



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI
DI GENOVA



Università degli Studi di Genova

Scuola di Scienze Mediche e Farmaceutiche

Dipartimento di Neuroscienze, Riabilitazione, Oftalmologia, Genetica e Scienze Materno-
Infantili

Master in Riabilitazione dei Disordini Muscoloscheletrici

A.A. 2020/2021

Campus Universitario di Savona

Attivazione muscolare nello squat: Quale tipo di squat mi serve?

Candidato:

Dott. Ft. Balasso Stefano

Relatore:

Dott. Ft. MSc

OMPT

Claudio Colombo

Sommario

1. ABSTRACT	5
2. INTRODUZIONE	7
2.1 Definizione.....	7
2.2 ELETTROMIOGRAFIA	8
2.2.1 Elettromiografia ad ago.....	10
2.2.2 Elettromiografia di superficie.....	10
2.3 Scopo della revisione.....	13
3. MATERIALI E METODI	14
3.1 Quesito di ricerca.....	14
3.2 Banche dati analizzate.....	14
3.3.1 Tipologia di studio.....	14
3.3 Definizione del PECOS.....	14
3.4 Identificazione della stringa di ricerca.....	15
3.4.1 Stringa di ricerca su PubMed.....	15
3.4.2 Stringa di ricerca su The Cochrane Library.....	15
3.4.3 Stringa di ricerca su PEDro.....	16
3.5 Time stamp.....	16
3.6 Criteri di inclusione ed esclusione.....	16
3.7 Selezioni degli studi.....	17
3.8 Estrazione dei dati.....	17
3.9 Valutazione del rischio di bias negli studi.....	18
4. RISULTATI	20
4.1 Selezione degli studi.....	20
4.2 Caratteristiche degli studi.....	21
4.3 Rischio di bias negli studi.....	29
4.4 Analisi dei risultati.....	33
4.4.1 Attività EMG in relazione alla profondità dello squat.....	33
4.4.2 Attività EMG in relazione alla base d'appoggio.....	35
4.4.3 Analisi EMG in relazione al posizionamento del bilanciere.....	36
4.4.4 Attività EMG in relazione all'appoggio bipodalico e monopodalico.....	38
4.4.5 Attività EMG in relazione all'utilizzo di macchinari/attrezzature specifiche.....	40
4.4.6 Attività muscolare in relazione all'utilizzo accessori.....	43
5. DISCUSSIONE	44
5.1 Limiti.....	50
5.2 Implicazioni per la ricerca futura.....	50
6. CONCLUSIONI	52
BIBLIOGRAFIA	54
9. ALLEGATI	59

1. ABSTRACT

Background: Lo squat è uno degli esercizi più utilizzati nell'ambito dello sviluppo della forza e del condizionamento muscolare. Ha somiglianze biomeccaniche e neuromuscolari con un'ampia gamma di movimenti atletici ma anche attività della vita quotidiana. Uno degli obiettivi della ricerca di esperti fino ad oggi è stato quello di illuminare i professionisti della forza e del condizionamento e gli atleti con le differenze tra queste variazioni in termini di attività muscolare attraverso l'elettromiografia.

Lo scopo della revisione è identificare, attraverso un'analisi della letteratura scientifica, i livelli di attivazioni muscolari durante le diverse tipologie di squat, in modo tale da fornire un supporto pratico per la programmazione degli esercizi terapeutici.

Materiali e metodi: sono stati consultati i Database on-line PubMed, The Cochrane Library e PEDro. Il quesito al quale questa revisione della letteratura si propone di rispondere è: L'applicazione del modello PECOS ha permesso l'identificazione delle parole chiave e delle stringhe di ricerca per i Database on-line selezionati. Nel lavoro di revisione sono inclusi articoli che prevedono un disegno di studio esclusivamente di studi osservazionali descrittivi cross sectional considerando qualsiasi tipo di popolazione in assenza di disturbi muscoloscheletrici, analizzata utilizzando l'elettromiografia di superficie.

Sono esclusi gli articoli il cui abstract e full-text non risulti accessibile, scritti in lingua diversa da quella inglese, con popolazione < 18 anni e pubblicati precedentemente l'anno 2001.

Risultati: dalla ricerca nei database scelti sono stati trovati in totale articoli 1145. Di questi, sono stati esclusi 242 che erano presenti in più di una ricerca ottenendo così 903 articoli. Alla lettura del titolo e dell'abstract, sono stati selezionati 53 articoli che sono stati sottoposti a lettura dopo aver reperito il full text. Infine, sono stati presi in considerazione 26 articoli che hanno rispettato tutti i criteri stabiliti.

Conclusioni: Considerando i risultati degli studi selezionati e il confronto con altre revisioni sistematiche non è possibile, ad oggi, definire differenze elettromiografiche nelle tipologie di squat che differiscono per flessione di ginocchio (partial squat, parallel squat, full depth squat) e per larghezza di base d'appoggio (back squat, sumo squat). L'utilizzo del single leg squat sembra portare una maggiore attivazione del gluteo rispetto al bodyweight squat e split squat. La modifica della posizione dell'arto non in appoggio durante l'esecuzione di quest'ultimo comporta modifiche elettromiografiche a livello degli ischiocrurali. Il bulgarian

squat, diversamente, presenta una maggiore attività del bicipite femorale e minore del retto femorale rispetto lo split squat e back squat.

In confronto al back squat l'attività mioelettrica della muscolatura degli arti inferiori viene modificata attraverso l'utilizzo di specifiche attrezzature: belt squat, box squat, smith machine e flywheel squat. Infine, risulta che: l'utilizzo di una pedana inclinata aumenti l'attività elettromiografica del bicipite femorale e diminuisca quella del tibiale anteriore rispetto il back squat, l'esecuzione dello spanish squat attiva maggiormente il retto femorale rispetto al back squat e wall squat, il vasto laterale rispetto solamente il wall squat.

2. INTRODUZIONE

Lo squat è uno degli esercizi più utilizzati nell'ambito dello sviluppo della forza e del condizionamento muscolare. Ha somiglianze biomeccaniche e neuromuscolari con un'ampia gamma di movimenti atletici e quindi è incluso come esercizio di base in molte routine sportive progettate per migliorare le prestazioni atletiche. È anche una componente integrante negli sport di weightlifting e powerlifting ed è ampiamente considerato come test valutativo per la forza della parte inferiore del corpo ⁽¹⁾.

I vantaggi associati alle prestazioni dello squat non sono limitati alla popolazione atletica. Dato che la maggior parte delle attività della vita quotidiana richiede l'interazione coordinata simultanea di numerosi gruppi muscolari, lo squat è considerato uno dei migliori esercizi per migliorare la qualità della vita grazie alla sua capacità di reclutare più gruppi muscolari in un'unica manovra ⁽²⁾. Il movimento accovacciato ha una specificità vicina a molte attività quotidiane, oltre ad avere una correlazione indiretta con innumerevoli altre faccende e hobby.

Lo squat sta diventando sempre più popolare anche in ambito clinico riabilitativo, viene ampiamente utilizzato nella gestione dei disturbi gli arti inferiori ma anche utilizzato per il mantenimento e il miglioramento della parte lombopelvica dell'individuo proprio per la loro attivazione muscolare durante il movimento ^(3,4).

Ma quindi, cos'è uno squat?

2.1 Definizione

È un movimento funzionale, in catena cinetica chiusa, eseguito con un carico o in assenza, flettendo le articolazioni dell'anca, del ginocchio e della caviglia, in cui la forza è espressa attraverso l'estremità dell'arto mentre è fissato al suolo ^(5,6).

Con "catena cinetica chiusa" si intende quando, durante un esercizio l'estremità degli arti o dell'arto che stanno lavorando non sono liberi di muoversi nello spazio; quindi, quando è presente un vincolo che può essere il contatto con il terreno o la struttura del macchinario. Nel caso specifico dello squat sarà il contatto dei piedi. Esiste un gran numero di varianti dello squat, ampiamente utilizzate nei programmi di condizionamento muscolare. Le ragioni principali della sua ampia diffusione sono la natura funzionale del movimento, la possibilità di aumentare il carico attraverso l'utilizzo di pesi o accessori e la relativa sicurezza grazie

all'utilizzo di squat rack ⁽⁶⁾. Di conseguenza, questo esercizio e una selezione di varianti sono tutt'ora oggetto di ricerca. Studi sull'allenamento hanno misurato l'impatto dell'utilizzo dello squat con il bilanciere (barbell back squat), sul miglioramento della forza massima e l'incremento della potenza muscolare ^(7,8). Gli adattamenti in seguito all'allenamento utilizzando esercizi di squat e il loro impatto su diversi parametri di prestazione sono stati, inoltre, riportati in particolare nel migliorare il test countermovement jump, oppure l'accelerazione e velocità della corsa ⁽⁹⁾.

Studi sulla cinetica, cinematica e sull'attivazione elettromiografica hanno riportato l'attivazione muscolare dell'arto inferiore risultante in relazione alle variazioni di profondità dello squat⁽¹⁰⁾, alla posizione dei piedi ^(1,11,12),dallo condizione fisica dei partecipanti allo studio e dall'intensità dell'allenamento ⁽¹³⁾.

Uno degli obiettivi della ricerca fino ad oggi è stato quello di illuminare i professionisti della forza e del condizionamento e gli atleti analizzando le differenze tra queste variazioni in termini di attività muscolare. Comprendere l'attività muscolare di ogni esercizio è un punto chiave nella prescrizione e programmazione di esercizi di resistenza in funzione delle caratteristiche individuali.

Lo strumento che permette lo studio dell'attivazione dei singoli muscoli durante l'esercizio è l'elettromiografia.

2.2 ELETTROMIOGRAFIA

Il muscolo è formato da singole fibre eccitabili. Fisiologicamente ogni fibra muscolare è connessa, grazie al bottone sinaptico ed all'assone, ad un motoneurone e questo complesso è definito unità motoria; le fibre di unità motorie differenti s'intersecano all'interno della sezione trasversale del muscolo.

Esistono due tipologie di fibre. Le fibre di tipo I sono piccole, caratterizzate da poche fibre per ogni unità motoria, risultano rosse, lente, resistenti alla fatica e con metabolismo aerobico. Le fibre di tipo II invece sono larghe, sono caratterizzate da molte fibre per ogni unità motoria, presentano una elevata velocità di attivazione, poco resistenti alla fatica e con metabolismo anaerobico

Ogni unità motoria innerva fibre dello stesso tipo (dimensione, sezione trasversa, metabolismo) ^(14,15). La zona in cui il nervo si collega attraverso le sinapsi alle fibre muscolari viene definita "giunzione neuromuscolare" o "zona di innervazione". Secondo l'equazione di Fuglevand, le unità motorie si attivano una volta superata la loro soglia di reclutamento espressa attraverso la percentuale di massima contrazione volontaria (%MVC) ⁽¹⁶⁾. In base

al principio di Henneman, vengono reclutate prima le unità motorie con fibre di diametro più piccolo e poi quelle con diametro maggiore ⁽¹⁷⁾; le due componenti sono direttamente proporzionali: ad unità motorie più grandi, reclutate dopo, corrispondono fibre più grosse ⁽¹⁵⁾.

Per elettromiografia, dunque, si fa riferimento ad una tecnica diagnostica, di tipo funzionale, di registrazione e analisi dell'attività, ovvero della somma dei potenziali d'azione delle unità motorie più vicine agli elettrodi. Per potenziale d'azione s'intende la tensione prodotta dalla attivazione della singola fibra muscolare o dell'unità motoria

I segnali generati dai muscoli possono essere acquisiti tramite aghi (elettromiografia ad ago), oppure tramite elettrodi (elettromiografia di superficie/cutanea). I due approcci risultano totalmente diversi ^(18,19).

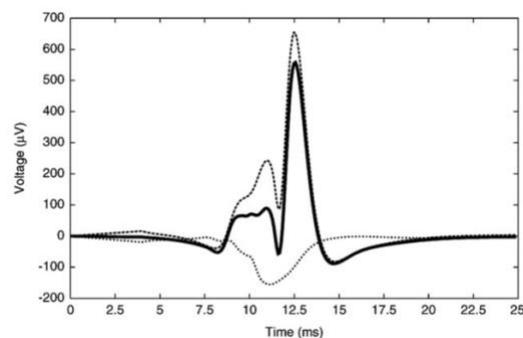


Figura n.1:

Potenziale dell'unità motoria: la linea tratteggiata superiore indica la tensione (voltage) sulla punta dell'ago; la linea tratteggiata inferiore indica la tensione individuata dalla cannula. La linea scura mostra il potenziale dell'unità motoria

(tratto e modificato da Hamilton-Wright & Stashuk, 2005).

L'elettromiografia (EMG) è diventato uno strumento essenziale nella moderna fisioterapia muscoloscheletrica. Viene ampiamente utilizzata in diversi ambiti: anatomia, ergonomia, fisica, fisiologia, fisioterapia, ingegneria e neurologia.

Ha contribuito significativamente a capire la funzione e la disfunzione del sistema neuromuscolare: forza muscolare, proprietà/comportamento delle unità motorie, pattern di attivazione, velocità di conduzione, fatica muscolare, in individui sani e non ^(20,21).

2.2.1 Elettromiografia ad ago

Nell'elettromiografia ad ago, oppure "elettro-neurografia", il prelievo del segnale avviene attraverso l'utilizzo di aghi sottocutanei posti in diretto contatto con la muscolatura di interesse, tanto più lungo quanto il muscolo risulta profondo ⁽¹⁵⁾.

L'elettrodo ad ago permette di analizzare muscoli profondi, un'area muscolare più ristretta, ed è quindi una metodica più adatta per l'indagine delle caratteristiche neurofisiologiche o patologiche dell'UM, della denervazione muscolare e del cammino ^(22,23). Essendo invasivo, potrebbe risultare doloroso e meno pratico per valutare più muscoli simultaneamente ⁽²⁴⁾.

2.2.2 Elettromiografia di superficie

L'elettromiografia di superficie prevede il prelievo del segnale tramite elettrodi posti sulla cute.

Risulta non invasiva, non dolorosa e priva di rischi. Permette di registrare un volume maggiore di muscolo rispetto all'elettromiografia ad ago. Risulta semplice e poco costosa, utilizzabile su tempi più lunghi, durante attività lavorative, sportive ed analisi ergonomiche.

Nonostante i numerosi vantaggi nell'utilizzo di questa metodica, quest'ultima presenta, anche delle limitazioni: la risoluzione del segnale è tendenzialmente bassa ed è suscettibile ad artefatti, infatti se l'area da analizzare è localizzata. Più in profondità oppure se è più ampia, aumenta quello che definiamo fenomeno di *cross-talk*, cioè la registrazione interferenziale dell'attività elettrica muscolare limitrofa;⁽²¹⁾ per questo motivo, questo tipo di registrazione è più indicata per l'analisi dell'attività di muscoli più superficiali. Inoltre, la qualità del segnale EMG dipende fortemente dal tipo di tessuto, dalla scelta dell'elettrodo, dal filtro, dal posizionamento e dalla distanza tra gli elettrodi; infine, nel caso di un'analisi dinamica la presenza di artefatti può essere dovuta anche al movimento relativo di scorrimento tra muscolo e cute ^(20,22).

L'elettrodo di superficie permette di monitorare i muscoli sub-epidermici ed è in grado di coprire un'area muscolare più ampia rispetto al caso dell'elettromiografia ad ago; è utilizzato per analizzare la velocità di conduzione muscolare, le manifestazioni mioelettriche di fatica, le caratteristiche e la tipizzazione di unità motorie (prevalenza di fibre di tipo I o II) e i disturbi del movimento ^(25,26).

In ergonomia e in medicina del lavoro viene utilizzata per l'analisi dell'attività posturale, per l'ottimizzazione della postazione di lavoro al fine di minimizzare lo sforzo muscolare e anche per il monitoraggio dei disordini legati ai carichi lavorativi (Cumulative Trauma Disorder) (18,22,27).

In seguito ad un'adeguata preparazione della cute, si posizionano gli elettrodi⁽¹⁹⁾; inizialmente si registra un segnale grezzo (Raw Signal) il cui rumore alla *baseline* è influenzato dai fattori intrinseci ed estrinseci, la cui influenza dovrà essere minimizzata ⁽²¹⁾. I fattori intrinseci (non controllabili) comprendono il tipo, la lunghezza, il diametro della fibra muscolare e la quantità di tessuto tra il muscolo e l'elettrodo; i fattori estrinseci (legati all'esperimento) possono essere arginati grazie alla corretta applicazione degli elettrodi stessi ^(15,21).

Per la corretta gestione degli elettrodi di superficie, viene preso come riferimento il modello europeo "Surface ElectroMyoGraphy for the Non_Invasive Assessment of Muscles "(SENIAM) ⁽²⁸⁾.

Negli anni, è stato necessario standardizzare il posizionamento in relazione alla zona di innervazione a causa di errori procedurali registrati prima degli anni 2000. Il risultato di tale standardizzazione è stato la stesura dell'atlante "Atlas of Muscle Innervation Zones: Understanding Surface Electromyography and its Applications".

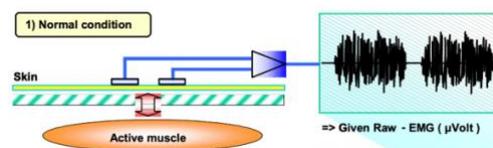


Figura n.2:

Rappresentazione grafica della Raw Signal
(tratto da *The ABC of EMG*, Peter Konrad, 2006)

Durante l'analisi elettromiografica, poi, uno degli obiettivi principali è quello di ridurre gli artefatti nel segnale EMG (*common mode rejection ratio* - CMRR; valore CMRR accettabile > 95 dB)⁽²¹⁾.

Per aumentare l'affidabilità e la validità del segnale registrato, bisogna processarlo attraverso la *Full Wave Rectification* in cui tutte le ampiezze negative sono convertite in *spike* positivi alla *baseline*. Il segnale viene poi modellato tramite due algoritmi: *Average*

Rectified Value (ARV) per stimare l'ampiezza del segnale e la *Root Mean Square* (RMS - μV), riflesso della potenza media del segnale ^(15,22). In seguito, per rendere il segnale più fedele alla realtà, si passa alla normalizzazione che consiste nella verifica dell'effettiva attività muscolare in un noto angolo articolare ^(22,29). Attualmente, la normalizzazione dei dati elettromiografici viene eseguita basandosi sulla massima contrazione isometrica volontaria (100% MVC). Il metodo è ampiamente diffuso tra i ricercatori sebbene presenti delle limitazioni, soprattutto se usato in caso di analisi in contrazioni dinamiche ^(20,22,29).

I passaggi finora esposti sono indispensabili per analizzare le principali variabili EMG: ampiezza del segnale, frequenza, velocità di conduzione muscolare e quindi la fatica. L'EMG è pertanto un valido strumento analitico solo se ricavato, processato ed interpretato adeguatamente, limitando contaminazioni e sovrapposizione dei segnali.

L'attivazione elettromiografica è una condizione preliminare per qualsiasi sviluppo della forza e ci si può aspettare una relazione molto stretta tra le due misure. Esiste infatti una correlazione notevolmente elevata tra questi due parametri. Il caso tipico è rappresentato da una relazione curvilinea: a valori di forza più alti correlano maggiore attivazione elettromiografica per l'incrementare la forza. Il rapporto EMG-Force può essere utilizzato per determinare lo stato neuromuscolare (allenamento) di un muscolo. All'interno di contrazioni statiche con produzione di forza in costante aumento (rampa), muscoli ben allenati mostrano un chiaro spostamento a destra del rapporto, muscoli atrofici o molto non allenati mostrano uno spostamento a sinistra

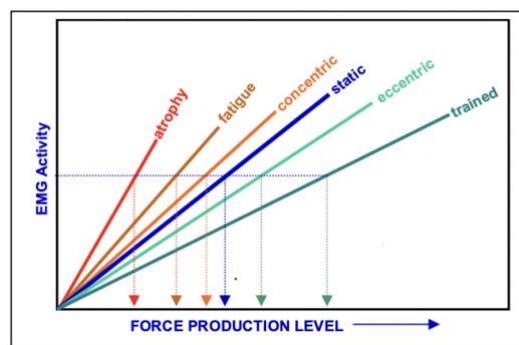


Figura n.3:

Relazione schematica EMG/forza nelle contrazioni a rampa.

A seconda della condizione muscolare e dello stato di allenamento, il rapporto può cambiare. I muscoli allenati necessitano di meno EMG per una determinata forza in uscita rispetto ai muscoli atrofici o affaticati.

(tratto da The ABC of EMG, Peter Konrad, 2006)

2.3 Scopo della revisione

Lo squat risulta un movimento ampiamente utilizzato nell'ambito clinico, grazie alla sua semplicità e funzionalità, propedeutico all'esecuzione di attività della vita quotidiana. L'analisi elettromiografica delle varianti di squat permette l'analisi dell'attivazione muscolare durante le diverse tipologie di movimenti. Lo scopo della revisione è identificare, attraverso un'analisi della letteratura scientifica, le possibili differenze di attivazioni elettromiografiche agli arti inferiori tra le diverse tipologie di squat in modo tale da poter scegliere il più adatto alla tipologia di paziente e di obiettivo da raggiungere, rendendo il più specifico possibile l'intervento fisioterapico.

3. MATERIALI E METODI

3.1 Quesito di ricerca

È stata condotta una revisione della letteratura consultando i principali Database on-line (PubMed, The Cochrane Library, PEDro). Per ogni Database è stata creata una stringa di ricerca specifica. L'obiettivo dello studio è indagare se, all'analisi elettromiografica, sono presenti differenze di attivazione muscolare dei muscoli dell'arto inferiore nel corso dei diversi tipi di squat in modo tale da fornire un supporto pratico per la programmazione degli esercizi terapeutici in relazione agli impairments del paziente.

3.2 Banche dati analizzate

Le banche dati che sono state indagate per effettuare la “scoping search” e successivamente la “main search” della revisione sistematica narrativa sono:

- PubMed (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>)
- The Cochrane Library (<https://www.cochranelibrary.com>)
- PEDro (<https://www.pedro.org.au>)
- Letteratura grigia derivante dalle bibliografie di altri articoli

In seguito ad una ricerca preliminare, sono state individuate le parole chiave maggiormente rilevanti consultando articoli generici inerenti all'argomento.

Le key words nella stringa di ricerca saranno: squat, squat exercise, electromyography, electromyography feedback, emg, muscle activity, muscle activation.

3.3.1 Tipologia di studio

Sarà inclusa la seguente tipologia di studio: studio osservazionale descrittivo cross sectional in lingua inglese e italiana di cui fosse disponibile il full-text. Gli studi devono essere pubblicati entro il 15/03/2022.

3.3 Definizione del PECOS

L'applicazione del modello PECOS ha permesso l'identificazione delle parole chiave e delle stringhe di ricerca per i Database on-line scelti. Nel modello utilizzato, non viene completata la casella “C” della sigla in modo tale da eseguire la ricerca nel modo più sensibile possibile.

P (Partecipanti)	Soggetti sani, > 18 anni
E (esposizione)	Squat
C (confronto)	///
O (outcome)	Parametri elettromiografici
S (disegno dello studio)	<i>Studi osservazionali descrittivi cross sectional</i>

Tabella n.1

3.4 Identificazione della stringa di ricerca

3.4.1 Stringa di ricerca su PubMed

Identificazione della stringa di ricerca per il Database **PubMed** secondo il modello PECOS:

P	E	C	O
	<i>squat[all fields] OR "squat exercise"[all fields])</i>	<i>///</i>	<i>(electromyography[Mesh term] OR EMG[all fields] OR "electromyography feedback"[all fields] OR "muscle activation"[all fields] OR "muscle activity"[all fields])</i>

Tabella n.2

La stringa di ricerca utilizzata per il database Pubmed è la seguente: *(squat[all fields] OR "squat exercise"[all fields]) AND (electromyography[Mesh term] OR EMG[all fields] OR "electromyography feedback"[all fields] OR "muscle activation"[all fields] OR "muscle activity"[all fields])*.

3.4.2 Stringa di ricerca su The Cochrane Library

Identificazione della stringa di ricerca per il Database **The Cochrane Library** attraverso il modello PECOS:

P	E	C	O
	<i>squat[all fields] OR "squat exercise"[all fields])</i>	<i>///</i>	<i>(electromyography[Mesh term] OR EMG[all fields] OR "electromyography feedback"[all fields] OR "muscle activation"[all fields] OR "muscle activity"[all fields])</i>

Tabella n.3

La stringa di ricerca utilizzata per il database The Cochrane Library risulta la seguente: *(squat[all fields] OR "squat exercise"[all fields]) AND (electromyography[Mesh term] OR EMG[all fields] OR "electromyography feedback"[all fields] OR "muscle activation"[all fields] OR "muscle activity"[all fields])*.

3.4.3 Stringa di ricerca su PEDro

Identificazione della stringa di ricerca per il Database PEDro: *squat AND emg*.

3.5 Time stamp

Di seguito, nella Tabella 3, è riportata una sintesi relativa al giorno in cui è stata effettuata l'ultima ricerca sui vari database precedentemente citati.

Database	Time stamp
PubMed	15 marzo 2022
The Cochrane Library	15 marzo 2022
PEDro	15 marzo 2022

Tabella n.4

3.6 Criteri di inclusione ed esclusione

Gli articoli trovati sono stati successivamente selezionati in base a determinati criteri di inclusione ed esclusione.

Criteria di inclusione:

- Analisi tramite elettromiografia di superficie
- Popolazione generale e atleti
- Popolazione maschile e femminile

Criteria di esclusione:

- Studi il cui abstract e full-text non è accessibile
- Popolazione di interesse <18 anni
- lingua diversa da quella inglese e italiano
- Popolazione di studio che presenta disturbi agli arti inferiori (sindrome femoro-rotulea, groin pain, sindrome della bandelletta ileo-tibiale, artrosi...)
- Studi pubblicati precedentemente l'anno 2001(Si rimanda al capitolo 2.2.2 per il motivo della scelta)

3.7 Selezioni degli studi

I risultati ottenuti dalla ricerca verranno valutati in maniera indipendente seguendo i criteri di eleggibilità descritti precedentemente. Una prima selezione sarà effettuata attraverso la lettura di titolo e abstract (screening). Se l'abstract di un articolo viene considerato interessante e risulta in linea con il quesito definito all'interno della revisione, allora si procederà al recupero e alla lettura del full-text al fine di valutarne la possibile inclusione. Infine, verrà eseguito un reporting della strategia di ricerca utilizzata attraverso una flow-chart, in cui sono stati riportati gli articoli inclusi e i motivi di esclusione di quelli scartati.

3.8 Estrazione dei dati

I dati che verranno estrapolati dagli studi saranno: autore, titolo e disegno dello studio, tipo e numero di partecipanti nel gruppo di studio(età, sesso, livello di partecipazione) anno di pubblicazione), muscolatura analizzata, compito motorio richiesto, tipologia di elettromiografia, ampiezza del segnale elettromiografico (normalizzazione del segnale rispetto a maximum voluntary isometric contraction, Root Mean Square Value, Average rectified value), tipologia di squat analizzati, conclusione dello studio. Verrà, inoltre discussa l'eventuale differenza significativa o non significativa nella attività elettromiografica durante le tipologie di squat.

3.9 Valutazione del rischio di bias negli studi

La valutazione degli studi è effettuata applicando lo strumento Cochrane “*The Newcastle Ottawa Scale for cross sectional studies*”. La scala di valutazione è stata riadattata in base alle caratteristiche dello studio analizzato, in relazione quindi al campione analizzato, alla tipologia di esposizione considerata e all’outcome riscontrato (sEMG). La scala considera tre domini da cui può derivare il rischio di bias: *Selection, Comparability, Outcome*.

Il primo dominio è composto da quattro voci che analizzano rispettivamente la rappresentatività del campione rispetto alla popolazione target dello studio, il sample size, il processo di costruzione del campione e la procedura di analisi derivante l’elettromiografia. Gli ultimi due punti del dominio sono stati riadattati alla revisione.

La terza voce “*Sample*” risulta più specifica maggiore è l’esperienza del campione nelle esecuzioni delle tipologie di squat. Viene divisa quindi in tre punti: campione composto da weightlifter, powerlifter oppure con esperienza rispetto queste tipologie di allenamento, campione che non precedenti esperienze di squat e nessuna informazione rilevata nello studio.

La voce “*Ascertainment of the exposure, surface electromyography procedures (sEMG)*” risulta maggiormente precisa se lo studio ha utilizzato il protocollo SENIAM per il posizionamento degli elettrodi per le ragioni esposte nel capitolo introduttivo. È stata suddivisa, quindi, in a) strumenti di misurazione validati, la preparazione degli elettrodi viene descritta, risulta appropriata e posizionata seguendo il protocollo SENIAM, b) la preparazione degli elettrodi viene descritta e risulta coerente, c) non vengono descritti gli strumenti di misura.

Il secondo dominio è composto solamente da una voce, anche quest’ultima riadattata. Viene analizzata la possibilità di un confronto in assenza di fattori confondenti. La variabile scelta è la possibilità di infortuni, che può interferire negli esiti della attività elettromiografica per la possibilità di compensi, modifiche cinematiche durante l’esecuzione dell’esercizio o la presenza di dolore. La suddivisione è composta da due punti che si diversificano per la assenza o presenza degli infortuni.

L’ultimo dominio, “*Outcome*”, è composto da due voci, la valutazione dei risultati e i test statistici. La prima voce viene divisa in 4 punti: lo studio è più specifico in relazione all’utilizzo di metodi di laboratorio validati. La valutazione in cieco dell’outcome non viene considerata più precisa per l’obiettivo dello studio, questo il motivo per cui il punteggio dei primi due punti risulta il medesimo.

La seconda voce, riguardante il test statistico suddiviso in due punti, risulta più accurato se i dati vengono descritti esaurientemente e in modo appropriato, presentando gli intervalli di confidenza e il valore del p-value.

La compilazione della scala di valutazione avviene tramite la lettura dell'articolo che si vuole analizzare, la ricerca dei dati presentati in ogni dominio e la conseguente compilazione della scala.

Il punteggio di ogni articolo viene calcolato, attraverso l'utilizzo di stelle, come indice di valutazione, abbinato alla voce di ogni dominio. Il dominio "*Selection*" presenta un massimo di cinque stelle, il dominio "*Comparability*" due stelle e il dominio "*Outcome*" tre stelle, per un massimo di 10 stelle. Un maggior numero di stelle raccolte da uno studio rappresenta una maggiore qualità e un minore rischio di bias

Punteggio cross sectional studies:

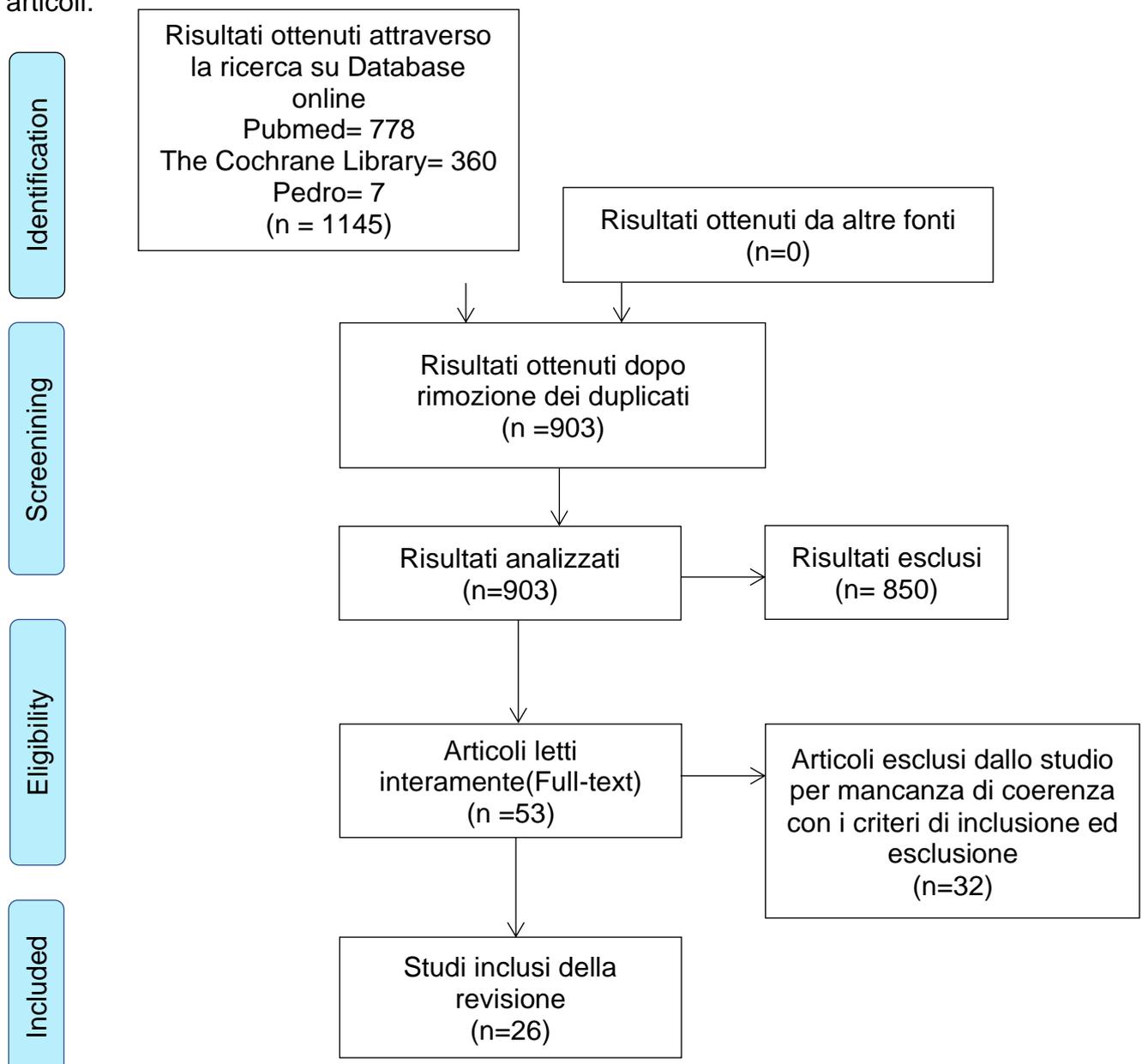
- *Very good studies*: 9-10 points
- *Good studies*: 7-8 points
- *Satisfactory studies*: 5-6 points
- *Unsatisfactory studies*: 0-4 points

In allegato la scala di valutazione utilizzata.

4. RISULTATI

4.1 Selezione degli studi

Dalla ricerca nei database sono stati trovati in totale 1145 articoli. La ricerca su Pubmed ha ottenuto 779 articoli, Pedro 7 articoli, infine, The Cochrane Library 360 articoli. È stato utilizzato fin dall'inizio il criterio di inclusione relativo all'anno di pubblicazione. Di questi, sono stati rimossi 242 articoli che erano presenti in più di una ricerca ottenendo così 903 articoli. Alla lettura del titolo e dell'*abstract* e secondo i criteri di inclusione ed esclusione, sono stati selezionati 53 articoli che sono stati sottoposti a lettura dopo aver reperito il full text. Infine, sono stati presi in considerazione 26 articoli che hanno rispettato tutti i criteri stabiliti. Di seguito, viene riportato il diagramma di flusso del procedimento di selezione degli articoli.



4.2 Caratteristiche degli studi

Vengono di seguito riassunti gli studi inclusi nella revisione evidenziando l'autore e l'anno di pubblicazione dell'articolo, la tipologia dello studio, il numero e le caratteristiche dei pazienti, il confronto tra gli squat eseguito, la muscolatura analizzata attraverso l'elettromiografia e i risultati ottenuti

Autore e anno di pubblicazione	Tipologia dello studio	Numero e caratteristiche del paziente	Tipologia di squat confrontati	Muscolatura analizzata all'analisi elettromiografica	Risultati
Anthony Caterisano et al., 2002 ⁽¹⁰⁾	Cross sectional	N=10	Partial squat, parallel squat, full depth squat	Vasto mediale, Vasto laterale, bicipite femorale, grande gluteo	L'attivazione muscolare del grande gluteo risulta significativamente maggiore è la profondità dello squat.
Jonathan C. Gullett et al., 2009 ⁽³⁰⁾	Cross sectional	N=15	Back squat, front squat	Erettore spinale, semitendinoso, bicipite femorale, vasto mediale, vasto laterale, retto femorale	Non risultano differenze significative nell'attivazione muscolare nelle due tipologie di squat analizzate
Antonio Paoli et al., 2009 ⁽¹¹⁾	Cross sectional	N=6	Back squat a 3 diverse larghezze	Vasto mediale, vasto laterale, retto femorale, semitendinoso, bicipite femorale, grande gluteo, medio gluteo, adduttore lungo	L'attivazione muscolare del grande gluteo risulta significativamente maggiore al crescere della distanza tra i piedi durante lo squat. Non sono presenti differenze significative nell'attivazione dei restanti muscoli.

Shane Schwanbeck et al., 2009 ⁽³¹⁾	Cross sectional	N=6	Bodyweight squat, smith machine squat	Retto addominale, erettore spinale lombari, bicipite femorale, vasto laterale, vasto mediale, gastrocnemio	Durante il back squat l'attivazione muscolare del gastrocnemio, bicipite femorale e vasto mediale risulta maggiore. I restanti muscoli non presentano differenze significative nelle tue tipologie analizzate
Jeffrey M. McBride et al., 2010 ⁽³²⁾	Cross sectional	N=8	Back squat, box squat	Vasto laterale, vasto mediale, bicipite femorale, lunghissimo	Attività muscolare risulta maggiore durante il back squat rispetto il box squat ma non statisticamente significativa.
Amanda J. Lubahn et al., 2011 ⁽³³⁾	Cross sectional	N=18	Bodyweight squat, single leg squat	Grande gluteo, medio gluteo	L'attività muscolare di tutti i muscoli analizzati risulta maggiore nel single leg squat. Incremento di carico durante queste tipologie di squat comporta una attivazione muscolare maggiore del grande gluteo nel bodyweight squat rispetto l'esecuzione a corpo libero
Norrbrand L et al., 2011 ⁽³⁴⁾	Cross sectional	N=10	Back squat, flywheel	Retto femorale, vasto laterale, vasto mediale	Non sono presenti differenze significative tra le due tipologie di squat

Joshua Gorsuch et al., 2013 ⁽³⁵⁾	Cross sectional	N=20	Back squat, partial squat	Retto femorale, bicipite femorale, erettore lombare spinali, gastrocnemio laterale	L'attività del retto femorale risulta significativamente maggiore nel parallel squat. Non sono presenti differenze significative nel bicipite femorale e il gastrocnemio laterale
Bradley A. et al., 2014 ⁽³⁶⁾	Cross sectional	N=9	Back squat, split squat, rear-leg elevated split squats	Grande gluteo, bicipite femorale, semitendinoso retto femorale, vasto laterale, vasto mediale, tibiale anteriore, gastrocnemio mediale	L'attivazione muscolare del bicipite femorale risulta maggiore durante il rear leg elevated split squats rispetto lo split squat, e il back squat rispetto lo split squat solamente durante la fase concentrica
V. Andersen et al., 2014 ⁽³⁷⁾	Cross sectional	N=15	Back squat, bulgarian squat	Retto femorale, vasto laterale, vasto mediale, bicipite femorale soleo, obliquo esterno, erettore spinale, retto dell'addome	L'attivazione elettromiografica del bicipite femorale e addominali obliqui esterni durante il bulgarian squat risulta significativamente maggiore rispetto il back squat ma minore rispetto il retto femorale
Hasan Ulas Yavuz et al., 2015 ⁽³⁸⁾	Cross sectional	N=12	Back squat, front squat	Retto femorale, vasto laterale, vasto mediale, erettore spinale, grande gluteo,	L'attivazione elettromiografica del vasto mediale durante il front squat risulta significativamente

				bicipite femorale, semitendinoso	maggiore rispetto durante il back squat durante tutto il movimento, viceversa l'attivazione del semitendinoso risulta maggiore nella fase ascendente durante il back squat
Daehee Lee et al., 2015 ⁽³⁹⁾	Cross sectional	N=26	Bodyweight squat, squat con l'utilizzo di una pedana inclinata, decline squat,	Retto femorale, bicipite femorale, gastrocnemio laterale, tibiale anteriore	L'attività elettromiografica del retto femorale risulta significativamente maggiore nel decline squat mentre l'attivazione muscolare del tibiale anteriore risulta significativamente minore. Quando il ginocchio risulta in flessione di 90° l'attivazione muscolare del gastrocnemio laterale risulta minore.
Rodrigo R. Aspe et al., 2015 ⁽⁴⁰⁾	Cross sectional	N=14	Back squat, overhead squat	Deltoide anteriore, retto addominale, obliquo esterno, erector spinae, grande gluteo, vasto laterale, bicipite femorale, gastrocnemio laterale	Non sono presenti differenze significative tra le due tipologie di squat

Paulo Enrique Marchetti et al., 2016 ⁽⁴¹⁾	Cross sectional	N=15	Isometric squat a diverse profondità. (20°, 90°, 140°)	Retto femorale, vasto mediale, vasto laterale, semitendinoso, grande gluteo	L'attività muscolare di tutti i muscoli quadricipitali risulta maggiore a 90°, l'attività del grande gluteo risulta significativamente maggiore a 20°.L'attività del grande gluteo e del vasto laterale risulta minore a 140° di flessione di ginocchio.
Bret Contreras et al., 2016 ⁽⁴²⁾	Cross sectional	N=13	Front squat, full back squat, parallel squat	Grande gluteo, bicipite femorale, vasto laterale	Nessuna differenza significativa tra gli squat analizzati
Josinaldo Jarbas da Silva et al., 2017 ⁽⁴³⁾	Cross sectional	N=15	Partial squat, full back squat	Vasto laterale, vasto mediale, retto femorale bicipite femorale semitendinoso, soleo, grande gluteo	L'attività muscolare risulta maggiore durante il partial back squat per il grande gluteo, bicipite femorale e il soleo
J.Adam Korak et al., 2018 ⁽⁴⁴⁾	Cross sectional	N=13	Back squat, front squat	Retto femorale, vasto laterale, vasto mediale, bicipite femorale, gastrocnemio	L'attivazione muscolare è maggiore nel grande gluteo durante il front squat rispetto il back squat ma non risulta statisticamente significativa. Non risultano differenze significative per quanto riguarda il vasto laterale, vasto mediale

					bicipite femorale e retto femorale
William Eliassen et al., 2018 ⁽⁴⁵⁾	Cross sectional	N=14	Back squat, single leg squat (piede avanti) (piede indietro)	Vasto mediale, vasto laterale, retto femorale, gastrocnemio laterale, grande gluteo, medio gluteo, obliquo addominale esterno, erettore spinale lombare(L4-L5), semitendinoso, bicipite femorale, soleo	L'attività muscolare del retto femorale, vasto mediale e vasto laterale, bicipite femorale (fase ascendente) risulta maggiore durante il back squat mentre una maggiore attività elettromiografica del semitendinoso (fase discendente) è registrata durante il single leg squat con il piede in avanti
Lasse mausehund et al., 2019 ⁽⁴⁶⁾	Cross sectional	N= 12	Split squat, single leg squat, rear foot elevated split squat	Grande gluteo, Medio gluteo, bicipite femorale, vasto laterale	Nessuna differenza significativa per il peak emg activity del grande gluteo e il vasto laterale. L'attivazione del medio gluteo risulta maggiore durante il single leg squat. Il rear foot elevated split squat attiva maggiormente il bicipite femorale
Roland van den Tillaar et al. 2020 ⁽⁴⁷⁾	Cross sectional	N=10	High bar back squat, low bar back squat	Erector spinae, grande gluteo, medio gluteo, vasto laterale, vasto mediale, semitendinoso, retto femorale,	L'attivazione muscolare è maggiore al retto femorale, vasto mediale durante l'high bar back squat

				bicipite femorale, soleo, gastrocnemio	
Michal Murawa et al., 2020 ⁽⁴⁸⁾	Cross sectional	N=12	High-bar back squat, low bar back squat	Vasto mediale, vasto laterale, retto del femore, bicipite femorale, grande gluteo, erettore spinale	L'attività muscolare del grande gluteo, del bicipite femorale, del retto femorale, del vasto laterale e del vasto durante la fase eccentrica risulta significativamente maggiore rispetto l'high bar back.
David Bautista et al., 2020 ⁽⁴⁹⁾	Cross sectional	N=7	Front squat, overhead squat	Vasto laterale, bicipite femorale, erettore spinale, trapezio medio, retto addominale, obliquo esterno, serrato anteriore, deltoide anteriore,	Non risultano differenze significative agli arti inferiori durante le diverse tipologie di squat.
Lory Joseph et al., 2020 ⁽⁵⁰⁾	Cross sectional	N=10	Back squat, belt squat	Retto femorale, vasto laterale, vasto mediale obliquo, bicipite femorale, grande gluteo, medio gluteo, adduttori, gastrocnemio mediale, tibiale anteriore, estensori vertebrali lombari, retto addominale, obliquo esterno	L'attivazione elettromiografica del grande gluteo, medio gluteo durante il back squat risulta significativamente maggiore rispetto al belt squat. Risulta, inoltre, un maggior picco di attività muscolare del grand gluteo, gluteo medio e bicipite femorale.
Michael J. Williams et al., 2021 ⁽⁵¹⁾	Cross sectional	N=12	Back squat, split squat	Grande gluteo	Nessuna differenza significativa tra split squat e back squat

Giuseppe Coratella et al., 2021 ⁽⁵²⁾	Cross sectional	N=10	Full back squat, parallel squat, sumo back squat, front squat	Grande gluteo, medio gluteo, retto femorale, vasto laterale, vasto mediale, adduttore lungo, lunghissimo, ileocostale	Durante la fase discendente è stato riscontrata una maggiore attivazione del grande e medio gluteo durante il front squat rispetto alle altre tipologie di squat. Lo squat sumo attiva maggiormente il vasto laterale e l'adduttore lungo. L'attivazione del retto femorale risulta maggiore nel front squat confrontata con il full back squat. L'aumento della larghezza della base d'appoggio aumenta l'attivazione della muscolatura della coscia
Joo-Hyun Lee et al., 2022 ⁽⁵³⁾	Cross sectional	N=22	Bodyweight squat, wall squat, Spanish squat	Retto femorale, vasto laterale, vasto mediale, bicipite femorale, semitendinoso, semimembranoso	Durante lo spanish squat l'attività elettromiografica del retto femorale risulta significativamente maggiore rispetto le altre due tipologie, l'attività del vasto laterale risulta maggiore solamente rispetto il wall squat

Tabella n°1

4.3 Rischio di bias negli studi

Dei 26 articoli inclusi è stata valutata la qualità metodologica. Il rischio di bias è, in generale, basso. Tutti gli studi presentano un punteggio maggiore di 8. Due studi presentano un punteggio di 8 ^(33,39), “*good studies*”, diciotto studi ^(10,11,31,32,34,35,36,38,40,42,44,47,48,49,50,52,53) presentano un punteggio di 9 e sei studi ^(37,41,43,45,46,52) presentano punteggio di 10, “*very good studies*”.

I domini che risultano essere meno tendenti a bias sono “*Comparability*” e “*Outcome*”: tutti gli articoli presentano infatti un punteggio massimo, rispettivamente un punteggio di 3 e 2. Il campo che presenta maggiore variabilità risulta il dominio “*Selection*” e più precisamente la voce “*Sample*” e “*Ascertainment of the exposure, surface electromyography procedures(sEMG)*”.

Due articoli ^(33,39) presentano un punteggio di 3 su un massimo di 5 su quest’ultimo dominio. Questo è dovuto alla costruzione del campione e alla procedura di raccolta dei dati attraverso l’elettromiografia.

Più precisamente, l’articolo di Amanda J. et al.⁽³³⁾ ha reclutato diciotto donne sane, con età tra i diciotto e ventisei anni ma non ha esposto informazioni riguardanti la rispettiva attività sportiva o l’esperienza riguardante allenamenti con tipologie di squat. Lo studio condotto da Daehee Lee et al. ⁽³⁹⁾ presenta un campione di studio con ventisei, uomini e donne con età compresa tra venti e trenta anni reclutati dall’università Y, in Korea. Come lo studio di Amanda et al. ⁽³³⁾ non vengono presentate informazioni riguardanti le caratteristiche del campione a livello di attività fisica sportiva.

Entrambi gli studi, inoltre, descrivono le modalità di preparazione e il posizionamento degli elettrodi ma non specificano se risulta in accordo al protocollo SENIAM.

Gli studi che presentano un punteggio di 9 presentano tutti un totale di 4/5 stelle nel dominio “*Selection*”. Diversamente dai due studi sopra citati, tutti i diciotto studi reclutano soggetti weightlifter, powerlifter o esperti in queste tipologie di esercizio ma nessuno di loro ha posizionato gli elettrodi in accordo con il protocollo SENIAM. Il punteggio, quindi, dell’ultima voce del primo dominio risulta 1/2.

I sei studi ^(37,41,43,45,46,52) che presentano punteggio massimo alla scala di valutazione, rispetto gli altri studi, raggiungono un punteggio di 5/5 anche nel primo dominio. Le

procedure nell'analisi elettromiografica sono state condotte attraverso strumenti di misura validati, la preparazione degli elettrodi risulta descritta ed appropriata. Per il posizionamento degli elettrodi viene preso come riferimento il modello europeo "Surface ElectroMyoGraphy for the Non_Invasive Assessment of Muscles "(SENIAM).

Di seguito, nel grafico n°1 vengono sintetizzati i risultati riguardanti il rischio di bias per ogni singolo studio.

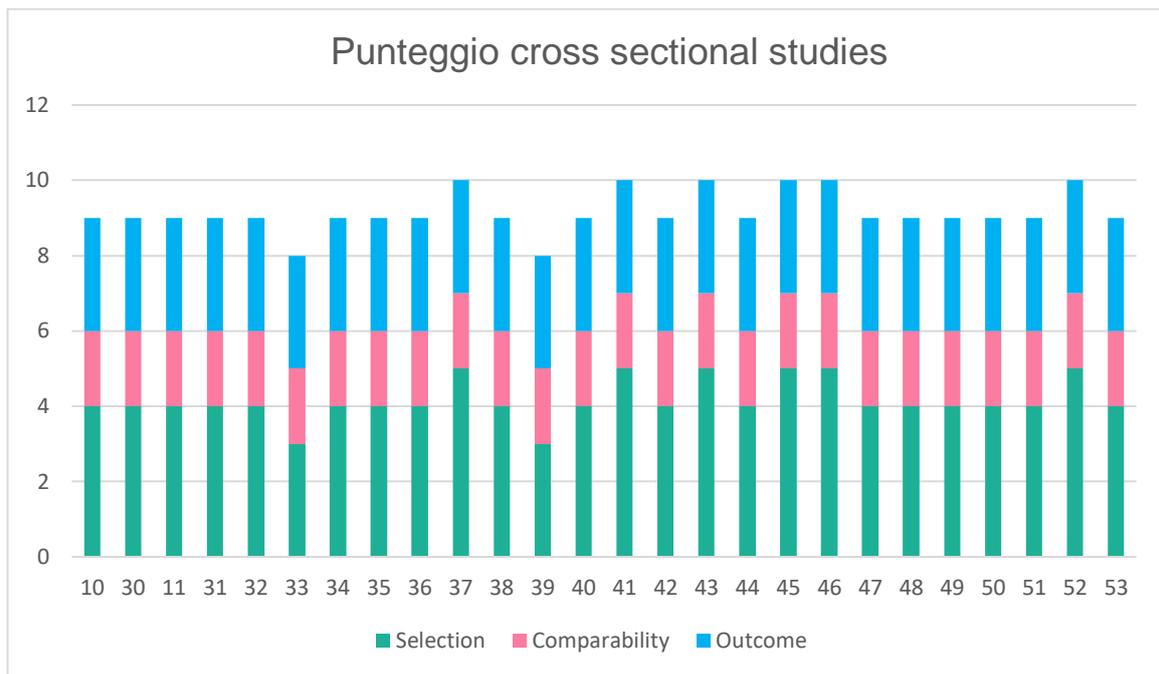


Grafico n°1

Le due tabelle, tabella n° 2 e n° 3 riportano i risultati che derivano dall'analisi del rischio di bias degli articoli inclusi nella revisione. In aggiunta, vengono presentati anche i punteggi per ogni singola voce.

	Anthony et al., 2002	Jonathan et al., 2009	Antonio et al., 2009	Shane et al., 2009	Jeffrey et al., 2010	Amanda et al., 2011	Norrand et al., 2011	Joshua et al., 2013	Bradley et al., 2014	Andersen et al., 2014	Hasan et al., 2015	Daehee et al., 2015	Rodrigo et al., 2015
1) Representativeness of the sample:													
a) Truly representative of the average in the target population													
b) Somewhat representative of the average in the target group*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
c) Selected group of users/convenience sample*													
d) No description of the derivation of the included subjects													
2) Sample size:													
a) Justified and satisfactory*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
b) Non justified													
c) No information provided													
3) Sample													
a) Target sample recruited from weightlifting, powerlifting or with experience training*	*	*	*	*	*		*	*	*	*	*		*
b) Sample with no training or squat exercise experience													
c) No information provided													
4) Ascertainment of the exposure, surface electromyography procedures (sEMG).													
a) Preparation of the electrodes described, appropriated, placed according SENIAM protocol. **										**			
b) Preparation of the electrodes described and appropriated. *	*	*	*	*	*	*	*	*	*		*	*	*
c) No description of the measurement tool													
1) The subjects in different outcome groups are comparable, based on the study design or analysis. Confounding factors are controlled.													
a) Data/Results adjusted for relevant confounders. The study controls for the most important factor, injuries.**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
b) Data/Results not adjusted for all relevant confounders/risk factors/information not provided													
1) Outcome													
a) Independent blind assessment using objective laboratory methods**													
b) Unblinded assessment using objective validated laboratory methods**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
c) Used non standard or non-validated laboratory method with gold *standard													
d) No description/non-standard laboratory methods used													
2) Statistical test													
a) Statistical test used to analyse the data clearly described, appropriate and measures of association presented including confidence intervals and probability level (p value) *	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
b) Statistical test not appropriate, not described or incomplete.													

Tabella n°2

	Marchetti et al., 2016	Bret et al., 2016	Josinaldo et al., 2017	Adam et al., 2018	William et al., 2018	Lasse et al., 2018	Roland et al., 2020	Michael et al., 2020	David et al., 2020	Lory et al., 2020	Michael et al., 2021	Giuseppe et al., 2021	Joo et al., 2022
1) Representativeness of the sample:													
a) Truly representative of the average in the target population													
b) Somewhat representative of the average in the target group*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
c) Selected group of users/convenience sample*													
d) No description of the derivation of the included subjects													
2) Sample size:													
a) Justified and satisfactory*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
b) Non justified													
c) No information provided													
3) Sample													
a) Target sample recruited from weightlifting, powerlifting or with experience training**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
b) Sample with no training or squat exercise experience													
c) No information provided													
4) Ascertainment of the exposure, surface electromyography procedures (sEMG).													
a) Preparation of the electrodes described, appropriated, placed according SENIAM protocol. **	**		**		**	**						**	
b) Preparation of the electrodes described and appropriated. *		*		*			*	*	*	*	*		*
c) No description of the measurement tool													
1) The subjects in different outcome groups are comparable, based on the study design or analysis. Confounding factors are controlled.													
a) Data/Results adjusted for relevant confounders. The study controls for the most important factor, injuries. **	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
b) Data/Results not adjusted for all relevant confounders/risk factors/information not provided													
1) Outcome													
a) Independent blind assessment using objective laboratory methods**													
b) Unblinded assessment using objective validated laboratory methods**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
c) Used non standard or non validated laboratory method with gold standard. *													
d) No description/non-standard laboratory methods used													
2) Statistical test													
a) Statistical test used to analyse the data clearly described, appropriate and measures of association presented including confidence intervals and probability level (p value)*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
b) Statistical test not appropriate, not described or incomplete.													

Tabella n°3

4.4 Analisi dei risultati

Di seguito gli studi inclusi nella revisione sono raggruppati in base alla data di pubblicazione e in base alla tipologia di squat analizzati e confrontati.

4.4.1 Attività EMG in relazione alla profondità dello squat

Lo studio condotto da Caterisano et al. ⁽¹⁰⁾ pubblicato nel 2002, include 10 partecipanti, sollevatori di peso esperti. Sono stati confrontati 3 tipi di squat: partial squat, parallel squat and full-depth squat. L'analisi elettromiografica è stata condotta a livello del vasto mediale, vasto laterale, bicipite femorale e grande gluteo. I risultati hanno indicato che all'aumento della profondità dello squat, non ci sono differenze significative nell'attività mioelettrica in tutti i muscoli analizzati, ad esclusione del grande gluteo. Maggiore è la profondità del squat, maggiore è l'attività del grande gluteo.

Allo stesso modo, nel 2013, Josh Gorrsuch et al. ⁽³⁵⁾ hanno confrontato in una popolazione di 20 corridori di fondo le possibili differenze elettromiografiche durante il parallel e partial squat. I muscoli analizzati sono stati: il retto femorale, il bicipite femorale, gli erettori spinali lombari e il gastrocnemio laterale. Differenze statisticamente significative sono state riscontrate solamente nell'attivazione del retto femorale e dei muscoli paravertebrali lombari. L'attività risultava maggiore durante il parallel squat.

Lo studio condotto da Josinaldo Jarbas da Silva et al. ⁽⁴³⁾ ha analizzato, invece, lo squat in due diversi range di movimento ovvero partial squat e full back squat in un campione costituito da 15 atleti, durante 10RM. L'elettromiografia di superficie è stata posizionata sui muscoli: vasto laterale, vasto mediale, retto femorale, bicipite femorale, semitendinoso, erettore spinale, soleo, e grande gluteo. In generale, l'attività muscolare del grande gluteo, del bicipite femorale e del soleo risultava maggiore durante il partial squat.

Lo studio di Coratella et al. ⁽⁵²⁾, non ha riscontrato differenze statisticamente significative tra parallel squat e full back squat. Sono stati analizzati i muscoli: grande gluteo, medio gluteo, retto femorale, vasto laterale, vasto mediale, adduttore lungo, lunghissimo e ileocostale in un campione di dieci bodybuilders.

Diversamente Paulo Enrique Marchetti et al. ⁽⁴¹⁾ ha analizzato l'attività elettromiografica durante uno squat isometrico a 3 profondità, 20°- 90° e 140° di flessione di ginocchio. I muscoli analizzati sono stati: vasto laterale, vasto mediale, retto femorale, bicipite femorale, semitendinoso e grande gluteo. In generale, l'attività elettromiografica era maggiore a 90° di flessione di ginocchio per i tre muscoli quadricipitali. L'attività del grande gluteo era

significativamente maggiore a 20° e 90° rispetto a 140°. Il bicipite femorale e il semitendinoso hanno mostrato un'attivazione muscolare simile a tutti gli angoli articolari. In conclusione, la posizione del ginocchio altera l'attivazione muscolare del quadricipite e del grande gluteo. Un back squat isometrico a 90° genera la più alta attivazione muscolare complessiva, ma un back squat isometrico a 140° genera l'attivazione muscolare complessiva più bassa solo del vasto laterale e del grande gluteo.

Autore	Anno	N	Tipologia di squat			Muscoli indagati										Risultati			
			Partial	Parallel	Full-depth	VL	VM	RF	BF	ST	GM	MG	ADD	SL	GN		TA		
Caterisano et al. ⁽¹⁰⁾	2002	10	X	X	X	X	X					X							Full depth ↑ GM > Parallel > Partial Partial = Parallel= full depth: BF, VM,VL
Gorsuch et al. ⁽³⁵⁾	2013	20	X	X					X	X							X		Parallel ↑ RF > Partial Parallel = Partial: BF, GN
Paulo et al. ⁽⁴¹⁾	2016	15	X (iso)	X (iso)	X (iso)	X	X	X			X	X							Parallel ↑ VL, VM, RF > full depth – partial Partial ↑ GM > parallel-full depth Partial = Parallel= full depth: BF, ST
Da Silva et al. ⁽⁴³⁾	2017	15	X		X	X	X	X	X	X	X	X							Partial ↑GM, BF, SL > full back
Coratella et al. ⁽⁵²⁾	2021	10		X	X	X	X	X			X	X	X						Parallel =full depth: VL, VM, RF, GM, MG, ADD

Tabella n°4

4.4.2 Attività EMG in relazione alla base d'appoggio

Vengono presentati i risultati di studi condotti sulla base delle differenze elettromiografiche in relazione alla larghezza della base d'appoggio, ovvero alla distanza tra i piedi durante il movimento.

Lo studio di Antonio Paoli et al. ⁽¹¹⁾ ha analizzato l'attività elettromiografica di otto muscoli superficiali, vasto laterale, vasto mediale, retto femorale, semitendinoso, bicipite femorale, grande gluteo, medio gluteo e adduttore lungo, durante 3 tipologie di squat con 3 diverse larghezze di base d'appoggio. La base d'appoggio è stata individuata misurando in ogni individuo la distanza tra i due grandi trocanteri. Uno squat veniva eseguito con i piedi posizionati ad una distanza che coincideva con la distanza tra i grandi trocanteri, un altro con i piedi posizionati ad una distanza del 150% rispetto i grandi trocanteri e un altro a distanza doppia (200%). Una differenza statisticamente significativa è risultata nell'attività del grande gluteo, in quanto, maggiore era la base d'appoggio, maggiore risultava l'attività elettromiografica di questo muscolo. Il massimo valore viene riscontrato a 200% della distanza dei grandi trocanteri tra 0-70% 1RM.

Lo studio di Coratella et al. ⁽⁵²⁾, citato in precedenza, mostra una maggiore attivazione del vasto laterale, mediale e adduttore lungo statisticamente significativa nel sumo squat e sumo squat con rotazione esterna, rispetto a parallel squat, full back squat e front squat durante la fase di ascesa.

Autore	Anno	N	Tipologia di squat			Muscoli indagati										Risultati					
			Back	Sumo	Ext rotated sumo	VL	VM	RF	BF	ST	GM	MG	ADD	SL	GN		TA				
Paoli et al. ⁽¹⁰⁾	2009	6	X (GTd)	X (150%-200% GTd)		X	X	X	X	X	X	X	X								200% Sumo ↑ GM > 150% Sumo > Back Sumo=Back: VM, VL, RF, BF, ST, GM, MG, ADD
Coratella et al. ⁽⁵¹⁾	2021	10	X	X	X	X	X	X			X	X	X								Sumo, External rotated sumo ↑ VL, ADDlongus > back, (front,) Back = sumo: VM, RF, GM, MG

Tabella n°5

4.4.3 Analisi EMG in relazione al posizionamento del bilanciere

Vengono delineati, poi, gli studi in cui l'analisi elettromiografica di superficie è stata utilizzata per studiare gli squat sulla base del diverso posizionamento del bilanciere: back squat, front squat, overhead squat, high-back bar squat e low-back bar squat.

Nel 2009 Jonathan C. Gullett et al. ⁽³⁰⁾ hanno analizzato l'attivazione muscolare del retto femorale, vasto laterale, vasto mediale, bicipite femorale, semitendinoso ed erettore spinale su un campione di 15 individui. Non sono state evidenziate differenze significative tra le due tipologie di squat analizzati, front squat e back squat. Nello stesso modo Hasan Ulas Yavuz et al. ⁽³⁸⁾ hanno studiato le stesse tipologie di squat posizionando gli elettrodi anche a livello del grande gluteo. I risultati riscontrati affermano che l'attività elettromiografica del vasto laterale risulta maggiore nel front squat durante la fase ascendente e durante tutto il movimento, mentre quella del semitendinoso risultava maggiore nell'esecuzione del back squat. Inoltre, il back squat presentava un'attivazione maggiore significativa a livello dei muscoli del tronco. Il grande gluteo non presenta differenze significative.

Diversamente, lo studio di Bret Contreras et al. ⁽⁴²⁾ del 2016, non ha riscontrato differenze significative nell'attivazione elettromiografica di parte alta e bassa del grande gluteo, il bicipite femorale e il vasto laterale. Ogni tipologia di squat è stata eseguita da ogni partecipante calcolandone il 10RM

Lo studio di Adam Korak et al. ⁽⁴⁴⁾, pubblicato nel 2016, ha riscontrato una maggiore attivazione del grande gluteo durante il front squat rispetto al back squat ma non statisticamente significativa. Nessuna differenza significativa del vasto laterale, vasto mediale, bicipite e retto femorale. Nel 2021, l'articolo di Giuseppe Coratella et al. ⁽⁵²⁾, in seguito all'analisi elettromiografica di grande gluteo, medio gluteo, retto femorale, vasto laterale, vasto mediale, adduttore lungo, lunghissimo ed ileocostale, ha evidenziato una maggiore attivazione elettromiografica del grande e del medio gluteo durante il front squat, anche rispetto al sumo squat ed external rotated sumo back squat.

Il back squat, rispetto l'overhead squat è stato analizzato nel lavoro del 2015, di Rodrigo R. Aspe et al. ⁽⁴⁰⁾, su un campione di 14 individui. Il back squat ha mostrato maggiori valori di attività nella parte posteriore del tronco e in tutti i muscoli degli arti inferiori durante la fase concentrica. Al contrario l'overhead squat ha dimostrato un'attivazione maggiore della muscolatura anteriore, del retto addominale e dell'obliquo esterno durante la fase eccentrica del gesto.

Diversamente, il front squat rispetto l'overhead squat è stato analizzato dal lavoro di David Bautista et al. ⁽⁴⁹⁾, pubblicato nel 2020, su un campione di sette soggetti. A livello degli arti

inferiori non sono risultate differenze significative, solamente l'attivazione del deltoide anteriore e del trapezio medio risultava maggiore durante il front squat. Lo studio è stato condotto sul vasto laterale, bicipite femorale, erettori spinale a livello toracico, trapezio medio, retto addominale, obliquo esterno, serrato anteriore e deltoide anteriore.

Gli articoli che hanno analizzato la differenza all'EMG di superficie tra l'high-bar back squat e low-bar back squat sono due: l'articolo di Roland van den Tillaar et al. ⁽⁴⁷⁾ e quello di Michal Murawa et al. ⁽⁴⁸⁾.

Il primo studio ⁽⁴⁷⁾, pubblicato nel 2020 è stato condotto su una popolazione di 10 soggetti. I risultati hanno evidenziato una maggiore attività muscolare del retto femorale, del vasto mediale, della parte più bassa degli erettori spinali, del grande e medio gluteo nel high bar back squat, mentre per l'ereettore spinale, soleo, vasto laterale e retto femorale è stata registrata una diminuzione dell'attività muscolare durante la fase ascendente e una diminuzione dell'attività degli erettori spianai e quadricipitali minori.

Anche il secondo studio ⁽⁴⁸⁾, pubblicato nello stesso anno, ha evidenziato differenze significative: l'attività elettromiografica durante la fase eccentrica dello squat è risultata maggiore durante il low-bar back squat in tutti i muscoli analizzati (ereettore spinale lombare, grande gluteo, bicipite femorale, retto femorale, vasto laterale, vasto mediale). La muscolatura risultava maggiormente attivata durante la fase concentrica.

Autore	Anno	N	Tipologia di squat				Muscoli indagati										Risultati		
			Back	front	Overhead	High-bar, low bar	VL	VM	RF	BF	ST	GM	MG	ADD	SL	GN		TA	
Gullett et al. ⁽³⁰⁾	2009	15	X	X			X	X	X	X	X								Back=Front: VL, VM, RF, BF, ST
Yavuz et al. ⁽³⁸⁾	2015	12	X	X			X	X	X	X	X	X							Front ↑ VM > back Back ↑ ST (fase ascendente) > Front
Contreras et al. ⁽⁴²⁾	2016	13	X	X			X			X		X							Back=Front: VL, BF, GM
Korak et al. ⁽⁴⁴⁾	2018	13	X	X			X	X	X	X								X	Front=Back: VM, VL, BF RF, GM
Coratella et al. ⁽⁵²⁾	2021	10	X	X			X	X	X			X	X	X					Front ↑ GM, MG > back,

																			full back, sumo
Rodrigo et al. ⁽⁴⁰⁾	2015	14	X		X		X			X		X					X		Back = Overhead: GM, VL, BF, GN
Bautista et al. ⁽⁴⁹⁾	2020	7		X	X		X			X									Front = Overhead: VL, BF
Tillar et al. ⁽⁴⁷⁾	2020	10				X	X	X	X	X	X	X	X			X	X		High bar ↑ RF, VM > low bar
Murawa et al. ⁽⁴⁸⁾	2020	12				X	X	X	X	X	X								Low bar ↑ GM, BF, RF, VL > High bar (fase eccentrica)

Tabella n°6

4.4.4 Attività EMG in relazione all'appoggio bipodalico e monopodalico

Vengono ora presentati, invece, gli articoli in cui sono stati analizzati gli squat bipodalici, monolaterali (squat in split-stance) e monopodalici.

Nel 2011 Amanda J. Lubahn et al. ⁽³³⁾ hanno confrontato l'attivazione muscolare del grande e medio gluteo durante il bodyweight squat e il single leg squat. Quest'ultimo era eseguito portando la gamba non dominante posteriormente. Durante il single leg squat il grande gluteo e medio gluteo hanno presentato la maggiore attivazione muscolare, statisticamente significativa e il picco di attivazione maggiore rispetto il bodyweight squat. Lo studio pubblicato da Bradley et al. ⁽³⁶⁾, del 2014, ha confrontato back squat, split squat e rear-leg elevated squat, in un campione di 9 partecipanti. I dati analizzati alla EMG riguardavano: grande gluteo, bicipite femorale, semitendinoso, retto femorale, vasto laterale, vasto mediale, tibiale anteriore e gastrocnemio mediale (nel caso degli squat unilaterali è stata presa in considerazione solo la gamba in carico). L'attività muscolare è risultata simile tra i vari esercizi tranne per il bicipite femorale la cui attivazione è stata significativamente maggiore durante il rear-leg elevated squat rispetto allo split squat, sia in fase concentrica, sia in fase eccentrica e durante il back squat rispetto allo split squat durante la fase concentrica. Lo studio di Lasse Mausehund et al. ⁽⁴⁶⁾, ha valutato le differenze tra split squat, single leg squat e rear foot elevated split squat ed ha evidenziato una differenza

statisticamente significativa caratterizzata da una maggiore attivazione del bicipite femorale durante il secondo, statisticamente significativa; grande e medio gluteo e vasto laterale non hanno presentato differenze di attivazione. Il medio gluteo inoltre presenta una attivazione maggiore statisticamente significativa durante il single leg squat rispetto o split squat. Concorda con i risultati riportati lo studio di Michael J. Williams et al. ⁽⁵¹⁾, in cui non sono state rilevate differenze significative dell'attivazione del grande gluteo tra l'esecuzione del back squat e dello split squat.

Negli articoli visti fino ad ora, l'esecuzione del single leg squat prevedeva l'arto inferiore posto posteriormente rispetto al controlaterale in appoggio. Lo studio di William Eliassen et al. ⁽⁴⁵⁾, pubblicato nel 2018 ha analizzato anche questa differenza di esecuzione, con l'arto controlaterale era posto anteriormente o posteriormente. Vengono confrontati infatti il back squat, il single leg squat with foot backwards e single leg squat with foot forwards. Attività muscolari maggiori sono state riscontrate nei tre muscoli quadricipitali, nel bicipite femorale e nell'ereettore spinale nel back squat durante la fase ascendente. Durante la fase discendente l'attività muscolare del semitendinoso risultava significativamente maggiore nel single leg squat con foot forwards mentre durante la fase discendente del single leg squat con foot backwards l'attività all'EMG del bicipite femorale è risultata significativamente minore rispetto le altre tipologie di esercizio.

V. Andersen et al. ⁽³⁷⁾, hanno analizzato la differenza elettromiografica tra il back squat e il bulgarian squat nel vasto laterale, vasto mediale, retto femorale, bicipite femorale, soleo, retto addominale, obliquo esterno ed erettore spinale. I risultati hanno evidenziato una maggiore attivazione muscolare del bicipite femorale e dell'obliquo esterno durante il bulgarian squat, ma minore del retto femorale.

Autore	Anno	N	Tipologia di squat				Muscoli indagati										Risultati			
			Single leg	Split	Bulgarian	Rear leg elevated	VL	VM	RF	BF	ST	GM	MG	ADD	SL	GN		TA		
Lubahn et al. ⁽³³⁾	2011	18	X									X	X							Single leg ↑ GM, MG > bodyweight
Bradley et al. ⁽³⁶⁾	2014	9		X		X	X	X	X	X	X						X	X		Rear elevated ↑ BF > split squat Bodyweight ↑ BF > split (fase concentrica)

Andersen et al. ⁽³⁷⁾	2014	15			X		X	X	X	X							Bulgarian ↑ BF > back Back ↑ RF> Bulgarian
Eliassen et al. ⁽⁴⁵⁾	2018	14	X (foot forward, backward)				X	X	X	X	X	X		X	X		Back squat ↑ RF, BF (fase ascendente), VM, VL > single leg Single leg foot (piede avanti) ↑ST (fase discendente) > single leg piede dietro, backt Single leg foot backwards ↓ BF < single leg foot forward, back
Lasse et al. ⁽⁴⁶⁾	2019	12	X	X		X	X			X	X	X					Single leg ↑ MG > rear foot elevated, split Rear foot elevated ↑ BF > single leg, split
Williams et al. ⁽⁵¹⁾	2021	12		X							X						Back =Split: GM

Tabella n°7

4.4.5 Attività EMG in relazione all'utilizzo di macchinari/attrezzature specifiche

Si presentano, infine, gli articoli che comprendono tipologie di squat che utilizzano macchinari o attrezzature specifiche: flywheel squat, squat alla smith machine, belt squat, decline board squat e box squat.

Lo studio di Norrbrand et al.⁽³⁴⁾, ha analizzato l'utilizzo del flywheel squat rispetto il back squat in un campione composto da 10 powerlifter. Sono stati studiati solamente i muscoli quadricipitali (vasto mediale, vasto laterale e retto femorale) su un'esecuzione basata su 10 RM. Non sono state riscontrate differenze significative.

Diversamente, lo studio condotto da Lori Joseph et al.⁽⁵⁰⁾, su 10 partecipanti che si allenano regolarmente con il back squat e il belt squat hanno eseguito tre set da 5 ripetizioni con il 100% del peso corporeo in ogni esercizio. L'attività muscolare del belt squat risulta significativamente minore nel grande gluteo e medio gluteo, nel retto addominale, negli obliqui esterni rispetto il back squat.

L'attivazione muscolare dello squat alla smith machine, confrontato con il back squat è stato condotto da Shane Schwanbeck et al.⁽³¹⁾ L'analisi su 1 serie di 8 ripetizioni per ogni tipologia, prevedeva lo studio del tibiale anteriore, del gastrocnemio, del vasto laterale, del bicipite femorale, erettore spinale lombare e retto addominale. L'attività elettromiografica è risultata significativamente maggiore rispettivamente del 34%, 26% e 49% nel gastrocnemio, bicipite femorale e vasto mediale durante il back squat rispetto lo squat alla Smith machine. Non sono risultati significative differenze per quanto riguarda gli altri muscoli, anche se, all'EMG l'attivazione in tutti i muscoli durante il back squat è stata il 43% maggiore in confronto allo Smith machine squat($p < 0.05$).

Daehee Lee et al.⁽³⁹⁾, nel 2015, hanno analizzato l'utilizzo di una pedana inclinata per sondare eventuali cambiamenti elettromiografici di uno squat rispetto al back squat. La pedana utilizzata aveva una larghezza di 60 cm, una lunghezza di 70cm e risultava inclinata di 25°. Gli elettrodi sono stati posti nel bicipite femorale, retto femorale, gastrocnemio laterale e tibiale anteriore. Il paragone è stato effettuato raggiungendo tre diverse flessioni di ginocchio, 45°, 60° e 90°.

L'attività muscolare del bicipite femorale, del retto femorale, del gastrocnemio laterale e tibiale anteriore è incrementata all'aumentare del grado di flessione del ginocchio in entrambi le varianti. Quando il ginocchio è flesso di 45°, 60° e 90° l'attività muscolare del retto femorale è risultata significativamente maggiore mentre quella del tibiale anteriore significativamente minore nel decline-board squat rispetto il back squat. A 90° l'attività del gastrocnemio laterale risulta significativamente minore.

Lo studio di Jeffrey M. McBride et al.⁽³²⁾ ha confrontato invece l'attività muscolare durante il back squat ed il box squat usando il 60, 70 e 80% di 1RM di ciascuno degli 8 soggetti reclutati. L'attività all'EMG è stata registrata in corrispondenza del vasto laterale, vasto mediale, bicipite femorale e lunghissimo. Durante l'esecuzione 60% 1RM l'attività muscolare

del bicipite femorale è risultata maggiore durante il back squat e nello stesso modo, durante il 70% 1RM l'attività del vasto laterale è risultata significativamente maggiore rispetto il box squat. I risultati hanno indicato un picco di forza e di potenza simile nelle due tipologie, anche se, durante l'esecuzione 60% 1RM e durante il 70% 1RM il picco di forza dello squat risultava significativamente minore, durante 80% 1RM il picco di potenza risultava significativamente minore. Nessuna differenza significativa nell'attività muscolare durante 80% 1RM.

Autore	Anno	N	Tipologia di squat			Decline	Box	Muscoli indagati										Risultati		
			Flywheel	Smith	Belt			VL	VM	RF	BF	ST	GM	MG	ADD	SL	GN		TA	
Shane et al ⁽³¹⁾	2009	10		X				X	X		X							X		Back ↑ GN, BF, VM > smith Back = smith: VL
McBride et al ⁽³²⁾	2010	8					X	X	X		X									Box = Bodyweight: VL, VM, BF
Norrbrand et al ⁽³⁴⁾	2013	20	X					X	X	X										Flywheel = Back: RF, VL, VM
Daehee et al ⁽³⁹⁾	2015	26				X				X	X							X	X	Decline ↑ RF > bodyweight Bodyweight ↑ TA > decline
Joseph et al ⁽⁵⁰⁾	2020				X			X	X	X	X		X	X	X			X	X	Back ↑ GM, MG e ↑ peak GM, MG, BF > Belt

Tabella n°8

5. DISCUSSIONE

In questa revisione sistematica l'outcome principale è confrontare le attivazioni elettromiografiche degli arti inferiori tra le diverse tipologie di squat. Tutti gli articoli presi in considerazione avevano questo obiettivo primario nella conduzione della ricerca.

Vi è evidenza di buona qualità, “good studies”^(10,35), “very good studies”^(41,43,52), negli studi presi in esame, che analizzano la differenza elettromiografica degli squat in base alla profondità del movimento. Quattro studi^(10,43,52) evidenziano risultati contrastanti riguardo l'attivazione elettromiografica del grande gluteo all'aumentare della profondità del movimento. È necessario fare, tuttavia, alcune considerazioni, per capire meglio i risultati contraddittori. Dal primo studio⁽¹⁰⁾ sembra che l'attivazione mioelettrica del grande gluteo dipenda dal grado articolare raggiunto durante il movimento dello squat: con l'aumentare della profondità dello squat e quindi con una maggiore flessione di ginocchio e anca, l'attività mioelettrica del grande gluteo risulta maggiore. È possibile ipotizzare che cambi della lunghezza muscolare modifichino le capacità contrattili muscolari e, a loro volta, modifichino la forza registrata e la relazione sEMG- momento. La relazione lunghezza-tensione, detta anche diagramma tensione-lunghezza, indica che la capacità delle fibre muscolari di produrre forza dipende dal loro grado di allungamento^(54,55). Al contrario, rispetto quello che è stato rilevato, nel secondo studio⁽⁴³⁾ è stato ipotizzato che i segnali afferenti dai muscoli potrebbero diminuire la frequenza di scarica del motoneurone (es. riflesso tendineo del Golgi) durante le contrazioni quando le fibre muscolari sono in posizione allungata⁽⁵⁶⁾. Risultati simili, infatti, sono stati riscontrati anche in altri studi⁽⁵⁷⁾ nei quali il livello di attività muscolare del grande gluteo era ridotto a profondità massima dello squat. Robertson et al., hanno ipotizzato che il ridotto livello di attività del grande gluteo alla massima profondità dello squat fosse dovuto al fatto che il grande gluteo non fosse necessario per mantenere la stabilità in quella posizione e che fosse necessario per consentire un grado maggiore di flessione dell'anca.

Le differenze elettromiografiche riscontrate tra gli studi, da cui dipenderebbero i diversi risultati appena menzionati, possono essere influenzate da diverse variabili: l'utilizzo di diversi carichi (%RM) utilizzati durante le prove; è stato evidenziato, infatti, come l'utilizzo di diversi carichi possa influenzare l'attività elettromiografica durante il gesto dello squat⁽¹¹⁾. Inoltre, anche il posizionamento degli elettrodi non risulta il medesimo in tutti gli studi;

solamente due studi ^(43,52) hanno utilizzato il protocollo SENIAM per il posizionamento degli elettrodi.

La ragione di questi risultati per alcuni gruppi muscolari apparentemente contraddittori tra gli studi resta ancora da chiarire.

Gli studi concordano, invece, nell'attivazione dei muscoli quadricipitali ^(10,43,52) e del medio gluteo^(43,52). In questo caso il diverso grado di flessione del ginocchio non modifica l'attività elettromiografica di tali muscoli.

Uno studio di buona qualità ⁽³⁵⁾ ha evidenziato una maggiore attivazione elettromiografica del retto femorale con l'aumentare della flessione del ginocchio, ovvero nel parallel squat rispetto al partial squat, probabilmente influenzato dall'inclinazione in avanti del tronco attuata con l'obiettivo di controllare il baricentro durante tutto il range di movimento. Inoltre, dalla revisione condotta sembra che la maggior flessione di ginocchio necessaria per raggiungere il parallel squat e l'estensione d'anca per tornare dal parallel squat, non provochi un aumento dell'attività elettromiografica del bicipite femorale ^(35,52), diversamente da quello che si poteva ipotizzare. Questo esito concorda con altri studi che hanno dimostrato come lo squat non fornisca un grande stimolo di allenamento della muscolatura posteriore della coscia ^(58,59)

Uno studio di ottima qualità ⁽⁴¹⁾ metodologica interna evidenzia differenze significative tra partial squat, parallel squat e full back squat eseguiti in isometria; risulta una maggiore attività mioelettrica a livello quadricipitale e dei glutei durante il parallel squat rispetto il full back squat. Si evidenzia quindi, come anche l'utilizzo di diverse tipologie di contrazione (isometrica, concentrica, eccentrica) possano modificare le attivazioni elettromiografiche della muscolatura coinvolta permettendone di variare ulteriormente il lavoro e conseguentemente gli stimoli che si possono proporre ad un individuo durante il trattamento o durante l'allenamento. Queste considerazioni trovano appoggio in altri studi analizzati durante la revisione. ^(36,38,48). Un limite che non permette analizzare bene la validità dello studio, però, risulta essere la procedura utilizzata durante i test. Infatti, non viene descritta in modo esauriente. Sembra essere stato utilizzato un bilanciere alla smith machine contro cui i soggetti ponevano la loro spinta durante l'isometria. L'utilizzo della smith machine potrebbe aver modificato le attività elettromiografiche rispetto ad un back squat, come viene analizzato nello studio di Shane ⁽³¹⁾.

Vi è unanimità nelle evidenze, per giunta di buona qualità, sulla mancanza di differenza statisticamente significativa dell'attivazione elettromiografica del vasto mediale, retto femorale bicipite femorale, semitendinoso e medio gluteo durante l'esecuzione di squat con posizione dei piedi a diverse larghezze ^(11,52). Viceversa, sull'attivazione del grande gluteo, adduttore lungo e vasto laterale i risultati sono contrastanti. È possibile che l'attuale popolazione di bodybuilder nel caso dello studio di Coratella et al. ⁽⁵²⁾ possa aver annullato tale differenza, dal momento che sono stati in grado di reclutare il grande gluteo più efficacemente rispetto a semplici sollevatori esperti. Inoltre, è importante sottolineare come il posizionamento degli elettrodi nello studio di Paoli ⁽¹¹⁾, diversamente dallo studio di Coratella ⁽⁵²⁾ non risulta in accordo con il protocollo SENIAM esponendolo a possibili bias di analisi elettromiografica. Viceversa, come descritto in precedenza, l'ultimo studio, anche se in accordo con il protocollo SENIAM, non descrive il carico utilizzato durante le prove.

Nove studi su diciassette hanno analizzato le differenze elettromiografiche dovute al posizionamento del bilanciere.

Vi sono evidenze di buona qualità, "good studies" ^(30,42,44), "very good studies" ⁽⁵²⁾ dell'assenza di differenze significative tra back squat e front squat a livello della muscolatura della coscia con l'utilizzo di un carico submassimale. Solamente uno studio ⁽³⁸⁾, anch'esso di buona qualità, "good studies", ha riscontrato modifiche a livello della muscolatura quadricipitale e ischiocrurale. Come afferma l'autore stesso, però, la differenza riscontrata rispetto gli altri studi può essere il risultato dei carichi più alti utilizzati durante le prove (1RM).

Due articoli ^(40,50), di alta validità interna, "good studies", non riscontrano differenza significative a livello della muscolatura degli arti inferiori nel posizionamento del bilanciere al di sopra della testa (overhead squat) rispetto il back squat e front squat, ma solamente a livello della muscolatura degli arti superiori e minimamente a livello del tronco. Risulta comunque ingiustificato sostituire il back squat con l'overhead squat in un programma di sviluppo della forza degli arti inferiori, proprio per l'utilizzo di carichi minori durante quest'ultimo tipo di squat. Potrebbe comunque essere utilizzato nel momento in cui si vuole condurre un lavoro sport-specifico focalizzandosi anche a livello della muscolatura degli arti superiori.

Circa l'attività elettromiografica durante il low bar back squat e high bar back squat vi sono evidenze di buona qualità, ma con risultati contrastanti ^(47,48)

Uno di questi, però, ⁽⁴⁷⁾ non ha seguito il protocollo SENIAM per il posizionamento degli elettrodi, inoltre, la profondità dello squat non veniva controllata attraverso strumenti di misura validati. Risulta l'unico studio in cui venivano utilizzate calzature da weightlifting che, come afferma l'autore stesso, possono influenzare la cinematica del gesto: il piede posto in leggera flessione plantare, permette una maggiore profondità dello squat e una posizione della colonna più verticale.

In entrambi gli studi era permesso ai partecipanti di utilizzare una larghezza di base d'appoggio preferita in cui si sentivano a proprio agio nell'eseguire entrambi i tipi di sollevamenti. I due studi inoltre presentano differenze nella conduzione delle prove, il primo con una prova a 5RM, il secondo con una prova con 60%, 65% e 70% del 1RM di ogni individuo. Il confronto tra questi studi risulta, quindi, di difficile interpretazione per i molti fattori confondenti.

Tutti gli studi visti fino ad ora, anche se di alta validità interna, presentano un campione ridotto e difficilmente generalizzabile all'intera popolazione anche per le caratteristiche dei partecipanti, esperti in queste tipologie di esercizio.

Sei studi ^(33,36,37,45,46,51) hanno analizzato la differenza tra le attivazioni muscolari all'emg tra tipologie di squat monopodalici e bipodalici.

Uno studio di ottima qualità, "very good studies" evidenzia una maggiore attivazione a livello dei muscoli quadricipitali e del bicipite femorale durante il single leg squat rispetto ad un back squat nella fase ascendente, nessuna differenza a livello dei glutei e una maggiore attività degli ischiocrurali se il posizionamento della gamba non in appoggio risulta davanti a quella in carico. Un altro studio ⁽³³⁾ presenta risultati contrastanti per quanto riguarda la muscolatura glutea, ma presenta una minore validità esterna a causa del posizionamento degli elettrodi e del campione non esperto in queste tipologie di esercizio. Inoltre, come espresso dagli autori stessi, durante gli squat a gamba singola, è stato permesso l'utilizzo di un appoggio, per l'equilibrio dal lato della gamba non in carico. Questo strumento potrebbe aver modificato lo stato di attivazione della muscolatura dell'anca a causa di un momento stabilizzante aggiuntivo dell'anca. Il posizionamento del tronco e del bacino potrebbero aver influenzato l'entità dell'attivazione muscolare, come riscontrato anche nello studio di Bolga et al ⁽⁶⁰⁾. Un migliore controllo sperimentale della posizione del tronco e del bacino potrebbe essere necessario per rendere le indagini maggiormente precise.

C'è concordanza di buona qualità ^(36,51) che non ci sia differenza statisticamente significativa tra lo split squat e back squat, se non a livello del bicipite femorale maggiore durante il back

squat. Date le esigue differenze potrebbe essere utile, quindi, scegliere una di queste tipologie in base all'obiettivo o alle preferenze del terapeuta o del paziente, in modo interscambiabile.

Due studi ^(37,46) di elevata validità interna sottolineano l'incremento dell'attività del bicipite femorale durante il bulgarian squat rispetto allo split squat in tutto il movimento; rispetto al back squat, invece, il bulgarian squat presenta una maggiore attivazione sempre del bicipite femorale, ma minore del retto femorale. Sembra, quindi, una scelta migliore utilizzare uno squat bipodalico nel momento in cui si vuole lavorare maggiormente sulla muscolatura agonista, monopodalico nel momento in cui si vuole lavorare sulla muscolatura antagonista. È probabile che il single leg squat determini i maggiori miglioramenti nella forza del gluteo medio, mentre il bulgarian squat dovrebbe essere preferito se l'obiettivo è un'elevata coattivazione dei muscoli posteriori della coscia. Queste ultime tipologie di squat sembrano completarsi e risulterebbe utile includerle entrambe in un programma di resistance training. Riflessioni simili a quelle già fatte in precedenza circa l'utilizzo di diversi carichi nei diversi studi e il posizionamento degli elettrodi potrebbero essere fatte anche in queste tipologie di squat analizzate.

Quattro studi di ottima ^(31,32,34,50) e di buona ⁽³⁹⁾ validità interna hanno analizzato le attività elettromiografiche di squat con l'utilizzo di diversi macchinari/strumenti.

C'è evidenza di ottima qualità ⁽³⁴⁾ che nel flywheel squat non si modifica l'attività elettromiografica dei muscoli quadricipitali rispetto ad un back squat. Al contrario, l'utilizzo della smith machine ⁽³¹⁾ sembra comportare modifiche dell'attivazione mioelettrica. Sembra, quindi, che uno squat dove il bilanciere è guidato dal macchinario diminuisca l'attivazione elettromiografica di tutti i muscoli analizzati. Il back squat sembra essere più efficace dove è necessario sviluppare maggiore forza, ipertrofia dei flessori plantari e gli estensori e flessori di ginocchio.

Nello studio di McBride et al. ⁽³²⁾ le differenze del box squat rispetto al back squat, risultano minime sia nella cinematica del gesto, sia nell'attività elettromiografica. La rimozione del "stretch-shortening cycle" durante il box squat sembra avere limitate conseguenze negative sulla prestazione. Pertanto, l'uso di uno squat o di un box squat fornisce uno stimolo molto simile alla muscolatura delle gambe e alla parte bassa della schiena e quindi molto probabilmente si tradurrà in un aumento di forza simile con l'allenamento. La rimozione del ciclo di allungamento-accorciamento utilizzando il box squat può essere utile come strumento di allenamento per quegli atleti che svolgono azioni solo concentriche nel loro

sport. Per la maggior parte delle applicazioni sportive, un ciclo di allungamento-accorciamento è una componente vitale e, quindi, uno squat che includa un ciclo di allungamento-accorciamento può essere di maggiore beneficio.

Uno studio di ottima qualità ⁽⁵⁰⁾ afferma come il modo in cui viene posizionato il carico durante il belt squat, ovvero attraverso una cintura applicata a livello del bacino comporti una minore attivazione a livello della muscolatura glutea. L'utilizzo di questo esercizio può essere una valida alternativa al back squat quando si vuole una domanda minore a livello della muscolatura stabilizzatrice del tronco e dei glutei. I risultati di questo studio, però, devono essere applicati cautamente. Non è stato eseguito un confronto cinematico tra gli esercizi di back e di belt squat, e quindi non si può affermare che i due esercizi abbiano schemi di movimento simili. L'autore stesso, ritiene infatti che l'estensione completa dell'anca non sia mai stata raggiunta durante l'esercizio di squat con cintura, il che potrebbe influire sull'attività del grande gluteo.

Anche se di ottima qualità, anche questi studi ^(31,32,34,50) sono a rischio di bias; questo dovuto al posizionamento degli elettrodi non in concordanza con il protocollo SENIAM portandoci a dover ponderare in maniera corretta le evidenze tratte da questi lavori.

Lo studio di Daehee ⁽³⁹⁾ evidenzia come l'utilizzo di una pedana inclinata aumenti l'attività del retto femorale e diminuisca quella del tibiale anteriore a tutti i gradi di flessione di ginocchio rispetto al back squat. Si potrebbe ipotizzare che la posizione in accorciamento del tricipite surale, possa diminuirne la capacità di contrarsi in modo efficace andando a stressare maggiormente la muscolatura estensoria della coscia. Si ipotizza che se il ginocchio sporge eccessivamente in avanti, aumentando la flessione del ginocchio, l'angolo di dorsiflessione dell'articolazione della caviglia diminuisce, aumentando così l'attività del tibiale anteriore. A favore di questa ipotesi l'attività del gastrocnemio laterale risulta minore, anche se solo a 90°.

Questo studio però risulta a lieve/medio rischio di bias per la selezione del campione, per la mancanza di alcuni dati, e per i bias procedurali. Ecco perché i risultati andrebbero interpretati con cautela.

Uno studio ottima qualità, "very good studies" ⁽⁵³⁾ evidenzia la maggiore attivazione del retto femorale durante lo spanish squat rispetto il back squat. Con il busto più verticale rispetto al bacino probabilmente il retto femorale è più efficace come estensore del ginocchio, esso,

infatti, è più lungo quando il busto è maggiormente verticale rispetto a quando il busto è inclinato. Dallo stesso studio risulta, a livello biomeccanico, una maggiore verticalità di tronco durante lo spanish squat rispetto al bodyweight squat, permesso dall'utilizzo di un elastico fissato a livello del cavo popliteo. Questo studio, risulta a basso rischio di bias, ma la procedura elettromiografica non risulta in accordo con il protocollo preso come gold standard rendendolo soggetto a possibili errori di misura.

5.1 Limiti

Nonostante tutti gli articoli inclusi in questa revisione presentino un punteggio elevato alla scala di valutazione "Newcastle Ottawa Scale" per il rischio dei bias, è necessario, comunque, sottolinearne i limiti. Gli studi revisionati per la stesura di questa revisione sistematica sono legati a diversi fattori confondenti.

In primo luogo, bisogna evidenziare come tutti gli studi citati presentino un campione esiguo di individui non permettendo di generalizzare i risultati ottenuti. In secondo luogo, negli articoli analizzati sono state utilizzate posizioni squat standard per tutte le condizioni; tuttavia, gli angoli pelvico e lombare durante gli squat sono stati spesso registrati in modo impreciso a causa delle differenze fisiche nei partecipanti che potrebbero aver influenzato l'attivazione muscolare. In terzo luogo, non tutti gli studi hanno utilizzato misure validate di "motion caption" durante l'esecuzione degli squat. Potrebbero esserci, quindi, errori nell'accuratezza dei movimenti. In quarto luogo, l'analisi EMG è uno strumento prezioso per valutare l'attività muscolare, ma come spiegato nel capitolo introduttivo, è fortemente soggetto a rischio di bias. I risultati possono essere influenzati dall'anatomia muscolare dei diversi soggetti, la posizione degli elettrodi, i possibili fenomeni che accadono durante la registrazione, le caratteristiche degli strumenti di EMG. Infine, ogni studio non ha analizzato sempre i medesimi muscoli, quindi a volte ne ha impedito un confronto reciproco.

Altri limiti propri della revisione corrente sono di natura metodologica: la sequenza di selezione degli articoli, di valutazione, raccolta e sintesi dei dati degli stessi sono stati svolti da un solo autore, il che riduce l'affidabilità del processo.

5.2 Implicazioni per la ricerca futura

Per futuri studi clinici, si consiglia di concentrarsi maggiormente su una minor quantità di tipologie di squat e analizzarne nel dettaglio le possibili differenze o punti in comune,

analizzandone tutti gli aspetti in modo specifico in modo da ridurre i fattori confondenti il più possibile.

Si suggerisce inoltre di approfondire in modo più specifico le attivazioni muscolari del tronco e degli arti superiori durante il movimento, in modo tale da utilizzare un determinato esercizio in funzione del trattamento di tutti quei disturbi che coinvolgono anche questi distretti anatomici.

Inoltre, indagare le possibili differenze elettromiografiche degli squat in una popolazione che presenta determinati disturbi a livello degli arti inferiori potrebbe fornire spunti circa il trattamento e la gestione delle diverse problematiche all'interno della pratica clinica.

6. CONCLUSIONI

La revisione evidenzia che i risultati ottenuti dall'analisi mioelettrica dei muscoli dell'arto inferiore durante le diverse tipologie di squat risultano tutt'ora contrastanti.

Per quanto riguarda il grado di flessione di ginocchio, durante il movimento dello squat non si riscontrano risultati concordanti. Invece se si analizzano gli squat isometrici a diverse profondità si evidenzia come la maggiore attivazione muscolare del grande gluteo e del quadricipite femorale si riscontra durante il parallel squat. Nel full-back squat, invece, l'attivazione del vasto laterale e del grande gluteo è minore rispetto al parallel e al partial squat.

In generale, in gruppi di pazienti che hanno eseguito esercizi di squat a diverse larghezze di base d'appoggio, l'attivazione del vasto mediale, del vasto laterale e adduttore lungo sembrano incrementare all'aumentare della larghezza della posizione dei piedi. Risultano ancora contrastanti gli studi, invece, rispetto all'attivazione del grande gluteo.

Vi è evidenza di buona qualità nel confronto tra front squat e back squat nonostante rimangano sempre contrastanti i risultati, non permettendo di arrivare ad una conclusione concorde. Si evidenzia, tuttavia, che l'overhead squat, rispetto al back squat, non presenta differenze significative nell'attività elettromiografica degli arti inferiori. Le differenze riguardano solamente le attivazioni elettromiografiche degli arti superiori.

Per quanto riguarda gli squat monopodalici, nel single leg squat si riscontra una maggiore attività elettromiografica del grande gluteo rispetto al bodyweight squat e allo split squat. Inoltre, modificare la posizione della gamba non in appoggio, anteriormente o posteriormente, comporta rispettivamente, una maggiore attivazione del semitendinoso rispetto al back squat e una minore attivazione del bicipite femorale rispetto al bodyweight squat e il single leg squat con foot forward. Il back squat e lo split squat possono essere usati in modo interscambiabile, se si prende in considerazione solamente l'attivazione elettromiografica, e non sono presenti differenze significative a livello dei glutei. Il bulgarian squat, invece, presenta una maggiore attività elettromiografica del bicipite femorale rispetto allo split squat e al back squat, ma minore del retto femorale rispetto a quest'ultimo.

Secondo la revisione, inoltre, l'utilizzo di diverse tipologie di attrezzature è in grado di influenzare l'attività mioelettrica degli arti inferiori. Il flywheel squat non presenta differenze significative rispetto al back squat nei muscoli degli arti inferiori analizzati. Viceversa, il belt squat presenta una maggiore attivazione del grande e medio gluteo rispetto al back squat. L'utilizzo della smith machine, diversamente, evidenzia una minore attivazione del gastrocnemio, bicipite femorale e vasto mediale, sempre mettendolo a confronto con il back squat.

L'utilizzo, poi, di una pedana inclinata comporta l'aumento dell'attività elettromiografica a carico del retto femorale e la diminuzione dell'attivazione del tibiale anteriore.

L'ausilio di un box durante lo squat comporta una minore attivazione del bicipite femorale e del vasto laterale rispetto il back squat.

Infine, risulta che l'esecuzione di un spanish squat attiva maggiormente il retto femorale rispetto al back squat e al wall squat, mentre una maggiore attivazione del vasto laterale è stata riscontrata solamente rispetto al wall squat.

Per stabilire l'effettiva differenza tra le diverse tipologie di squat sono necessari altri studi di buona qualità, per inquadrare con maggiore accuratezza il ruolo ed il peso di alcuni fattori confondenti come il posizionamento degli elettrodi di superficie, il carico utilizzato durante le prove, le caratteristiche della popolazione e la numerosità del campione, tutti fattori che possono incidere sulle rilevazioni elettromiografiche, quindi, sui risultati ottenuti e la validità della ricerca.

BIBLIOGRAFIA

1. Escamilla RF, Fleisig GS, Lowry TM, Barrentine SW, Andrews JR. A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths: *Med Sci Sports Exerc.* giugno 2001;33(6):984–98.
2. Fry AC, Smith JC, Schilling BK. Effect of Knee Position on Hip and Knee Torques During the Barbell Squat. :5.
3. van den Tillaar R, Saeterbakken AH. Comparison of Core Muscle Activation Between a Prone Bridge and 6-RM Back Squats. *J Hum Kinet.* 13 giugno 2018;62(1):43–53.
4. Clark DR, Lambert MI, Grigson C, Hunter AM. Impact of resistance training status on trunk muscle activation in a fatiguing set of heavy back squats. *Eur J Appl Physiol.* Febbraio
5. Clark DR, Lambert MI, Hunter AM. Muscle activation in the loaded free barbell squat: A brief review. : 10.
6. Escamilla, Rafael F. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises *Medicine & Science in Sports & Exercise*: April 1998 – Volume 30
7. Stone MH, O'Bryant HS, Mccoy L, Coglianesi R, Lehmkuhl M, Schilling B. Power and Maximum Strength Relationships During Performance of Dynamic and Static Weighted Jumps. :8.
8. Stone MH, Sanborn K, O'Bryant HS, Hartman M, Stone ME, Proulx C, et al. Maximum Strength-Power-Performance Relationships in Collegiate Throwers. :7.
9. Wisloff U. Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *Br J Sports Med.* 1 giugno 2004;38(3):285–8.
10. Caterisano A, Moss RF, Pellingier TK, Woodruff K, Lewis VC, Booth W, et al. The Effect of Back Squat Depth on the EMG Activity of 4 Superficial Hip and Thigh Muscles. :5.
11. Paoli A, Marcolin G, Petrone N. The Effect of Stance Width on the Electromyographical Activity of Eight Superficial Thigh Muscles During Back Squat With Different Bar Loads. *J Strength Cond Res.* gennaio 2009;23(1):246–50.
12. Pereira GR, Leporace G, Chagas D das V, Furtado LFL, Praxedes J, Batista LA. Influence of Hip External Rotation on Hip Adductor and Rectus Femoris Myoelectric Activity During a Dynamic Parallel Squat. *J Strength Cond Res.* ottobre 2010;24(10):2749–54.
13. Pick J, Becque MD. The Relationship Between Training Status and Intensity on Muscle Activation and Relative Submaximal Lifting Capacity During the Back Squat. :7.
14. Hamilton-Wright A, Stashuk DW. Physiologically Based Simulation of Clinical EMG Signals. *IEEE Trans Biomed Eng.* febbraio 2005;52(2):171–83.
15. Merletti Roberto, Parker P. G. *Electromyography: Physiology, Engineering and Non-*

Invasive Applications. *Ann Biomed Eng.* 2004;33(11):1671–1671.

16. Rainoldi A, Bullock-Saxton JE, Cavarretta F, Hogan N. Repeatability of maximal voluntary force and of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of quadriceps muscles in healthy subjects. *J Electromyogr Kinesiol.* dicembre 2001;11(6):425–38.
17. Henneman E, Somjen G, Carpenter D. Excitability and inhibibility of motoneurons of different sizesXCITABILITY. *J Neurophysiol.* 1 maggio 1965;28(3):599–620.
18. Chowdhury R, Reaz M, Ali M, Bakar A, Chellappan K, Chang T. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors.* 17 settembre 2013;13(9):12431–66.
19. Farina D, Negro F. Accessing the Neural Drive to Muscle and Translation to Neurorehabilitation Technologies. *IEEE Rev Biomed Eng.* 2012; 5:3–14.
20. Pieter Clarys J, Scafoglieri A, Tresignie J, Reilly T, Van Roy P. Critical Appraisal and Hazards of Surface Electromyography Data Acquisition in Sport and Exercise. *Asian J Sports Med [Internet].* 1° giugno 2010 [citato 26 marzo 2022];1(2). Disponibile su: <https://brief.land/asjasm/articles/73678.html>
21. Clarys JP. Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics.* ottobre 2000;43(10):1750–62.
22. Konrad P. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. :61.
23. Stlberg E, Falck B. The role of electromyography in neurology. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* dicembre 1997;103(6):579–98.
24. Silber MH, Goldman AJ, Ng JKF, Richardson CA, Jull GA, Lahrmann H, et al. Clinical utility of surface EMG: Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology.* 22 maggio 2001;56(10):1421–2.
25. Merletti R, Roy S. Myoelectric and Mechanical Manifestations of Muscle Fatigue in Voluntary Contractions. *J Orthop Sports Phys Ther.* dicembre 1996;24(6):342–53.
26. De Luca CJ. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *J Appl Biomech.* maggio 1997;13(2):135–63.
27. Onety GC da S, Leonel DV, Saquy PC, Silva GP da, Ferreira B, Varise TG, et al. Analysis of Endodontist Posture Utilizing Cinemetry, Surface Electromyography and Ergonomic Checklists. *Braz Dent J.* dicembre 2014;25(6):508–18.
28. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr*

Kinesiol. ottobre 2000;10(5):361–74.

29. Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol.* dicembre 2010;20(6):1023–35.
30. Gullett JC, Tillman MD, Gutierrez GM, Chow JW. A Biomechanical Comparison of Back and Front Squats in Healthy Trained Individuals. *J Strength Cond Res.* gennaio 2009;23(1):284–92.
31. Schwanbeck S, Chilibeck PD, Binsted G. A Comparison of Free Weight Squat to Smith Machine Squat Using Electromyography. *J Strength Cond Res.* dicembre 2009;23(9):2588–91.
32. McBride JM, Skinner JW, Schafer PC, Haines TL, Kirby TJ. Comparison of Kinetic Variables and Muscle Activity During a Squat vs. a Box Squat. *J Strength Cond Res.* dicembre 2010;24(12):3195–9.
33. Lubahn AJ, Kernozek TW, Tyson TL, Merkitich KW, Reutemann P, Chestnut JM. HIP MUSCLE ACTIVATION AND KNEE FRONTAL PLANE MOTION DURING WEIGHT BEARING THERAPEUTIC EXERCISES. :12.
34. Norrbrand L, Tous-Fajardo J, Vargas R, Tesch PA. Quadriceps Muscle Use in the Flywheel and Barbell Squat. *Aviat Space Environ Med.* 1 gennaio 2011;82(1):13–9.
35. Gorsuch J, Long J, Miller K, Primeau K, Rutledge S, Sossong A, et al. The Effect of Squat Depth on Multiarticular Muscle Activation in Collegiate Cross-Country Runners. *J Strength Cond Res.* settembre 2013;27(9):2619–25.
36. DeForest BA, Cantrell GS, Schilling BK. Muscle Activity in Single- vs. Double-Leg Squats. :9.
37. Andersen V, Fimland M, Brennset Ø, Haslestad L, Lundteigen M, Skalleberg K, et al. Muscle Activation and Strength in Squat and Bulgarian Squat on Stable and Unstable Surface. *Int J Sports Med.* 25 settembre 2014;35(14):1196–202.
38. Yavuz HU, Erdağ D, Amca AM, Aritan S. Kinematic and EMG activities during front and back squat variations in maximum loads. *J Sports Sci.* 15 giugno 2015;33(10):1058–66.
39. Lee D, Lee S, Park J. Impact of decline-board squat exercises and knee joint angles on the muscle activity of the lower limbs. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(8):2617–9.
40. Aspe RR, Swinton PA. Electromyographic and Kinetic Comparison of the Back Squat and Overhead Squat. *J Strength Cond Res.* ottobre 2014;28(10):2827–36.
41. Marchetti PH, Jarbas da Silva J, Jon Schoenfeld B, Nardi PSM, Pecoraro SL,

D'Andréa Greve JM, et al. Muscle Activation Differs between Three Different Knee Joint-Angle Positions during a Maximal Isometric Back Squat Exercise. *J Sports Med.* 2016;2016:1–6.

42. Contreras B, Vigotsky AD, Schoenfeld BJ, Beardsley C, Cronin J. A Comparison of Gluteus Maximus, Biceps Femoris, and Vastus Lateralis Electromyography Amplitude in the Parallel, Full, and Front Squat Variations in Resistance-Trained Females. *J Appl Biomech.* febbraio 2016;32(1):16–22.

43. da Silva JJ, Schoenfeld BJ, Marchetti PN, Pecoraro SL, Greve JMD, Marchetti PH. Muscle Activation Differs Between Partial and Full Back Squat Exercise With External Load Equated. *J Strength Cond Res.* giugno 2017;31(6):1688–93.

44. Korak A, Paquette MR, Fuller DK, Caputo JL, Coons JM. Muscle Activation Patterns of Lower Body Musculature Among Three Traditional Lower Body Exercises in Trained Women: 2005 Board #266 May 31 2 00 PM - 3 30 PM. *Med Sci Sports Exerc.* maggio 2018;50(5S):487.

45. Eliassen W, Saeterbakken AH, van den Tillaar R. COMPARISON OF BILATERAL AND UNILATERAL SQUAT EXERCISES ON BARBELL KINEMATICS AND MUSCLE ACTIVATION. *Int J Sports Phys Ther.* agosto 2018;13(5):871–81.

46. Mausehund L, Skard AE, Krosshaug T. Muscle Activation in Unilateral Barbell Exercises: Implications for Strength Training and Rehabilitation. *J Strength Cond Res.* luglio 2019;33(1): S85–94.

47. van den Tillaar R, Knutli TR, Larsen S. The Effects of Barbell Placement on Kinematics and Muscle Activation Around the Sticking Region in Squats. *Front Sports Act Living.* 11 novembre 2020; 2:604177.

48. Murawa M, Fryzowicz A, Kabacinski J, Jurga J, Gorwa J, Galli M, et al. Muscle activation varies between high-bar and low-bar back squat. *PeerJ.* 8 giugno 2020;8:e9256.

49. Bautista D, Durke D, Cotter JA, Escobar KA, Schick EE. A Comparison of Muscle Activation Among the Front Squat, Overhead Squat, Back Extension and Plank. 2020;9.

50. Joseph L, Reilly J, Sweezey K, Waugh R, Carlson LA, Lawrence MA. Activity of Trunk and Lower Extremity Musculature: Comparison Between Parallel Back Squats and Belt Squats. *J Hum Kinet.* 31 marzo 2020;72(1):223–8.

51. Williams MJ, Gibson NV, Sorbie GG, Ugbole UC, Brouner J, Easton C. Activation of the Gluteus Maximus During Performance of the Back Squat, Split Squat, and Barbell Hip Thrust and the Relationship With Maximal Sprinting. *J Strength Cond Res.* gennaio 2021;35(1):16–24.

52. Coratella G, Tornatore G, Caccavale F, Longo S, Esposito F, Cè E. The Activation of Gluteal, Thigh, and Lower Back Muscles in Different Squat Variations Performed by Competitive Bodybuilders: Implications for Resistance Training. *Int J Environ Res Public Health*. 18 gennaio 2021;18(2):772.
53. Lee JH, Kim S, Heo J, Park DH, Chang E. Differences in the muscle activities of the quadriceps femoris and hamstrings while performing various squat exercises. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. dicembre 2022;14(1):12.
54. Prilutsky BI. Coordination of Two- and One-Joint Muscles: Functional Consequences and Implications for Motor Control. *Motor Control* 4: 1-44, 2000
55. Worrell TM, Karst G, Adamczyk D, Moore R, Stanley C, Steimel B, and Steimel S. Influence of joint position on electromyographic and torque generation during maximal voluntary isometric contractions of the hamstrings and gluteus maximus muscles. *J Orthop Sports Phys Ther* 31: 730-740, 2001.
56. Gardiner PF. *Advanced neuromuscular exercise physiology.*: Human Kinetics, 2011
57. Robertson DGE, Wilson JMJ, and St. Pierre TA. Lower Extremity Muscle Functions During Full Squats. *J Appl Biomech* 24: 333-339, 2008.
58. Ebben, WP. Hamstring activation during lower body resistance training exercises. *Int Sports Physiol Perform* 4: 84–96, 2009.
59. Wright, GA, DeLong, TH, and Gehlsen, G. Electromyographic activity of the hamstrings during performance of the leg curl, stiff- leg deadlift, and back squat movements. *J Strength Cond Res* 13: 168– 174, 1999.
60. Bolgla, LA, Uhl, TL. Electromyographic analysis of hip rehabilitation exercises in a group of healthy subjects. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2005; 35:487-494.

9. ALLEGATI

Newcastle Ottawa Scale adapted for cross-sectional studies

Selection: (Maximum 5 stars)

1) Representativeness of the sample:

- a) Truly representative of the average in the target population. * (all subjects or (a) random sampling)
- b) Somewhat representative of the average in the target group. * (non-random (a) sampling)
- c) Selected group of users/convenience sample.
- d) No description of the derivation of the included subjects.

2) Sample size:

- a) Justified and satisfactory (including sample size calculation). *
- b) Not justified.
- c) No information provided.

3) Sample:

- a) Target sample recruited from weightlifting, powerlifting or with training experience. *
- b) Sample with no training or squat exercise experience.
- c) No information provided.

4) Ascertainment of the exposure, surface electromyography procedures (sEMG).

- a) Validated measurement tool, preparation of the electrodes described, appropriated, placed according to the SENIAM protol.**
- b) Preparation of the electrodes described and appropriated. *
- c) No description of the measurement tool

Comparability: (Maximum 2 stars)

1) The subjects in different outcome groups are comparable, based on the study design or analysis. Confounding factors are controlled.

- a. Data/Results adjusted for relevant confounders. The study controls for the most important factor, injuries. **

- b. Data/results not adjusted for all relevant confounders/risk factors/information not provided.

Outcome: (Maximum 3 stars)

1) Assessment of outcome:

- a) Independent blind assessment using objective validated laboratory methods. **
- b) Unblinded assessment using objective validated laboratory methods. **
- c) Used non-standard or non-validated laboratory methods with gold standard. *
- d) No description/non-standard laboratory methods used.

2) Statistical test:

- a) Statistical test used to analyse the data clearly described, appropriate and
 - (a) measures of association presented including confidence intervals and
 - (b) probability level (p value). *
- b) Statistical test not appropriate, not described or incomplete.

Cross sectional studies:

Very good studies:9-10 points

Good studies:7-8 points

Satisfactory studies:5-6 points

Unsatisfactory studies:0-4 point

This scale has been adapted from the Newcastle-ottawa quality assessment scale for cohort studies to provide quality assessment of cross-sectional studies