn KM, Croft PR, Nachemson AL, Buchbinder R, Walker BF, Wyatt M, Cassidy JD, Rossignol M, Leboeuf-Yde C, Hartvigsen J, Leino-Arjas P, Latza U, Reis S, Gil Del Real MT, Kovacs FM, Oberg B, Cedraschi C, Bouter LM, Koes BW, Picavet HS, van Tulder MW, Burton K, Foster NE, Macfarlane GJ, Thomas E, Underwood M, Waddell G, Shekelle P, Volinn E, Von Korff M. A consensus approach toward the standardization of back pain definitions for use in prevalence studies. *Spine (Phila Pa 1976).* 2008 Jan 1;33(1):95-103. doi: 10.1097/BRS.0b013e31815e7f94. PMID: 18165754.

10. Fabian S, Hesse H, Grassme R, et al. (2005) Muscular activation patterns of healthy persons and low back pain patients performing a functional capacity evaluation test. *Pathophysiology* 12, 281–287.
11. Falla D, Cescon C, Lindstroem R, et al. (2017) Muscle pain induces a shift of the spatial distribution of upper trapezius muscle activity during a repetitive task: a mechanism for perpetuation of pain with repetitive activity? *Clin J Pain* 33, 1006–1013.
12. Falla D, Gizzi L, Tschapek M, et al. (2014) Reduced task-induced variations in the distribution of activity across back muscle regions in individuals with low back pain. *Pain* 155, 944–953
13. Farina D, Leclerc F, Arendt-Nielsen L, et al. (2008) The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. *J Electromyogr Kinesiol* 18, 16– 25.
14. Fortin M, Macedo LG. Multifidus and paraspinal muscle group cross-sectional areas of patients with low back pain and control patients: a systematic review with a focus on blinding. *Phys Ther.* 2013 Jul;93(7):873-88. doi: 10.2522/ptj.20120457. Epub 2013 Mar 15. PMID: 23504343; PMCID: PMC3704232.
15. Fortin M, Videman T, Gibbons LE, Battié MC. Paraspinal muscle morphology and composition: a 15-yr longitudinal magnetic resonance imaging study. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(5):893-901. doi: 10.1249/MSS.000000000000179. PMID: 24091994.
16. Gallina A, Merletti R, Gazzoni M (2013) Uneven spatial distribution of surface EMG: what does it mean? *Eur J Appl Physiol* 113, 887–894.
17. Ghersi, Rinaldo & Martinelli, S & Richeldi, A & Clerici, P & Grazioli, P & Gobba, Fabriziomaria. (2007). [The Italian version of Nordic Musculoskeletal Standardized Questionnaire]. *Giornale italiano di medicina del lavoro ed ergonomia.* 29. 564-6.
18. Henry Gray, 1918, *Gray's Anatomy* (20th edition), pag. 397-400.
19. Heydari A, Nargol AV, Jones AP, Humphrey AR, Greenough CG. EMG analysis of lumbar paraspinal muscles as a predictor of the risk of low-back pain. *Eur Spine J.* 2010 Jul;19(7):1145-52. doi: 10.1007/s00586-010-1277-1. Epub 2010 Feb 2. PMID: 20127260; PMCID: PMC2900021.
20. Hicks GE, Simonsick EM, Harris TB, Newman AB, Weiner DK, Nevitt MA, Tyllavsky FA. Cross-sectional associations between trunk muscle composition, back pain, and physical function in the health, aging and body composition study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2005 Jul;60(7):882-7. doi: 10.1093/gerona/60.7.882. PMID: 16079212.
21. Indahl A. Low back pain: A functional disturbance. Ph.D. Thesis, Centre for Orthopaedics, Norway: University of Oslo, 1999.

22. Klika RJ, Alderdice MS, Kvale JJ, Kearney JT. Efficacy of cycling training based on a power field test. *J Strength Cond Res.* 2007 Feb;21(1):265-9. doi: 10.1519/00124278-200702000-00047. PMID: 17313274.
23. Leal-Martín J, Muñoz-Muñoz M, Keadle SK, Amaro-Gahete F, Alegre LM, Mañas A, Ara I. Resting Oxygen Uptake Value of 1 Metabolic Equivalent of Task in Older Adults: A Systematic Review and Descriptive Analysis. *Sports Med.* 2022 Feb;52(2):331-348. doi: 10.1007/s40279-021-01539-1. Epub 2021 Aug 21. PMID: 34417980.
24. Linsiński P. Surface EMG in chronic low back pain. *Eur Spine J.* 2000 Dec;9(6):559-62. doi: 10.1007/s005860000131. PMID: 11189927; PMCID: PMC3611419.
25. Madeleine P, Leclerc F, Arendt-Nielsen L, et al. (2006) Experimental muscle pain changes the spatial distribution of upper trapezius muscle activity during sustained contraction. *Clin Neurophysiol* 117, 2436–2445.
26. Manchikanti L, Singh V, Falco FJ, Benyamin RM, Hirsch JA. Epidemiology of low back pain in adults. *Neuromodulation.* 2014 Oct;17 Suppl 2:3-10. doi: 10.1111/ner.12018. PMID: 25395111.
27. Marineau Belanger E, Boon DM, Descarreaux M, Abboud J. The effect of low back pain on neuromuscular control in cyclists. *J Sports Sci.* 2022 Apr 7:1-10. doi: 10.1080/02640414.2022.2061819. Epub ahead of print. PMID: 35389326.
28. Marsden, Mandy & Schweltnus, Martin. (2010). Lower back pain in cyclists: A review of epidemiology, pathomechanics and risk factors. *International Sportmed Journal.* 11. 216-225.
29. Martinez-Valdes E, Falla D, Negro F, Mayer F, Farina D. Differential Motor Unit Changes after Endurance or High-Intensity Interval Training. *Med Sci Sports Exerc.* 2017 Jun;49(6):1126-1136. doi: 10.1249/MSS.0000000000001209. PMID: 28121801.
30. Martinez-Valdes E, Farina D, Negro F, Del Vecchio A, Falla D. Early Motor Unit Conduction Velocity Changes to High-Intensity Interval Training versus Continuous Training. *Med Sci Sports Exerc.* 2018 Nov;50(11):2339-2350. doi: 10.1249/MSS.0000000000001705. PMID: 29975302.
31. Martinez-Valdes E, Negro F, Falla D, De Nunzio AM, Farina D. Surface electromyographic amplitude does not identify differences in neural drive to synergistic muscles. *J Appl Physiol (1985).* 2018 Apr 1;124(4):1071-1079. doi: 10.1152/jappphysiol.01115.2017. Epub 2018 Feb 8. PMID: 29420155.
32. Martinez-Valdes E, Wilson F, Fleming N, McDonnell SJ, Horgan A, Falla D. Rowers with a recent history of low back pain engage different regions of the lumbar erector spinae during rowing. *J Sci Med Sport.* 2019

Nov;22(11):1206-1212. doi: 10.1016/j.jsams.2019.07.007. Epub 2019 Jul 19. PMID: 31371258.

33. McGill S, Brown S. Creep response of the lumbar spine to prolonged full flexion. *Clinical Biomechanics* 1992;7:43–6.
34. McGill SM, Cholewicki J. Biomechanical basis for stability: an explanation to enhance clinical utility. *Journal of Orthopaedic, Sports and Physical Therapy* 2001;31:96–100.
35. Meucci RD, Fassa AG, Faria NM. Prevalence of chronic low back pain: systematic review. *Rev Saude Publica.* 2015;49:1. doi: 10.1590/S0034-8910.2015049005874. Epub 2015 Oct 20. PMID: 26487293; PMCID: PMC4603263.
36. Oswestry Disability Index 2.1a – Versione Italiana (ODI-I), Monticone M, Baiardi P, Ferrari S, Foti C, Mugnai R, Pillastrini P, Vanti C, Zanolì G., *Spine* 2009; 34(19): 2090–2095.
37. Questionario sull'attività fisica quotidiana (IPAQ Italiano) Versione Breve, Mannocci A, Di Thiene D, Del Cimmuto A, Masala D, Boccia A, De Vito E, La Torre G. *International Physical Activity Questionnaire: validation and assessment in an Italian sample.* *Ital J Public Health* 2010; 7(4):369-76.
38. Rudy TE, Weiner DK, Lieber SJ, Slaboda J, Boston RJ. The impact of chronic low back pain on older adults: a comparative study of patients and controls. *Pain.* 2007 Oct;131(3):293-301. doi: 10.1016/j.pain.2007.01.012. Epub 2007 Feb 20. PMID: 17317008; PMCID: PMC2065872.
39. Srinivasan, J., & Balasubramanian, V. (2007). Low back pain and muscle fatigue due to road cycling—An sEMG study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 11(3), 260–266.
40. Streisfeld GM, Bartoszek C, Creran E, Inge B, McShane MD, Johnston T. Relationship Between Body Positioning, Muscle Activity, and Spinal Kinematics in Cyclists With and Without Low Back Pain: A Systematic Review. *Sports Health.* 2017 Jan/Feb;9(1):75-79. doi: 10.1177/1941738116676260. Epub 2016 Oct 27. PMID: 27784817; PMCID: PMC5315261.
41. *The Time-Crunched Cyclist*, 2nd Ed., Chris Carmichael, 2012
42. *Training and racing with a power meter*, 3rd Ed., Allen, Coggan, McGregor, 2019.
43. Wan Q, Lin C, Li X, Zeng W, Ma C. MRI assessment of paraspinal muscles in patients with acute and chronic unilateral low back pain. *Br J Radiol.* 2015 Sep;88(1053):20140546. doi: 10.1259/bjr.20140546. Epub 2015 Jun 24. PMID: 26105517; PMCID: PMC4743557.