

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Scienze Biomediche

Corso di Laurea Triennale in Scienze Motorie

Tesi di Laurea

**ANALISI CINEMATICA, DINAMICA ED ELETTROMIOGRAFICA
DELLE PRINCIPALI VARIANTI DELL'ESERCIZIO DI SQUAT**

Relatore: Prof. Giuseppe Marcolin

Laureando: Alessandro Minante

N° di matricola: 1224208

Anno Accademico 2021/2022

INDICE

1. Introduzione: La storia dello Squat.....	2
2. Varianti esecutive dell'esercizio di squat.....	4
2.1. Squat Tradizionale (High-Bar).....	4
2.2. Squat Low-Bar.....	5
2.3. Front Squat.....	5
2.4. Squat con Safety-Squat-Bar (SSB).....	6
2.5. Esecuzione dello squat.....	7
2.6. Lo "Sticking-Region".....	8
3. Analisi Cinematica.....	9
3.1. Le diverse profondità di accosciata raggiungibili in uno squat.....	9
3.2. Analisi cinematica della Sticking-Region.....	10
3.3. Cinematica articolare delle varianti esecutive analizzati.....	13
3.4. Considerazioni.....	20
4. Analisi Dinamica.....	24
4.1. Analisi delle forze di reazione al suolo (GRFs).....	24
4.2. Analisi dei momenti nelle principali articolazioni.....	28
4.3. Analisi delle forze di taglio e compressive nelle principali articolazioni.....	38
4.4. Analisi dinamica dello Sticking-Point.....	43
4.5. Considerazioni.....	45
5. Analisi Elettromiografica.....	47
5.1. Analisi elettromiografica dello Sticking-Point.....	47
5.2. Analisi Elettromiografica delle varianti esecutive analizzate.....	50
5.3. Considerazioni.....	60
6. Discussione e Conclusioni.....	62
7. Bibliografia.....	67
8. Ringraziamenti.....	71

CAPITOLO 1

INTRODUZIONE: LA STORIA DELLO SQUAT

È difficile conferire a qualcuno l'onore di aver inventato lo squat, in quanto questo movimento è parte del nostro patrimonio innato di movimenti. A pensarci, perfino gli infanti raggiungono la posizione di accosciata, per raccogliere oggetti, o semplicemente per stare “comodi” (fig.1.1). Le popolazioni asiatiche sono solite mantenere questa posizione per ore, a qualsiasi età (fig.1.2).



Fig. 1.1) Infante in posizione di squat.
<https://www.bodyevidence.net/2019/07/25/squat/>



Fig.1.2) Tipica posizione di riposo tenuta da molte popolazioni asiatiche
<https://nextshark.com/asian-squat-toilet-best-way-poop/>

La connotazione di squat come esercizio utilizzato in palestra per il potenziamento delle qualità fisiche viene da alcuni attribuita a Friedrich Ludwig Jahn, nazionalista tedesco che nel 1810 aprì una palestra nel cuore di Berlino, con l'intento di formare i giovani tedeschi alla cultura fisica, per renderli futuri valorosi

soldati per la madre patria. L'esercizio di “piegamento sulle ginocchia” veniva da lui utilizzato, insieme a molti altri esercizi, per compiere il suo scopo.

L'invenzione dei bilancieri sembrerebbe stata fatta da Hippolyte Trait, uno forzuto francese dei primi del Novecento. Nella sua palestra, egli aveva

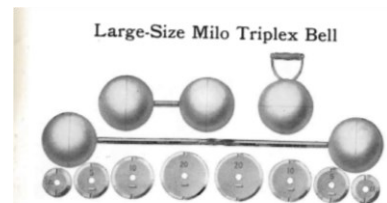


Fig. 1.3) I primi bilancieri e manubri.
<https://squatuniversity.com/2016/08/19/squat-history-101/>

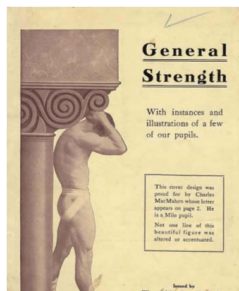


Fig. 1.4) Rivista della "Milo Bar-Bell Company".
<https://squatuniversity.com/2016/08/19/squat-history-101/>

numerosi assi di ferro con sfere appesantite alle

estremità, che chiamava “barra con sfere da 6 chili”. La storia vuole che Alan Calvert, affascinato dai bilancieri visti in Europa, decise di aprire una compagnia che fabbricava bilancieri in America, la “Milo Bar-Bell Company”: Bar-Bell, in quanto i primi bilancieri erano composti da una barra e una “campana” all'estremità (fig. 1.3.). La compagnia di bilancieri iniziò a pubblicare riviste nelle quali pubblicizza i risultati

fisici ottenuti da sollevatori di pesi amatori ed esperti dell'epoca grazie all'utilizzo

dei bilancieri marchiati “Milo Bar-Bell Company” (fig. 1.4). Lo squat iniziava a prendere forma, anche se ancora noto come “piegamento sulle ginocchia”, e proposto sempre dalla Milo Bar-Bell Company come in figura 1.5. Ad ogni modo, con la prima guerra mondiale, l’ancora prematuro “piegamento sulle ginocchia con bilanciere” sbarcò nuovamente in Europa, dove acquistò popolarità grazie al tedesco Carl Moerke, che vinse una competizione di sollevamento pesi con uno piegamento sulle ginocchia con bilanciere da ben 240kg, inimmaginabili all’epoca. Finita la guerra, Heinrich “Henry” Steinborn, considerato il padre dello squat moderno, emigrò in America, portando con sé l’evoluzione del piegamento sulle ginocchia (fig. 1.6), che per la prima volta veniva eseguito tenendo tutto il piede a contatto con il terreno. Questa nuova tecnica consentiva il sollevamento di carichi estremamente più



Fig. 1.5) Piegamento sulle ginocchia con bilanciere, Milo Bar-Bell Company. <https://squatuniversity.com/2016/08/19/squat-history-101/>

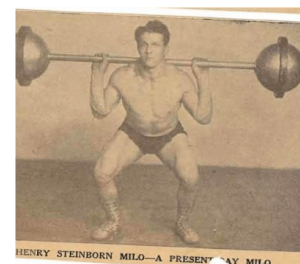


Fig. 1.6) Henry Steinborn e lo squat. <https://squatuniversity.com/2016/08/19/squat-history-101/>

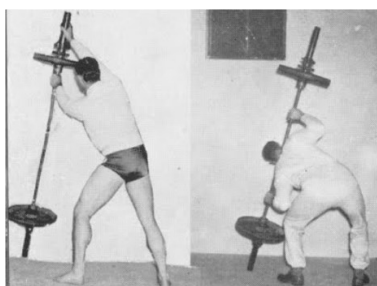


Fig. 1.7) Squat alla "Steinborn". <https://squatuniversity.com/2016/08/19/squat-history-101/>

elevati di quanto sollevato fino ad allora, aumentando ulteriormente dunque la popolarità di questo esercizio. Non essendo ancora stati inventati i rack su cui appoggiare i bilancieri, si era soliti posizionare quest’ultimo sulle spalle alla “maniera di Steinborn”, ovvero mettendo il bilanciere in verticale, appoggiandoci le spalle, e sfruttando la leva che si creava accovacciandosi per far cadere il bilanciere sopra le spalle (fig. 1.7). Solo

intorno agli inizi degli anni Trenta, grazie all’aumento della popolarità dello squat, vennero inventati i primi modelli di rack dove appoggiare i bilancieri. Da qui in avanti, con l’avvento del bodybuilding e della Golden Era, famosa per Body Builders leggendari come Arnold Schwarzenegger, Franco Columbu, Tom Platz e Frank Zane, lo squat prese sempre più piede, anche grazie al sempre maggiore numero di studi scientifici che dimostrano la non pericolosità di questo esercizio se svolto con coscienza, fino a divenire ad oggi uno degli esercizi più popolari dei centri fitness.

CAPITOLO 2

VARIANTI ESECUTIVE DELL'ESERCIZIO DI SQUAT

Tutte le varianti esecutive prese in analisi sono sicuramente accumulate dall'attivazione dei medesimi gruppi muscolari, anche se l'entità del reclutamento di ogni gruppo muscolare varia a seconda della variante esecutiva eseguita. I muscoli maggiormente utilizzati per l'esercizio dello squat sono i quadricipiti, i grandi e medi glutei, gli ischio-crurali, gli erettori spinali, gli adduttori, i tibiali anteriori e i tricipiti della sura. Tratto comune di tutte le varianti è anche la triplice estensione di caviglia-ginocchio-anca, che caratterizza in realtà moltissimi dei movimenti e gesti atletici in cui viene espressa grandissima forza e/o potenza.

Nei paragrafi successivi vengono descritte le varianti dell'esercizio di squat studiate ed analizzate in questa tesi.

2.1. SQUAT TRADIZIONALE (HIGH-BAR)

Lo squat tradizionale o High-Bar è probabilmente la variante dello squat più nota nel mondo del fitness e della preparazione atletica. Essa prevede l'utilizzo di un bilanciere, e viene chiamata High-Bar (barra alta) proprio per il posizionamento di quest'ultimo sul corpo: di fatto, la barra andrà a posizionarsi sopra ai muscoli trapezi, poco davanti rispetto ai deltoidi posteriori, in uno spazio anatomico nel quale viene a crearsi un



Fig. 2.1) Posizionamento del bilanciere nella variante tradizionale. https://la-forza.it/wp-content/uploads/2018/07/IMG_1311.jpg

naturale "ripiano" (figura 2.1). La larghezza della presa è soggettiva, ma possiamo dire che diminuendo la distanza tra le mani aumenterà gradualmente la pressione su polsi e gomiti. Lo squat tradizionale viene solitamente eseguito nelle palestre fitness come esercizio per allenare gli arti inferiori. Per quanto riguarda invece il mondo della preparazione atletica per gli sport, lo squat tradizionale permette di spaziare nella specificità ricercata, modulando le diverse variabili del movimento (velocità di esecuzione, carico utilizzato, ecc...), rendendo questa variante ottima per lo sviluppo di capacità condizionali quali forza e potenza degli arti inferiori di

moltissimi sport. Inoltre, per via della verticalità che il busto riesce a mantenere durante il movimento, la variante High-Bar viene utilizzata nella preparazione dei pesisti olimpici insieme al front squat, che vedremo in seguito (Glassbrook et al., 2019).

2.2. SQUAT LOW-BAR

Lo squat low bar è una variante dell'esercizio di squat che consente di sollevare più carico rispetto a tutte le altre varianti, grazie al posizionamento strategico del bilanciere sul corpo. Rispetto alla variante High-Bar, nello squat Low-Bar il bilanciere viene posizionato più in basso, nel ripiano anatomico soprastante la spina della scapola, dietro al deltoide posteriore (figura 2.2). Rispetto alla variante High-Bar, il Low-Bar costringe a mantenere una posizione del busto più inclinata in avanti, in maniera tale



Fig. 2.2) Posizionamento del bilanciere nella variante Low-Bar.

<https://ndlcrossfit.com/?p=811>

che il bilanciere poggi pienamente sul ripiano anatomico di cui sopra, senza il rischio che scivoli indietro. La presa, come per l'High-Bar, è soggettiva, e al diminuire della distanza tra le mani la pressione su polsi e gomiti aumenterà in maniera maggiore rispetto allo squat tradizionale, per via del posizionamento più basso del bilanciere e quindi della minore distanza tra quest'ultimo e il gomito. Per via di alcune caratteristiche che saranno descritte nei capitoli successivi, lo squat Low-Bar sembra essere il più indicato se l'obiettivo è sollevare il maggior numero di kg possibile. Per questo motivo, questa variante è quella più utilizzata dagli atleti di powerlifting, disciplina nella quale l'obiettivo è sollevare il massimo numero di kg negli esercizi di squat, distensione in panca piana e stacco da terra.

2.3. SQUAT CON SAFETY-SQUAT-BAR (SSB)

La Squat Con SSB utilizza, appunto, la Safety-Squat-Bar (figura 2.3-2.4-2.5), uno speciale bilanciere dotato di maniglie frontali da afferrare all'altezza delle spalle e una curvatura alle estremità che consente di spostare i dischi (o comunque il carico usato) più avanti rispetto all'asse del bilanciere. La SSB torna utile nel caso di soggetti con problematiche alle spalle per le quali afferrare un bilanciere normale

ed eseguire uno squat risulterebbe difficile e doloroso. Infatti, grazie alle maniglie frontali, è sufficiente flettere di poco il gomito per afferrare comodamente la SSB. Purtroppo, in letteratura esistono pochissimi studi sull'argomento SSB, e inoltre quei pochi studi hanno risultati discordanti: è doveroso sottolineare, però, che a differenza di un bilanciere normale (che è semplicemente dritto e quindi sul piano sagittale risulta sempre come un "punto"), la SSB presenta due ulteriori variabili che si aggiungono alla tecnica di accosciata dell'utente: la posizione delle maniglie, e la grandezza di rientro della curva all'estremità del bilanciere (ovvero quanto il bilanciere sposta avanti il COM). Queste due incognite variano a seconda della forma della SSB (che è differente a seconda della casa produttrice che la crea) e, inevitabilmente, se due studi utilizzano due SSB diverse i risultati varieranno in maniera proporzionale alle differenze misurabili sulle due diverse SSB (Vantrease et al., 2020).



Fig. 2.3-4-5) Tre differenti modelli di SSB.
https://nerdtrainingcenter.it/shop/attrezzature/bilancieri_manubri_dischi/nerd-safety-squat-bar/
;
https://www.sunhotsell.com/?category_id=4477822

2.4. FRONT SQUAT

Nel Front Squat, a differenza delle precedenti varianti, il bilanciere non viene tenuto sulla schiena e quindi posteriormente rispetto alla testa, bensì viene tenuto sulle spalle, quindi frontalmente alla testa (figura 2.6). Di tutte le varianti prese in analisi, questa è sicuramente quella in cui la mobilità toracica e delle spalle limita maggiormente l'esecuzione, a partire dalla presa del bilanciere. Nella figura 2.3 possiamo osservare una presa ottimale in un soggetto dotato di buona mobilità. Il bilanciere viene posizionato sopra il deltoide anteriore, e per mantenere questa posizione è necessaria una leggera estensione del torace con anteposizione delle spalle e una leggera extra-rotazione e flessione degli omeri. In alternativa, vediamo

alle figure 2.7 e 2.8 delle varianti del posizionamento delle mani/braccia rispetto al bilanciere. Rispetto alle altre varianti, il Front Squat consente, o per meglio dire obbliga, il mantenimento della maggior verticalità possibile del tronco. In caso questa venisse persa e il busto si flettesse in avanti, il rischio sarebbe quello di perdere in avanti il bilanciere. Data la maggior verticalità del busto, è inoltre raggiungibile una maggior profondità di discesa. Infine, come accennato nel paragrafo 2.1, il Front Squat è utilizzato come esercizio specifico nella pesistica olimpica: di fatto, esso replica la fase di risalita post-ricezione del bilanciere nell'esercizio dello slancio.

2.5. ESECUZIONE DELLO SQUAT

L'esecuzione dell'esercizio di squat prevede la partenza da posizione eretta e, indipendentemente dal tipo di bilanciere o

sovraccarico utilizzato, l'obiettivo è quello accovacciarsi verso il terreno, flettendo contemporaneamente caviglia-ginocchio-anca, e cercando di mantenere una curvatura fisiologica della colonna vertebrale, per poi spingere verso il terreno per rialzarsi nuovamente in stazione eretta una volta arrivati alla massima accosciata, che varia a seconda dell'obiettivo per cui si esegue lo squat. Nel powerlifting, per esempio, che altro non è se non una disciplina nella quale si cerca di alzare il maggior numero di kg in 3 differenti esercizi tra cui lo squat, l'esecuzione perché quest'ultimo sia valido in gara prevede che il movimento raggiunga una profondità minima per la quale il punto più alto del bacino (cresta iliaca) arrivi più sotto del punto più alto del ginocchio sul piano sagittale (Rossi & Moscianese, 2015). Per quanto riguarda l'appoggio dei piedi a terra, è preferibile mantenere tutta la pianta del piede a terra, con il Centre Of Pressure (COP) proiettato all'incirca a centro



Fig. 2.6-7) Posizionamento del bilanciere nel front squat in soggetti con mobilità ideale; Posizionamento con mani incrociate.
<https://la-forza.it/squat/front-squat/>

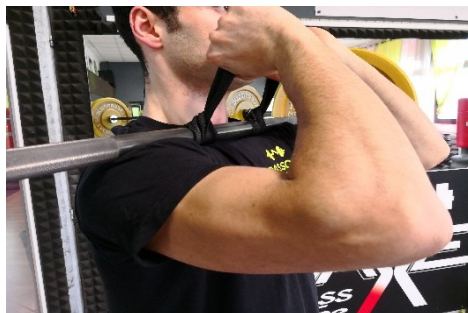


Fig. 2.5) Posizionamento del bilanciere nel Front Squat con ausilio di fascette.
<https://passioniron.com/barbell-front-squat/>

piede/avampiede: questo per evitare di sollevare da terra punte dei piedi o talloni, che sarebbe considerabile un errore tecnico. La larghezza dei piedi è soggettiva, e a seconda di quest'ultima si otterranno diversi effetti sullo squat. In linea generale possiamo dire che per un'esecuzione corretta i piedi vadano tenuti poco più larghi o circa alla stessa larghezza delle spalle, e con una leggera extra-rotazione dei piedi (5°-20°).

2.6. LA “STICKING-REGION”

La “Sticking-Region” è quella regione durante la fase concentrica in cui notiamo un rallentamento del movimento, come se ci fossimo appunto “incollati”. Essa comprende anche il punto nel quale avviene spesso il fallimento dell'alzata, e quindi la mancata risalita, noto come “Sticking-Point”, o “punto appiccicoso”. Questa è presente in tutte le varianti dello squat prese in analisi, e le cause sembrano essere le medesime: di fatto, la Sticking-Region dipende da una mancata sincronia tra il presentarsi della diminuzione di attivazione del quadricipite (durante la prima fase di risalita) e l'aumento di attivazione del grande gluteo, che sostituisce il quadricipite nel suo ruolo di motore primario dell'alzata dopo la prima parte di risalita (Kristiansen et al., 2021; Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021). L'attivazione massiva del grande gluteo, che giunge solo ad un angolo più favorevole all'anca, sembra essere l'evento grazie al quale è possibile superare lo Sticking-Point. Dunque, il grande gluteo sembra essere causa e soluzione allo Sticking-Point in ogni variante dello squat (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021).

Lo Sticking-Point e le sue cause saranno trattati approfonditamente nei capitoli successivi.

CAPITOLO 3

ANALISI CINEMATICA

3.1. LE DIVERSE PROFONDITÀ DI ACCOSCIATA RAGGIUNGIBILI NELLO SQUAT

Indipendentemente dalla variante eseguita, l'accosciata nello squat può essere eseguita a profondità più o meno elevate.

Secondo Schoenfeld (Schoenfeld, 2010), possiamo categorizzare gli squat in 3 gruppi, a seconda della profondità raggiunta, e quindi a seconda dell'angolo di estensione del ginocchio: squat parziali (40° di flessione del ginocchio), mezzi squat (70°-100° di flessione del ginocchio) e squat profondi (più di 100° di flessione del ginocchio). In questa categorizzazione, gli angoli al ginocchio sono intesi come angoli "Raw", ovvero i gradi che mancherebbero alla totale estensione dell'articolazione (180° - gradi "Actual") (Glassbrook et al., 2019) (Fig. 3.1). Una categorizzazione diversa, che prende in considerazione gli angoli "Actual" (ovvero i gradi di vera e propria flessione

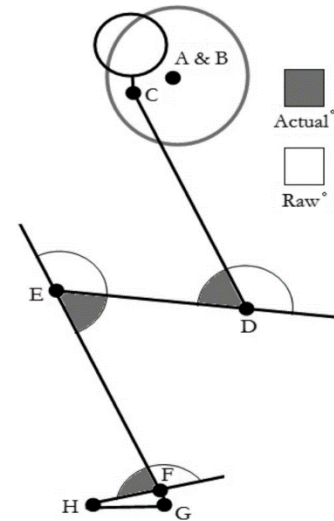


Fig.3.1) Categorizzazione degli angoli articolari (Glassbrook et al., 2019)



Fig.3.2, 3.3, 3.4, 3.5) in ordine da sinistra a destra: Quarto di squat, mezzo squat, squat al parallelo e squat profondo secondo (Hartmann et al., 2013)

dell'articolazione) (Fig. 3.1), viene fornita da Hartmann et al. (Hartmann et al., 2013), e categorizza gli squat come: quarto di squat (110° - 140° di flessione del ginocchio, Fig. 3.2), mezzo squat (80° - 100° di flessione del ginocchio, Fig.3.3), squat parallelo (quando la coscia si trova parallela al terreno, e, a seconda della variante, l'angolo al ginocchio varia dai 60° ai 70° di flessione, Fig.3.4), e squat profondo (oltre i 60° di flessione, fino alla massima accosciata raggiungibile; come riferimento viene considerato un angolo al ginocchio tra i 40° - 45° di flessione, Fig.3.5).

3.2. ANALISI CINEMATICA DELLA STICKING-REGION

Dal punto di vista cinematico, Larsen, Kristiansen, e van den Tillaar (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021) offrono una schematizzazione delle fasi di risalita dello squat (eseguito secondo il regolamento dell'International Powerlifting Federation IPF e dunque uno squat profondo, con una distanza

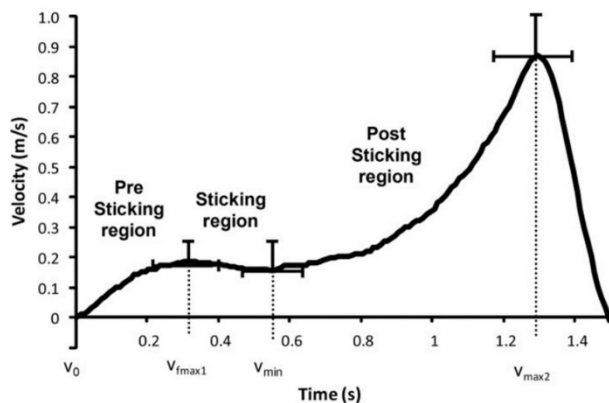


Fig. 3.6) Tipico andamento della velocità del bilanciere durante uno squat. Da notare, durante la Sticking-Region, la diminuzione della velocità del bilanciere. (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021)

tra i piedi di 0,7 volte la distanza delle spalle) (Rossi & Moscianese, 2015) che viene citata ed utilizzata come base descrittiva da molti degli articoli analizzati per questa tesi. Secondo gli autori, durante la fase di risalita possiamo apprezzare 5 diversi eventi (Fig. 3.6):

1. $V_0 \rightarrow$ Inversione del movimento: al passaggio da fase eccentrica a concentrica; velocità nulla;
2. $V_{max1} \rightarrow$ Primo picco di velocità raggiunto nella risalita;
3. $d_{max1} \rightarrow$ Superato il primo picco di velocità, inizia la massima decelerazione: questo sembra dipendere dalla diminuzione della produzione di forza espressa dal soggetto al bilanciere;
4. $V_{min} \rightarrow$ la massima decelerazione porta al picco minimo di velocità del movimento;

5. $V_{\max 2}$ → Secondo picco di velocità massima registrato.

Possiamo, inoltre, suddividere questi 5 eventi in 3 fasi:

1. Pre-Sticking-Region → fase che va da V_0 a $V_{\max 1}$;
2. Sticking-Region → fase che va da $V_{\max 1}$ a $d_{\max 1}$;
3. Post-Sticking-Region → fase che va da V_{\min} a $V_{\max 2}$.

Per gli autori, è necessario spostare l'attenzione dalla velocità di risalita all'accelerazione che si riesce ad imprimere al bilanciere durante la risalita: di fatto, l'accelerazione creata durante la fase concentrica è l'espressione della forza esercitata sul bilanciere, e la sua diminuzione è la causa primaria del rallentamento durante la Sticking-Region. Infatti, V_{\min} è un evento che sopraggiunge a causa di d_{\max} .

È doveroso sottolineare che questo studio analizza uno squat High-Bar, eseguito da soggetti principianti ma allenati. I risultati, tuttavia, sono confermati dalla maggior parte degli studi che analizzano la cinematica e dinamica della Sticking-Region nello squat presenti in questa tesi, anche in soggetti esperti e durante l'esecuzione di varianti differenti dall'High-Bar (Van Den Tillaar et al., 2019; van den Tillaar et al., 2020; Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021; Kristiansen et al., 2021)

Due ricerche (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021; Maddox & Bennett, 2021) affermano che la Sticking-Region è angolo-specifica, ovvero si presenta a specifici angoli articolari, che Maddox e colleghi riferiscono essere tra i 30° e i 49° della coscia rispetto al pavimento (Maddox & Bennett, 2021).

Durante la Sticking-Region viene registrato un aumento dell'angolo di flessione dell'anca, e quindi una maggiore inclinazione avanti del tronco. Questo sembra essere dovuto al fatto che nella Pre-Sticking-Region, e per essere precisi in corrispondenza di V_0 , l'inversione del movimento inizia con la contemporanea flessione plantare della caviglia ed estensione del ginocchio (il quale è il motore principale in questa prima fase di risalita). L'estensione dell'anca in questa prima fase è di minore entità e ritardata rispetto alle sopraccitate. Questo, secondo (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021), perché l'anca è l'articolazione più "vincolata" al peso del bilanciere in quanto direttamente collegata ad esso tramite

la schiena, la quale rimarrà rigida e dritta, e non avrà un ruolo significativamente “attivo” nello spostamento del bilanciare. Quindi, con la flessione plantare della caviglia e l’estensione del ginocchio che aumentano a velocità angolare più elevata di quella dell’anca (almeno in questa prima fase), quest’ultima salirà rispetto al terreno più di quanto non faccia il bilanciare, creando una maggiore flessione del tronco e quindi dell’anca stessa.

Superata la Sticking-Region, nella Post-Sticking-Region, l’anca aumenta la velocità angolare di estensione, aumentando gli angoli di estensione più velocemente rispetto a ginocchio e caviglia.

Questo sembra verificarsi specialmente quando il carico utilizzato è vicino al carico massimale. Infatti, sempre secondo Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021), la variabile rappresentata dall’intensità del carico usato (%RM) è una determinante fondamentale della cinematica del movimento: sembra che carichi sub-massimali (ovvero minori del 100%1RM) creino cinematiche articolari simili ai carichi massimali (o a carichi prossimi ai massimali) solo per caviglia e ginocchio, differendo, invece, dalle cinematiche riscontrabili al distretto articolare dell’anca a carichi massimali.

Questo è confermato da van den Tillaar e colleghi (Van Den Tillaar et al., 2019) e Maddox e colleghi (Maddox & Bennett, 2021), che riportano, rispettivamente, come all’aumentare del carico aumentino velocità e accelerazione in fase eccentrica e l’opposto in concentrica, e come carichi sub-massimali siano più veloci di carichi massimali, ma che in rapporto coinvolgano inferiormente l’estensione d’anca. Inoltre, sembra che a carichi massimali vi sia una maggiore accelerazione nella Pre-Sticking-Region, e quindi una più veloce estensione di ginocchio e caviglia che porta al raggiungimento anticipato di V_{max1} (Maddox & Bennett, 2021). Questo avviene anche a carichi sopra-massimali (maggiori del 100%1RM), che mantengono cinematiche e cinetiche simili a quelle con carichi massimali per la Pre-Sticking-Region e per la prima parte della Sticking-Region, che però, per ovvie ragioni, non sarà superata. Questo è imputabile, sempre per Maddox e colleghi (Maddox & Bennett, 2021), ad una maggior richiesta di estensione del ginocchio

(che non può essere soddisfatta) rispetto al carico massimale, malgrado la simile cinetica all'anca.

È importante contestualizzare i risultati dello studio di Maddox et al. (Maddox & Bennett, 2021) tenendo in considerazione i seguenti punti:

- I soggetti misurati erano principianti, e utilizzavano scarpe da ginnastica a suola morbida durante i test; tali calzature sono sconsigliate, in quanto la suola instabile aumenta le oscillazioni del Centre Of Pressure (COP) sul piano sagittale, e quindi il suo controllo, in particolar modo durante la fase eccentrica (Legg et al., 2017). Questo potrebbe aver alterato i dati raccolti da Maddox e colleghi (Maddox & Bennett, 2021);
- Non vengono specificate né la variante di squat testata, né la profondità di squat raggiunta nei test, né una larghezza dei piedi utilizzata;
- Non è stato utilizzato un riscaldamento standardizzato;

3.3. CINEMATICA ARTICOLARE DELLE VARIANTI ANALIZZATE

Nello studio di Glassbrook et al. (Glassbrook et al., 2019) vengono comparate le varianti di squat High-Bar e Low-Bar in diverse percentuali del 1RM, eseguiti sia da professionisti (Atleti di pesistica olimpica per l'High- e atleti di Powerlifting per il Low-Bar, rispettivamente divisi nei due gruppi OLY e POW) che da principianti (raggruppati sotto il gruppo "COM", che risulta nei dati HBCOM quando effettua squat High-Bar e LBCOM quando effettua squat Low-Bar) (Tabella 3.1). I risultati dei principianti "COM" indicano che il gruppo HBCOM ha gli angoli più chiusi all'anca e più aperti al ginocchio rispetto al gruppo LBCOM. Confrontando i risultati del gruppo COM con quelli ottenuti dai gruppi OLY e POW, risulta una differenza notevole del primo gruppo rispetto ai secondi due. Questo può dipendere da una mancanza di controllo del gesto tecnico, soprattutto nella fase eccentrica, da parte del gruppo di principianti COM. Infatti, per quanto riguarda gli esperti: il gruppo OLY in High-Bar ha evidenziato angoli all'anca più aperti e angoli più chiusi al ginocchio. Il gruppo OLY, inoltre, raggiunge profondità di squat maggiori. Questo può dipendere dall'abitudine dei pesisti olimpici di cercare la maggior

TABLE 4. Kinematic results.*†

%1RM Range	Joint	Variable	HBBS				LBBS			HBCOM vs. LBCOM Difference; ±90% CI
			OLY angle (°)	HBCOM angle (°)	OLY vs. HBCOM Difference; ±90% CI	OLY vs. POW Difference; ±90% CI	POW angle (°)	LBCOM angle (°)	POW vs. LBCOM Difference; ±90% CI	
74-83	Hip	Peak flexion	69 ± 7	64 ± 5	6 ± 7	8 ± 10	59 ± 9	61 ± 4	3 ± 8	3 ± 3
		ROM	100 ± 8	105 ± 9	5 ± 10	6 ± 11	109 ± 11	101 ± 9	9 ± 12	4 ± 4
	Knee	Peak flexion	54 ± 7	59 ± 8	3 ± 9	9 ± 11	62 ± 11	63 ± 8	1 ± 11	4 ± 4
		ROM	116 ± 7	110 ± 11‡	3 ± 11	5 ± 12	114 ± 12	104 ± 10	8 ± 13	5 ± 5
	Ankle	Peak	90 ± 5	88 ± 6	4 ± 6	2 ± 5	90 ± 5	90 ± 8	0 ± 7	2 ± 4
		dorsiflexion ROM	33 ± 4	32 ± 3	0 ± 4	1 ± 6	33 ± 6	30 ± 4	2 ± 6	2 ± 3
84-93	Hip	Peak flexion	69 ± 9	64 ± 6‡	6 ± 8	6 ± 11	59 ± 8	61 ± 3‡	3 ± 7	3 ± 3
		ROM	100 ± 9	105 ± 10	6 ± 11	8 ± 11	111 ± 11	99 ± 9	13 ± 11	5 ± 5
	Knee	Peak flexion	56 ± 7	61 ± 8	4 ± 8	7 ± 11	63 ± 12	67 ± 5	4 ± 10	6 ± 6
		ROM	114 ± 7	107 ± 11	5 ± 10	1 ± 12	113 ± 13	101 ± 6	12 ± 12	6 ± 6
	Ankle	Peak	91 ± 4	90 ± 6	2 ± 5	2 ± 5	90 ± 5	91 ± 7	1 ± 7	1 ± 3
		dorsiflexion ROM	33 ± 4	30 ± 5	2 ± 4	2 ± 6	34 ± 7	30 ± 4	4 ± 6	0 ± 2
94-99	Hip	Peak flexion	71 ± 10	69 ± 6‡	4 ± 9	12 ± 12	59 ± 9	61 ± 5‡	2 ± 9	8 ± 8
		ROM	98 ± 10	100 ± 10	4 ± 11	11 ± 13	110 ± 14	100 ± 10	9 ± 14	0 ± 3
	Knee	Peak flexion	56 ± 7	65 ± 8	8 ± 9	4 ± 10	62 ± 12	68 ± 5	5 ± 10	3 ± 4
		ROM	113 ± 8	103 ± 12	8 ± 12	2 ± 12	114 ± 13	101 ± 7	11 ± 12	6 ± 6
	Ankle	Peak	90 ± 5	91 ± 6	1 ± 6	0 ± 6	90 ± 5	92 ± 7	2 ± 7	1 ± 2
		dorsiflexion ROM	33 ± 4	28 ± 4	4 ± 5	1 ± 6	33 ± 7	29 ± 3	4 ± 6	1 ± 2
100	Hip	Peak flexion	71 ± 9	68 ± 6‡	3 ± 8	12 ± 12	59 ± 10	63 ± 6‡	4 ± 8	5 ± 5
		ROM	97 ± 10	101 ± 10	4 ± 10	11 ± 12	109 ± 13	96 ± 11	13 ± 13	5 ± 5
	Knee	Peak flexion	56 ± 7§	65 ± 6‡§	9 ± 9	7 ± 11	63 ± 12	73 ± 6‡	10 ± 10	7 ± 7
		ROM	113 ± 9	103 ± 9‡	10 ± 10	0 ± 12	113 ± 14	95 ± 8‡	18 ± 18	8 ± 8
	Ankle	Peak	90 ± 5	92 ± 6	1 ± 6	0 ± 6	91 ± 6	93 ± 6	3 ± 7	2 ± 2
		dorsiflexion ROM	32 ± 3§	27 ± 4§	5 ± 5	1 ± 6	33 ± 8	27 ± 4	6 ± 6	0 ± 4

*1RM = 1 repetition maximum; CI = confidence interval; HBBS = high-bar back-squat; HBCOM = comparison high-bar back-squat; LBBS = low-bar back-squat; LBCOM = comparison low-bar back-squat; OLY = Olympic weightlifters; POW = powerlifters; ROM = range-of-motion.

Tabella 3.1) Confronto tra angoli articolari di Weightlifter durante uno squat High-Bar (OLY), Powerlifters durante squat Low-Bar (POW), utenti inesperti durante Hugh-Bar e Low-Bar (rispettivamente HBCOM e LBCOM) a diverse percentuali del 1RM; (Glassbrook et al., 2019)

accosciata possibile, considerando il modello prestativo di questo sport e la necessità dei pesisti olimpici di ricevere il bilanciere nella posizione di squat più profonda possibile e con il busto il più verticale possibile durante entrambi gli esercizi di strappo e slancio. Diversamente, angoli più aperti al ginocchio e più chiusi all'anca nel gruppo POW indicano un maggiore spostamento posteriore dell'articolazione dell'anca, una maggiore verticalità della tibia e quindi un angolo più aperto alla caviglia. In questo studio non sono stati riscontrati angoli differenti alla caviglia tra il gruppo OLY e POW, ma è doveroso specificare che nello studio è stato indicato che i soggetti utilizzavano delle scarpe da sollevamento pesi con tacco di altezze differenti (1,5-2cm): nel mondo del Powerlifting e soprattutto del Weightlifting vengono utilizzate delle scarpe specifiche per il sollevamento pesi, la cui peculiarità è rappresentata dalla durezza e stabilità della suola e dalla presenza di un piccolo tacco, la cui altezza differisce a seconda del modello e marca della calzatura. Normalmente, per massimizzare la profondità di squat, i weightlifters utilizzano scarpe con tacco molto alto (2-3 cm; Fig.3.7), mentre i powerlifters sono soliti usare scarpe con tacchi più moderati (1-1.5cm) (Fig. 3.7) o eseguire lo squat addirittura scalzi. Questo perché, come riportato in uno studio (Legg et al., 2017), nella scarpa da sollevamento pesi la suola rigida ha lo scopo di aumentare la

stabilità, mentre il tacco ha lo scopo di aumentare l'avanzamento del ginocchio a parità di angolo di caviglia: partendo da un maggiore angolo di flessione plantare della caviglia, è possibile raggiungere maggiori angoli di flessione dorsale della stessa, e quindi maggiore inclinazione della tibia e avanzamento del ginocchio. A parità di angolo alla caviglia, dunque, utilizzando una scarpa da sollevamento pesi si avrà un maggior avanzamento del ginocchio rispetto all'esecuzione a piedi scalzi, e questo avanzamento è tanto maggiore quanto maggiore è l'altezza del tacco. Inoltre, l'avanzamento del



Fig. 3.7) Scarpe da weightlifting (sopra, Reebok Legacy Lifter 1) e da powerlifting (sotto, Adidas Powerlift 4). Notare il tacco molto più alto in quelle da weightlifting;

ginocchio rende possibile il raggiungimento di una maggiore profondità dello squat e il mantenimento di una maggiore verticalità del busto (come vediamo anche in Fig.3.8). Dunque, potrebbe essere che l'utilizzo di scarpe differenti tra POW e OLY abbia alterato i risultati ottenuti.

Diversamente da (Glassbrook et al., 2019), lo studio tenuto da van den Tillaar e colleghi (van den Tillaar et al., 2020), il quale analizza un test 5RM sia di squat High-Bar che di Low-Bar eseguiti da Powerlifters competitivi e che indossavano scarpe da sollevamento pesi, non



Fig. 3.8) Effetto delle scarpe da weightlifting; <https://matteobozza.com/migliora-la-tua-mobilita-per-lo-squat-e-loverhead-squat/>

trova differenze cinematiche, ma solo dinamiche ed elettromiografiche, tra le due varianti intorno allo Sticking-Point. Di fatto, non sono state registrate differenze angolari significative, né sulle velocità angolari articolari né sulla traiettoria e velocità del bilanciere. La flessione del busto era la medesima sia nell'High-Bar che nel Low-Bar, e questo, considerando che nell'High-Bar il bilanciere si trova più in alto che nel Low-Bar, genera un maggior momento all'anca, vista la resistenza posta

su un braccio di leva più lungo. Van den Tillaar e colleghi sostengono che le differenze ottenute rispetto a (Glassbrook et al., 2019) siano frutto di alcune accortezze tenute, come la standardizzazione della larghezza dei piedi. C'è da dire che lo studio di Glassbrook e colleghi (Glassbrook et al., 2019) analizzava dei Weightlifters, che nell'High-Bar cercavano la massima accosciata e la maggiore verticalità possibile del busto. Diversamente succede per i powerlifters analizzati da van den Tillaar e colleghi (van den Tillaar et al., 2020), in quanto questi, anche a causa della posizione più bassa e posteriore del bilanciere, già in partenza hanno una maggiore flessione di anca per mantenere il COP dentro la base di appoggio (Glassbrook et al., 2017, 2019; Kristiansen et al., 2021). Si può ipotizzare che i powerlifters analizzati nella ricerca di van den Tillaar e colleghi (van den Tillaar et al., 2020), influenzati dalla tecnica di squat Low-Bar da loro normalmente eseguita, abbiano inconsciamente modificato la tecnica di High-Bar, rendendola più simile a quella del Low-Bar. Questo spiegherebbe la simile angolazione al bacino registrata in entrambe le varianti.

Risultati ancora contrastanti rispetto allo studio di van den Tillaar e colleghi (van den Tillaar et al., 2020) e più simili a quello di Glassbrook e colleghi. (Glassbrook et al., 2019) sono ottenuti da Swinton e colleghi

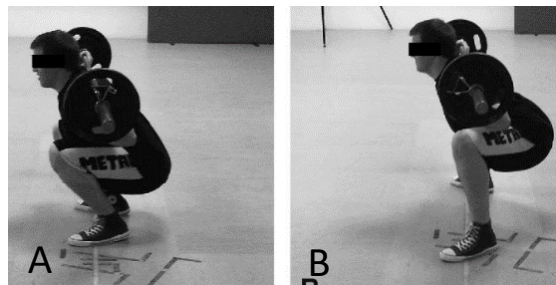


Fig. 3.9) Squat Tradizionale (A) e squat "da Powerlifting"(B). (Swinton et al., 2012)

(Swinton et al., 2012): questa ricerca compara un test 1RM di squat High-Bar (Fig.3.9 A) ad un test 1RM di squat "Powerlifting", così definito dagli autori, inteso come uno squat Low-Bar a gambe molto larghe, con una grandissima flessione e spostamento posteriore di anca, accompagnato da poca flessione di caviglia e ginocchio (Fig. 3.9 B). Ovviamente i risultati indicano una grande differenza tra le due tecniche, evidenziata da uno spostamento anteriore delle ginocchia e del COP nell'High-Bar, ed uno spostamento posteriore delle anche per controbilanciare lo spostamento anteriore del bilanciere nello squat da powerlifting. Questo per mantenere il COP dentro la base d'appoggio. Inoltre, lo squat da powerlifting, così inteso dagli autori, durante la massima accosciata genera una maggiore abduzione, flessione e intra-rotazione del femore. Lo squat da powerlifting preso in analisi

molto probabilmente fa riferimento alla tecnica di squat utilizzata nel Powerlifting Gear (o attrezzato), molto comune negli anni in cui è stata fatta questa ricerca, e nel quale si è aiutati da uno speciale corpetto elastico e da fasciature alla ginocchia (Rossi & Moscianese, 2015) che accumulano energia durante la fase eccentrica per restituirla durante la concentrica (Fig 3.10).



Fig.3.10) Squat attrezzato, con ausilio di corpetto e fasce per ginocchia.
<https://www.liftinglarge.com/Who-We-Are>

Questo genera una tecnica completamente diversa da quella adottata nel Powerlifting Raw (senza attrezzature), dove viene eseguito uno squat sempre Low-Bar, ma senza estremizzare la flessione di anca a discapito di quella di ginocchio e caviglia. Di fatto, gli autori stessi definiscono “poco sicura” la tecnica di squat “powerlifting”, per via delle enormi forze di taglio che vengono a crearsi alla lombare, vista la ricercata limitazione delle dorsiflessione della caviglia compensata da una enorme flessione dell’anca, in accordo anche con Lorenzetti e colleghi (Lorenzetti et al., 2012).

Ancora, Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021) analizzano un test 3-RM di squat High-Bar e Low-Bar eseguiti da principianti ed in giorni diversi, sia a gambe larghe (rispettivamente HBWS e LBWS) sia a gambe strette (rispettivamente HBNS e LBNS), dove gambe larghe vuol dire 1,7 volte la larghezza delle spalle, e gambe strette 0,7 volte la larghezza delle spalle (misurata da acromion destro ad acromion sinistro). I risultati supportano quanto detto da Glassbrook e colleghi (Glassbrook et al., 2019): indipendentemente dalla larghezza dei piedi, il Low-Bar ha una maggiore flessione di anca e inclinazione del busto ed una minore flessione del ginocchio. In più, in V_{min} il bilanciere risulta essere più veloce in Low-Bar rispetto all’High-Bar, e V_{max2} sembra arrivare prima e ad un angolo dell’anca più chiuso: secondo gli autori, questo dato indica che il Low-Bar è la variante più indicata per massimizzare i kg sollevati. Per quanto riguarda la larghezza dei piedi, la ricerca condotta da Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021), trova che aumentare la distanza tra i piedi crei una maggiore intra-rotazione dell’anca a V_0 , V_{max1} , D_{max1} e V_{min} rispetto a mantenere i piedi stretti (in particolar modo in HBWS). Indipendentemente dalla larghezza dei piedi, l’intra-

rotazione dell'anca diminuisce da V_0 a V_{min} : arrivati a V_{min} , l'intra-rotazione diventa extra-rotazione. Inoltre, tenere i piedi più stretti si rivela anche la soluzione migliore se si vuole raggiungere una maggiore profondità: di fatto è possibile ottenere più flessione di ginocchio e di caviglia. È doveroso sottolineare che anche questo studio analizza soggetti principianti ma allenati, e di nuovo senza specificare l'utilizzo di scarpe da sollevamento pesi.

Anche secondo i risultati della ricerca tenuta da Kristiansen e colleghi (Kristiansen et al., 2021), nella quale viene analizzata la performance di esecuzione di un test 3RM di squat High-Bar, Low-Bar e con SSB eseguito da 14 principianti allenati, il Low-Bar è caratterizzato da angoli dell'anca più chiusi del High-Bar, che a sua volta ha angoli al ginocchio più chiusi rispetto al Low-Bar. Inoltre, questa ricerca mette a confronto queste due varianti con quella della Safety-Squat-Bar, e trova che lo squat con SSB ha angoli ancora più aperti all'anca dell'High-Bar. La flessione del ginocchio è simile ad High-Bar, e comunque maggiore di quella del Low-Bar. Per quanto riguarda la caviglia, invece, sembra ci sia più dorsi-flessione rispetto al Low-Bar, per lo meno in corrispondenza di V_{max2} . Non sono state registrate differenze tra varianti per quanto riguarda velocità, accelerazione e spostamenti del bilanciere nei dintorni della Sticking-Region.

Risultati diversi sono stati ottenuti invece nello studio di Hecker e colleghi (Hecker et al., 2018), che analizza lo squat eseguito, sia con un bilanciere normale che con una SSB, da 13 powerlifters, in 3 serie da 5 ripetizioni al 75%1RM. Secondo gli autori, nello squat con SSB la caviglia riduce la dorsi-flessione e l'inclinazione in avanti della tibia. Questo risultato, opposto a quello ottenuto nella ricerca di da Kristiansen e colleghi (Kristiansen et al., 2021), potrebbe dipendere, come riportato da Hecker e colleghi (Hecker et al., 2018), dalla forma differente delle SSB usate nei due studi, come dalla differenza dei soggetti che hanno partecipato allo studio: infatti, mentre la ricerca di Kristiansen e colleghi (Kristiansen et al., 2021) ha reclutato dei soggetti principianti ma allenati, Hecker e colleghi (Hecker et al., 2018) testano 13 Powerlifters con anni di esperienza alle spalle, e con uno schema motorio dello squat ben consolidato. Ad ogni modo, entrambe le ricerche concordano sulla minor flessione d'anca ottenuta con la SSB rispetto al Low-Bar, e sulla conseguente maggiore verticalità del busto. Secondo Hecker e colleghi

(Hecker et al., 2018), questo e l'angolo più aperto alla caviglia sono spiegabili dallo spostamento anteriore del COM del bilanciere, grazie al quale il corpo del soggetto può raggiungere un equilibrio pur mantenendo una maggior verticalità sia di tibia che di busto, senza far uscire posteriormente il COP del complesso bilanciere-corpo dalla base di appoggio.

Infine, per quanto riguarda il Front Squat, in letteratura ci sono poche ricerche che si occupano approfonditamente della cinematica di questa variante. Quelle analizzate in questa tesi sono due:

(Spitz et al., 2019) compara la velocità massima e media del bilanciere durante la risalita di diverse serie da 2/3 ripetizioni al 30%, 50%, 70% e 90% di un 1RM precedentemente testato, sia di Front Squat che di Back-Squat (non specificato se High- o Low-Bar), eseguito da 11 giocatori di baseball professionisti. I risultati non mostrano differenze tra le due varianti. Entrambe le velocità misurate diminuiscono, in entrambe le varianti, all'aumentare del carico sollevato. A parità di %1RM, dunque, la curva forza/velocità resta invariata. Ovviamente, bisogna tenere in considerazione che i due carichi assoluti sollevati nei due differenti esercizi sono diversi (147.77 ± 20.55 kg nel Back-Squat contro i 118.55 ± 16.14 kg del Front-Squat), e quindi a parità di carico assoluto sicuramente le curve forza-velocità dei due movimenti sono diverse. Inoltre, nel presente lavoro non sono specificate né la profondità di squat raggiunta, né se sono state utilizzate o meno delle scarpe da sollevamento pesi. Nel front squat, inoltre, è stata lasciata ai soggetti la possibilità di decidere come impugnare il bilanciere (presa olimpica, a braccia incrociate, con fascette, si veda capitolo 2), e la possibilità di scegliere se utilizzare o meno una cintura da sollevamento pesi.

Il secondo studio che ha analizzato la cinematica del Front-Squat è quello di (Yavuz et al., 2015), che compara Back-Squat (anche qui, senza specificare se Low-Bar o High-Bar, anche se in una foto inserita all'interno della ricerca si può intuire che lo studio si riferisse ad uno squat High-Bar, Fig. 3.11) con Front-Squat, in soggetti principianti ma allenati. Questo studio si limita ad osservare che nel Back-Squat ci sono più angoli di flessione dell'anca rispetto al Front-Squat, e di conseguenza più gradi di inclinazione del busto. Questo, secondo gli autori, porta maggiori forze di

taglio a livello lombare, e quindi un maggiore rischio di infortuni ai dischi intervertebrali (con precisione, maggiore rischio di ernie). Consiglia, infine, l'esecuzione del Front-Squat ai fini della sicurezza della zona lombare. Anche questo studio non indica la profondità di squat raggiunta, né se sono state



Fig.3.11) Back-Squat (a) e Front-Squat (b). (Yavuz et al., 2015)

utilizzate scarpe e cinture da sollevamento pesi, anche se, sempre in Fig.3.11 possiamo osservare che il soggetto arriva appena al parallelo alla fine della discesa, indossa scarpe che sembrano essere da ginnastica e quella che potrebbe essere una cintura da sollevamento pesi. Vista l'immagine, si potrebbe pensare che questa sia stata l'esecuzione dei due diversi squat durante questo studio. Inoltre, è doveroso sottolineare che, osservando la fig. 3.11, la tecnica esecutiva di entrambe le varianti non sembra ottimale per l'esecuzione delle stesse. In particolar modo, la posizione delle mani rispetto al bilanciere nel Front-Squat non promuoverà il mantenimento statico del bilanciere, rendendo difficile e potenzialmente pericoloso il mantenimento dello stesso sopra i deltoidi durante la discesa. Inoltre, non viene sfruttata l'abduzione del femore, ma solo l'avanzamento delle ginocchia.

3.4. CONSIDERAZIONI

Malgrado le limitazioni metodologiche che potrebbero aver influenzato i risultati di alcune ricerche, possiamo riassumere i risultati dei diversi studi dicendo che, a seconda del posizionamento del bilanciere e del tipo di bilanciere utilizzato per l'esecuzione dello squat, i vari angoli e spostamenti lineari articolari cambieranno in maniera significativa, ma le velocità e accelerazioni articolari e del bilanciere, a parità di %RM sollevata, non subiranno particolari modifiche.

Lo squat con SSB sembra essere quello che consente la maggior verticalità del busto e la minore flessione dell'anca, seguito dal Front-Squat, High-Bar ed infine Low-Bar. A parità di modello di bilanciere utilizzato, dunque, più avanti si trova il

bilanciere (e quindi il suo COM), meno inclinato è il busto rispetto alla verticale. Pertanto, l'incapacità di mantenere la verticalità del busto in un Front-Squat, per esempio, porterebbe ad un accentuato momento all'anca (vedere capitolo 4), con il rischio di perdere il bilanciere in avanti. Di contro, forzare troppa verticalità in un Low-Bar, che è lo squat caratterizzato da maggiore flessione dell'anca, spostamento posteriore della stessa ed inclinazione del busto in avanti, scaricherebbe il peso del bilanciere su polsi e gomiti, con il rischio di caduta del bilanciere indietro.

Lo squat che genera più gradi di flessione dorsale della caviglia, e quindi un angolo più chiuso della stessa, è risultato essere il Front-Squat, seguito da High-Bar, Low-Bar e squat con SSB (questo a seconda della marca di SSB utilizzata e di quanto quest'ultima sposti anteriormente il COM). Quindi, a parità di modello di bilanciere utilizzato, sembra che una maggiore verticalità del busto e quindi un angolo più aperto all'anca comportino una maggior flessione dorsale della caviglia.

Si può ipotizzare, ma senza supporto da parte delle ricerche analizzate in questa tesi, che il grado di flessione della caviglia vari in funzione della flessione d'anca, e che l'avanzamento del ginocchio funga da tramite tra queste due articolazioni. Questa teoria è supportata dal concetto di "Joint-By-Joint" di Gray Cook e Micheal Boyle (Horschig, 2016), secondo cui le articolazioni possono essere "stabili" o "mobili" in maniera alterna, e quindi ad un'articolazione stabile segue un'articolazione mobile: in questo caso, l'anca risulta come articolazione mobile, il ginocchio stabile, e la caviglia di nuovo mobile. La comunicazione tra due articolazioni mobili passa, sempre secondo Cook e Boyle, tramite l'articolazione stabile situata tra di loro. Dunque, prendendo per esempio il Front-Squat, se il ginocchio non avanzasse (e quindi la caviglia non si flettesse dorsalmente), l'anca dovrebbe flettersi e spostarsi indietro per garantire il mantenimento del COP all'interno della base d'appoggio durante la discesa. Essendo questo impossibile ai fini della riuscita del Front-Squat, il ginocchio dovrà avanzare il più possibile per consentire la discesa e il contemporaneo mantenimento del busto il più verticale possibile, e quindi il COP all'interno della base di appoggio. Prendendo l'esempio opposto dello squat "powerlifting" (Swinton et al., 2012) (fig. 3.9), durante la discesa, ricercando una grandissima flessione di anca e spostamento posteriore della stessa sia necessaria la riduzione al minimo della flessione della caviglia, che si

riflette in un avanzamento irrisorio e flessione minima del ginocchio. Questo sempre per mantenere il COP dentro la base di appoggio. Se all'elevata flessione e spostamento posteriore dell'anca si aggiungesse anche la flessione della caviglia e l'avanzamento del ginocchio, il risultato sarebbe l'uscita frontale del COP dalla base di appoggio.

In tutto ciò, l'uso di scarpe con tacco da pesistica aiuta il raggiungimento di profondità maggiori mantenendo il busto verticale: esse, infatti, agiscono sulla caviglia, creando indirettamente una maggior inclinazione delle tibie e un avanzamento del ginocchio. Si è visto che l'uso di scarpe da pesistica aumenta la verticalità del busto.

Terminando, lo squat che sembra creare il maggior avanzamento del ginocchio, nonché la sua flessione, è il Front-Squat, seguito dall'High-Bar, Low-Bar, ed infine squat con SSB (sempre in funzione del modello di SSB utilizzata).

Per quanto riguarda la profondità di squat, la variante nella quale sono raggiungibili le maggiori profondità è il Front-Squat, seguita da High-Bar, squat con SSB ed infine Low-Bar. La profondità raggiunta, per lo meno in soggetti non-esperti, sembra tanto maggiore quanto maggiore è la flessione del ginocchio. Inoltre, secondo Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021), una larghezza dei piedi più stretta è da preferire quando si vogliono raggiungere profondità maggiori. Sempre per il concetto del "Joint-By-Joint" (Horschig, 2016), si può affermare che la flessione del ginocchio è conseguenza del comportamento delle articolazioni sopra e sottostanti. Infatti, il raggiungimento di grandi di profondità è possibile sia tramite una marcata flessione di caviglia e un importante avanzamento del ginocchio (Fig. 3.13), sia tramite una marcata flessione del femore sul tronco e un modesto avanzamento di ginocchio (Fig. 3.14). Tra le due immagini, sicuramente la seconda è quella con maggiore flessione di ginocchio, anche se in Fig. 3.13 l'atleta non ha ancora raggiunto la massima accosciata. Nelle immagini 3.13 e 3.14 troviamo due atleti della nazionale italiana di Pesistica Olimpica durante la ricezione di una girata. Ebbene, durante un corso nazionale di pesistica FIPE che

ho frequentato, ho avuto l'onore di parlare con uno degli allenatori della nazionale di pesistica olimpica italiana, nonché uno dei direttori tecnici della stessa. Conoscendo le differenze di tecnica di accosciata dei due atleti in figura, ho voluto chiedere all'allenatore cosa pensasse



Fig. 3.13) Accosciata con grande flessione di caviglia e ginocchio (in foto grande flessione di femore non è ancora scesa del tutto).
<https://www.gazzetta.it/Sport-Vari/28-05-2022/sollevamento-pesi-imperio-20-/Cc8eHxBt9NT/anni-campionessa-europea-49-kg-440735689742.shtml>



Fig.3.14) Accosciata con grande flessione di femore sul tronco.
<https://www.instagram.com/p/05-2022/sollevamento-pesi-imperio-20-/Cc8eHxBt9NT/>

a riguardo e quali, secondo lui, fossero le ragioni alla base di queste differenze. Ebbene, premettendo che entrambi dispongono di un'enorme mobilità articolare, a detta dell'allenatore l'atleta della figura 3.14 dispone di una maggiore mobilità articolare dell'anca rispetto all'atleta della figura 3.13, la quale, a sua volta, dispone di maggiore mobilità articolare alla caviglia dell'atleta in figura 3.14. Da qui, ecco spiegato, secondo l'allenatore, il motivo delle differenze tecniche dei due. Dunque, sulla base di caratteristiche soggettive come la mobilità, appunto, sembra possibile raggiunge la massima accosciata gravando maggiormente sulle articolazioni "favorite", ovvero anca o caviglia. Alla luce delle ricerche presenti in questo capitolo, possiamo dire che all'aumentare della flessione di anca aumentano anche i gradi di intra-rotazione del femore. Dunque, l'atleta in Fig. 3.14 avrà una maggiore intra-rotazione del femore in massima accosciata rispetto all'atleta in Fig. 3.13, che, a sua volta, vedremo nel capitolo 4 avere più forze di taglio al ginocchio dato il maggiore avanzamento di quest'ultimo.

Infine, i risultati delle ricerche descritte in questo capitolo non spiegano la grandissima flessione di anca concomitante all'estrema verticalità del busto ottenuta dall'atleta in Fig. 3.14. considerando quanto riportato dal suo allenatore, l'atleta in questione dispone di una capacità di flessione, abduzione ed intra-rotazione del femore superiori alla media, che gli consentono di raggiungere grandi profondità flettendo l'anca ma mantenendo il busto verticale.

CAPITOLO 4

ANALISI DINAMICA

4.1. ANALISI DELLE FORZE DI REAZIONE AL SUOLO (GRFs)

Secondo lo studio condotto da Larsen, Kristiansen e van den Tillaar (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021) la componente verticale delle forze di reazione al suolo (GRFs) diminuisce in maniera progressiva da V_0 agli altri eventi, al contrario di quella orizzontale, che aumenta nel corso degli eventi (Fig. 4.1). Questo, secondo un altro studio tenuto da Kristiansen e colleghi (Kristiansen et al.,

2021), avviene sia nel Back-Squat (sia High-Bar che Low-Bar) sia nello squat con SSB. Per Larsen e colleghi, la GRFs verticale era minore in concomitanza di

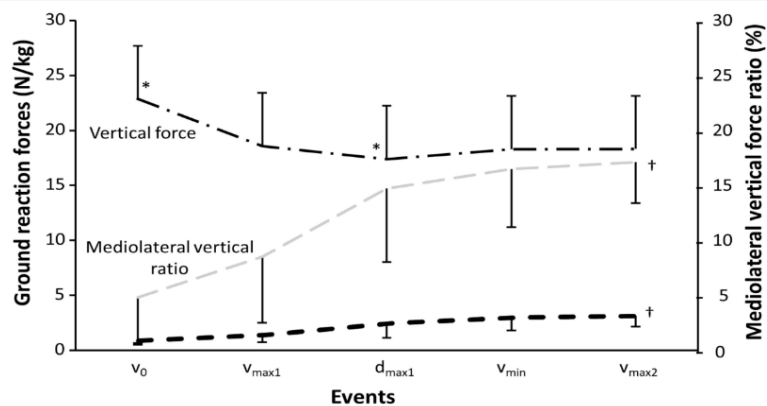


Fig. 4.1) Sviluppo delle GRFs nella loro componente verticale e medio-laterale durante l'esecuzione di uno squat. (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021)

d_{max1} rispetto che V_{max1} e V_{max2} a causa della diminuzione di produzione di forza, come spiegato nel paragrafo 3.2. Inoltre, il contemporaneo aumento progressivo della componente orizzontale delle GRFs nel corso degli eventi, in particolar modo tra V_{max1} e d_{max1} , comporta una tendenza all'abduzione del ginocchio e adduzione dell'anca prima di d_{max1} , ovvero in concomitanza di V_0 e V_{min} , e una successiva tendenza all'adduzione del ginocchio e abduzione dell'anca arrivati a d_{max1} , V_{min} e V_{max2} .

Gli stessi autori hanno confermato questi risultati in un altro studio (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021): da V_0 agli eventi successivi la GRF verticale diminuisce progressivamente, aumentando nuovamente, anche se di poco, dopo V_{min} . Questo, secondo gli autori, avviene sia nella variante High-Bar, sia in quella Low-Bar. Inoltre, Larsen e colleghi aggiungono che la variante Low-Bar, indipendentemente dalla larghezza dei piedi, è caratterizzata da maggiori GRFs in

V_0 e $V_{\max 2}$, e che la variante Low-Bar a piedi stretti (Low-Bar-Narrow-Stance LBNS) produce maggiori GRFs, in particolar modo verticali, rispetto a tutte le altre condizioni in coincidenza di $V_{\max 1}$, $d_{\max 1}$ e V_{\min} . Questo, per gli autori, rende la variante Low-Bar la migliore per sollevare più carico possibile. In aggiunta, la GRF medio-laterale è maggiore nelle varianti a gambe larghe, in particolar modo nella variante High-Bar. Il rapporto tra GRF medio-laterale e GRF verticale, infatti, risulta sempre maggiore nelle varianti a gambe larghe rispetto alle varianti a gambe strette. I due studi tenuti da Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021; Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021) concordano su due ulteriori aspetti:

- i. Per entrambi $d_{\max 1}$ è il punto in cui è espressa la minor forza. Questo è dimostrato per entrambi dalla diminuzione della GRF verticale in concomitanza del suddetto evento.
- ii. La GRF medio-laterale aumenta da V_0 agli altri eventi. Per specificare, la seconda ricerca riporta che la GRF medio-laterale abbia direzione mediale, e che il massimo picco avvenga in coincidenza di V_{\min} . (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021).

Quest'ultima affermazione è supportata anche dallo studio di Lahti e colleghi (Lahti et al., 2019), che testa 14 giocatori di rugby amatoriali nell'esecuzione di diverse ripetizioni al 75% e 80% 1RM di uno squat Low-Bar eseguito al parallelo sia a gambe larghe (1.5x distanza tra grande trocantere destro e sinistro) sia a gambe strette (1x distanza tra grande trocantere destro e

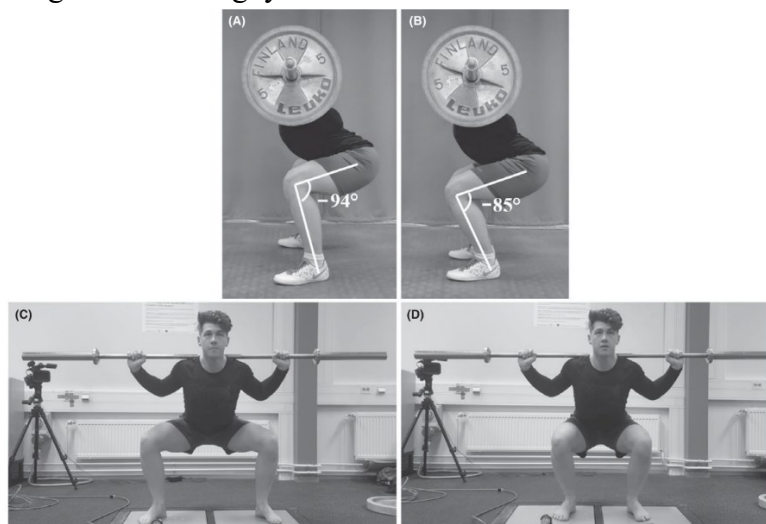


Fig. 4.2) Squat Low-Bar eseguito al parallelo sia a piedi larghi (A; C) che stretti (B; D). (Lahti et al., 2019)

sinistro). Vediamo tuttavia nella figura 4.2 che, diversamente da quanto dichiarato dagli autori, il bilanciere si trova in una posizione di High-Bar, e lo squat viene

eseguito ad una profondità che non supera il parallelo, e quindi un mezzo-squat (paragrafo 3.1). Questa potrebbe risultare una limitazione metodologica di questo studio. Tenuto conto di ciò, in accordo con Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021; Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021), Lahti e colleghi sostengono che una stance maggiore aumenti la GRF medio-laterale, in particolar modo rivolte medialmente, nella fase concentrica del movimento. Gli autori aggiungono, inoltre, che la GRF a direzione verticale è comunque 4-5 volte superiore di quella a direzione medio-laterale per entrambe larghezze dei piedi.

In disaccordo con i risultati delle ricerche di Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021; Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021), secondo le quali lo squat Low-Bar produce maggiori GRFs verticali rispetto alla variante High-Bar, lo studio condotto da Glassbrook e colleghi (Glassbrook et al., 2019) non trova differenze significative nella produzione di GRFs tra queste due varianti, eseguite sia da professionisti (rispettivamente powerlifter e sollevatori olimpionici) che da inesperti, malgrado la variante Low-Bar consentisse di sollevare più kg rispetto alla variante High-Bar. L'unica differenza significativa è stata registrata nei negli inesperti nella fascia 94-99%1RM in fase eccentrica, dove il Low-Bar generava GRF verticali maggiori del High-Bar. Gli autori attribuiscono comunque il vantaggio meccanico del Low-Bar agli angoli articolari cinematici che quest'ultimo ricrea, e grazie ai quali sarebbe possibile sollevare più kg a parità di GRFs generate. In aggiunta a ciò, Glassbrook e colleghi conducono un'altro studio (Glassbrook et al., 2017), nel quale trovano che le GRFs maggiori che l'High-Bar genera a parità di carico rispetto al Low-Bar potrebbero dipendere da 2 ulteriori fattori:

- All'aumentare della profondità dello squat aumenteranno le GRFs, in particolar modo la componente verticale. In accordo con quanto visto nel capitolo dedicato alla cinematica dei movimenti, è possibile affermare che lo squat High-Bar tende ad essere più profondo di quello Low-Bar, per via della maggiore flessione di ginocchio che l'High-Bar favorisce.
- Le GRFs sono condizionate dalla velocità di discesa, e quindi dalla velocità con la quale si arriva a V_0 . Nello specifico, maggiore è la velocità raggiunta in fase

eccentrica, maggiore è l'accelerazione del bilanciere, e maggiori sono le GRFs. Questo in linea con il secondo principio di Newton ($F = m \cdot a$);

Tipicamente, lo squat High-Bar è eseguito più velocemente dell'Low-Bar: questo perché, favorendo esso una maggiore profondità, risulta più difficile controllare la fase di discesa del movimento e fermarsi in un punto che non sia la massima accosciata. Inoltre, spesso si commette l'errore di "rimbalzare in buca", ovvero non frenare la discesa per sfruttare il ritorno di energia elastica accumulata dai tessuti passivi durante la fase eccentrica finale, per poter uscire più velocemente dalla massima accosciata e ritardare la Sticking-Region. Questo aumenta drasticamente le forze di taglio e compressive che i tessuti passivi devono sostenere, in particolar modo delle ginocchia, aumentando così il rischio di infortuni (Schoenfeld, 2010). Il "rimbalzo in buca" è tuttavia molto utilizzato dai sollevatori olimpici.

In accordo con quanto sostenuto nel lavoro di Glassbrook e colleghi (Glassbrook et al., 2017) e riportato nel secondo punto sopracitato, lo studio svolto da Bentley e colleghi (Bentley et al., 2010) conferma che la velocità di esecuzione dello squat influisce notevolmente sullo sviluppo delle GRFs, sia nella loro componente verticale che medio-laterale. Nello specifico è stata analizzata l'influenza della velocità di esecuzione nella generazione di GRFs sia verticali che medio-laterali durante uno squat High-Bar, eseguito al parallelo (paragrafo 3.1) da 6 soggetti principianti con carico circa uguale al proprio peso corporeo. Per valutare l'influenza della velocità di esecuzione, le squat è stato eseguito a 3 differenze velocità:

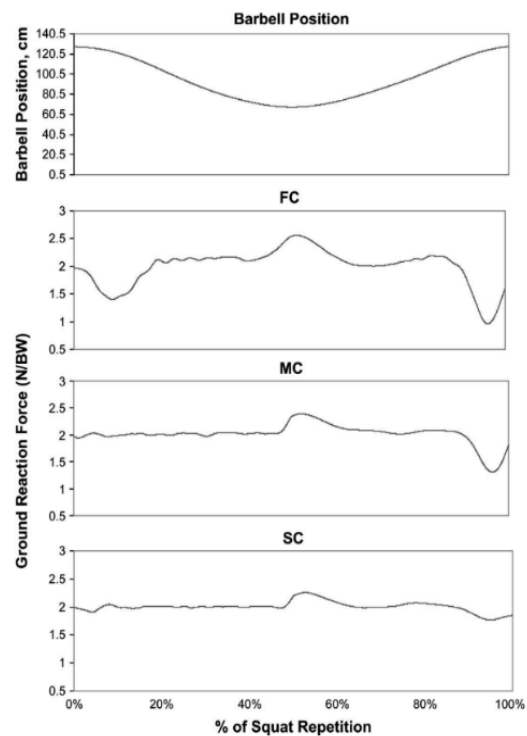


Fig.4.3) Sviluppo della GRF verticale a seconda della velocità di esecuzione:
FC → discesa in 1", salita in 1";
MC → discesa in 3", salita in 1";
SC → discesa in 4", salita in 2".
(Bentley et al., 2010)

- Fast Condition (FC): discesa in 1” e salita in 1”;
- Medium Condition (MC): discesa in 3” e salita in 1”;
- Slow Condition (SC): discesa in 4” e salita in 2”.

I risultati della ricerca confermano che la condizione FC presenta le più elevate GRFs, seguita dalla condizione MC, e infine SC (Fig.4.3). Il maggior sviluppo di GRFs durante la fase concentrica dipende dalla velocità di discesa, e il trasferimento di forza dalla fase eccentrica a quella concentrica avviene tramite il riflesso da stiramento dei muscoli interessati. Infatti, tanto più veloce è la fase eccentrica, tanto maggiore è l’attivazione dei fusi neuromuscolari, e quindi la contrazione in risposta all’allungamento passivo dei muscoli coinvolti nel movimento. Inoltre, gli autori riportano come la massa dei soggetti influisca sulla produzione di GRFs più di quanto non faccia la massa del bilanciere: è doveroso sottolineare, però, che il carico utilizzato in questo studio è circa uguale al peso corporeo dei vari soggetti analizzati, e quindi le GRFs prodotte dal bilanciere hanno entità simile a quelle prodotte dalla massa dei soggetti analizzati. È dunque possibile che utilizzando carichi maggiori la massa del bilanciere influisca maggiormente sulla generazione di GRFs rispetto a quella dei soggetti.

Per quanto riguarda lo sviluppo di GRFs nella variante del Front-Squat, nessuna delle ricerche analizzate trattava questo argomento. In futuro, potrebbero esserci degli studi che comparano lo sviluppo di GRFs nel Front-Squat rispetto al Back-Squat.

4.2. ANALISI DEI MOMENTI NELLE PRINCIPALI ARTICOLAZIONI

Le principali articolazioni coinvolte nello squat sono anca, ginocchio e caviglia.

Secondo Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021), che analizzano uno squat High-Bar eseguito da soggetti non esperti, il momento flessorio all’anca aumenta da V_0 a d_{max1} e V_{min} , per poi diminuire in concomitanza di V_{max2} . Il motivo di questo aumento del momento flessorio è imputabile all’aumento del braccio all’anca stessa dato dall’aumento di inclinazione in avanti del busto da V_0 a V_{min} . Per gli autori, il contributo al momento di estensione dell’anca dei muscoli imputati all’estensione della stessa diminuisce da V_0 a V_{max1} ,

dove rimane stabile durante la Sticking-Region, per poi diminuire nuovamente a V_{max2} (fig.4.4).

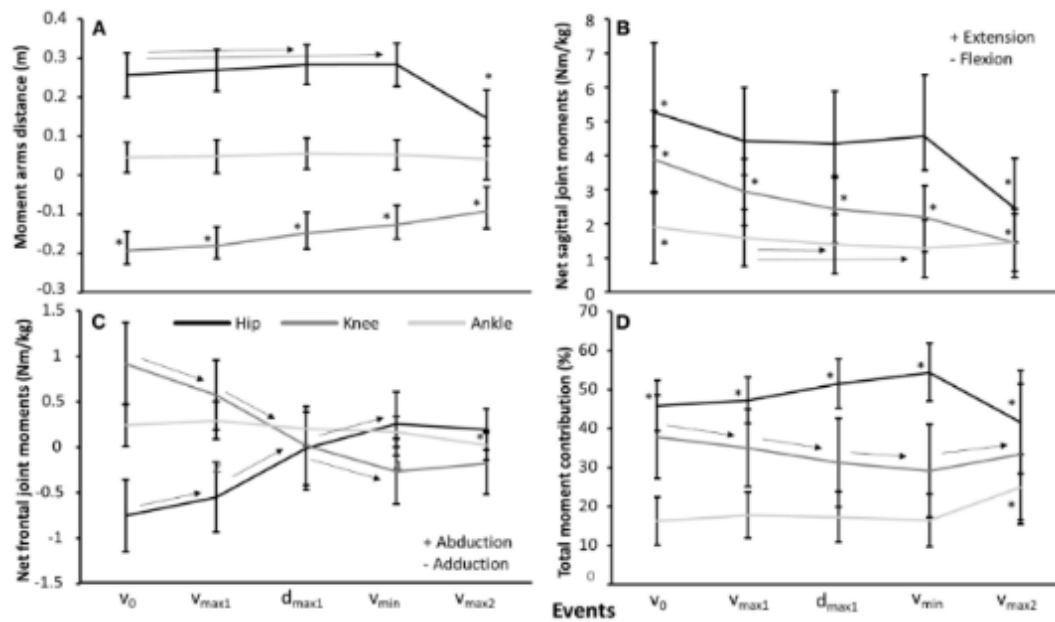


Fig. 4.4) Momenti e forze di reazione al suolo durante la fase concentrica di uno squat HB.

A: Lunghezza dei bracci di leva alle varie articolazioni;

B: Momento netto sul piano sagittale;

C: Momento netto sul piano frontale;

D: Contributi delle varie articolazioni al momento estensorio totale;

Linea nera—: Anca; Linea grigia scura—: Ginocchio; Linea grigia chiara—: Caviglia
(Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021)

Allo stesso tempo, il momento flessorio al ginocchio e dorsi-flessorio alla caviglia diminuiscono in concomitanza di d_{max} e V_{min} , grazie alla diminuzione del braccio del momento di entrambi. Allo stesso modo, il momento estensorio del ginocchio diminuisce da d_{max} e V_{min} , a causa della diminuzione di attività dei muscoli imputati all'estensione dello stesso, e il momento di flessione plantare alla caviglia diminuisce progressivamente a partire da V_0 per lo stesso motivo. Questo si traduce in una diminuzione del contributo al momento di estensione totale sul piano sagittale da parte di ginocchio e caviglia a discapito dell'anca, che dovrà necessariamente aumentare il suo contributo. In più, il picco di contribuzione dell'anca registrato in corrispondenza di V_{min} è anche il picco di massima attività dell'anca stessa. Sul piano frontale, invece, Larsen e colleghi riportano che l'iniziale momento tendente all'adduzione dell'anca e abduzione del ginocchio nato in V_0 diventano tendenti all'abduzione dell'anca e adduzione del ginocchio in corrispondenza di d_{max} (fig.4.4).

Risultati simili sono ottenuti da un altro studio di Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021), che compara squat High- e Low-Bar eseguiti sia a gambe larghe (1,7x larghezza spalle) che strette (0,7x larghezza spalle) (rispettivamente HBWS e HBNS per la variante High-Bar, e LBWS e LBNS per la variante Low-Bar). Per gli autori, il momento netto totale sul piano sagittale è estensorio, in maniera costante da V_{max1} agli eventi successivi, per poi diminuire in concomitanza con V_{max2} in tutte le varianti perse in analisi. L'anca da un contributo maggiore del 50% al momento netto di estensione in corrispondenza di d_{max} e V_{min} , durante i quali sembra presentarsi anche il massimo braccio di leva all'anca stessa. Infatti, il braccio all'anca cresce a partire da V_0 fino all'evento V_{min} , per poi decrescere in corrispondenza di V_{max2} , dove risulta maggiore per le varianti LB rispetto a quelle HB. Ad ogni modo, il contributo dell'anca al momento totale resta sempre il maggiore, soprattutto nella variante LBWS: per gli autori, questo dipende dai maggiori momenti creati sul piano frontale, i quali fanno risultare maggiori le forze totali espresse dall'anca. Analizzando però lo sviluppo di forza verticale, la variante LBWS ne esprime meno rispetto alla variante LBNS. In ogni caso, la variante LBNS sembra avere un momento netto all'anca estensorio in maniera maggiore rispetto alle varianti HB in ogni evento, mentre la variante LBWS risulta avere un momento netto dell'anca estensorio maggiore delle varianti HB solo da d_{max} in poi (fig. 4.5.a).

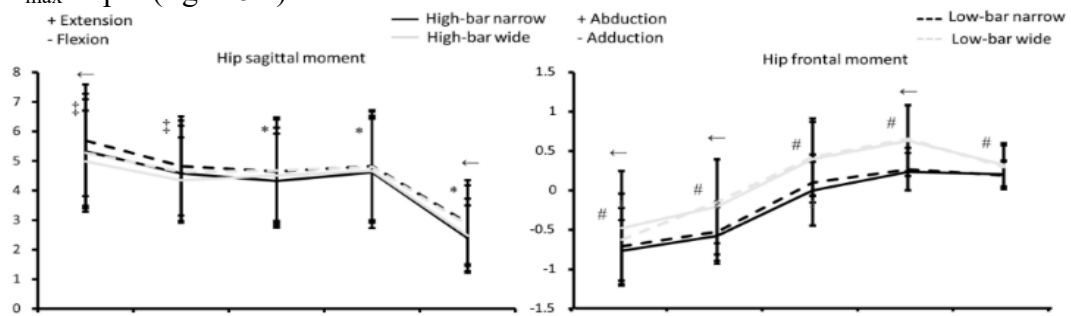


Fig.4.5.a) Momenti sagittale e frontale all'anca nello squat eseguito sia a gambe larghe che strette sia nella variante Low-Bar (rispettivamente linee bianche e linee nere tratteggiate) che in quella High-Bar (rispettivamente linee bianche e linee nere continue). (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021).

Per quanto riguarda l'articolazione poplitea, una larghezza dei piedi più stretta sembra avere più forze in gioco sul piano sagittale rispetto ad una larghezza dei piedi maggiore. Nello specifico, le varianti a piedi stretti hanno un braccio di leva al ginocchio maggiore in V_0 , per poi decrescere negli altri eventi. Il momento netto al ginocchio tende all'estensione in maniera maggiore tenendo i piedi più stretti,

anche se la variante LBNS risulta in un momento netto estensorio minore in corrispondenza di V_{\min} e $V_{\max2}$ rispetto alle altre varianti. In questi due eventi, il contributo dell'anca è dunque maggiore nella variante LBNS rispetto alle altre varianti (fig. 4.5.b).

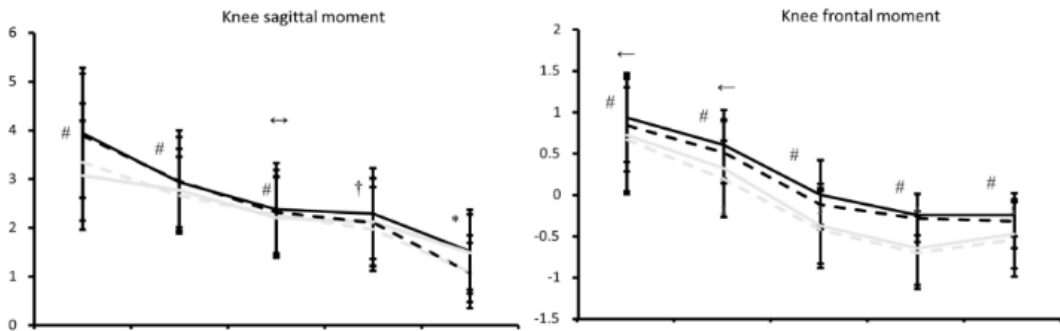


Fig.4.5.b) Momenti sagittale e frontale al ginocchio nello squat eseguito sia a gambe larghe che strette e sia nella variante Low-Bar (rispettivamente linee bianche e linee nere tratteggiate) che in quella High-Bar (rispettivamente linee bianche e nere continue). (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021).

Sul piano frontale, invece, gli autori riportano che in corrispondenza di V_0 a livello di anca e ginocchio vengano a crearsi, rispettivamente, un momento adduttore ed uno abduzione, i quali diventano momento abduzione dell'anca e adduttore del ginocchio in corrispondenza di V_{\min} . Questo in accordo con la precedente ricerca di Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021). Inoltre, Larsen, Kristiansen ed Helms (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021) riportano che i momenti abduzione al ginocchio in corrispondenza di V_0 sono maggiori

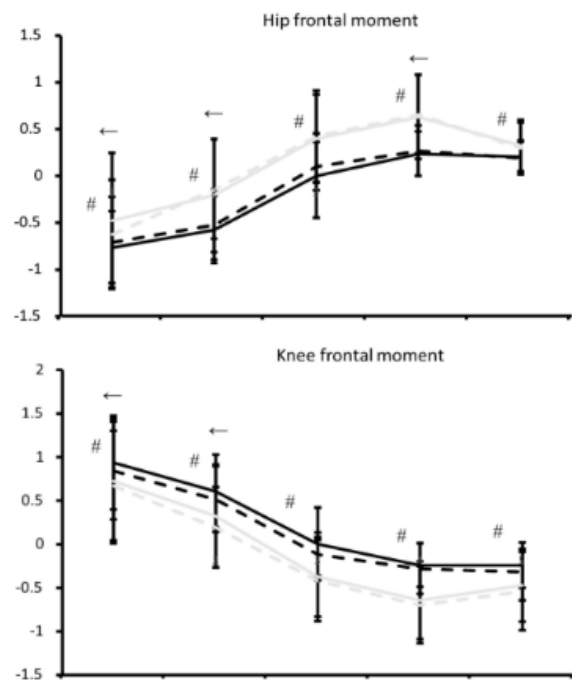


Fig.4.5.c) Confronto tra i momenti sul piano frontale di anca (sopra) e ginocchio (sotto) dello squat eseguito sia a gambe larghe che strette, sia nella variante Low-Bar (rispettivamente linee bianche e nere tratteggiate) che High-Bar (rispettivamente linee bianche e nere continue). I valori negativi indicano adduzione dell'articolazione, mentre quelli positivi indicano l'abduzione della stessa. (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021)

nelle varianti a piedi stretti, mentre le varianti a piedi larghi sono caratterizzate da maggiori momenti adduttori all'anca in ogni evento, ma in particolar modo in

corrispondenza di d_{max} , V_{min} e V_{max2} (fig. 4.5.c). Infine, gli autori riportano che in corrispondenza di V_0 è registrato il massimo momento flessorio di ogni articolazione, malgrado i bracci di leva dei singoli momenti articolari non per forza siano massimi in V_0 : questo dipende dal fatto che in questo evento avviene l'inversione del movimento da fase eccentrica a fase concentrica, e quindi, essendo il momento dato da $M=F \times r$ (dove F è la forza ed r è il braccio), ed essendo $F= m \times a$, il momento ottenuto in V_0 è: $M= m \times a \times r$. Essendo la massa uguale in ogni punto dell'alzata ed il braccio totale non significativamente diverso o addirittura minore in V_0 rispetto agli altri eventi, l'accelerazione ottenuta durante la fase eccentrica sarebbe l'unica variabile ad aumentare la forza totale espressa in V_0 . Quest'ultimo risultato è in disaccordo con quanto detto dallo studio precedente di Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021), che afferma, come sopraccitato, che il momento flessorio all'anca aumenta da V_0 agli eventi successivi, diminuendo solo in corrispondenza di V_{max2} .

In accordo con il primo studio (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021), Schoenfeld conferma che il massimo momento flessorio all'anca è registrato in corrispondenza di V_0 , aggiungendo, inoltre, che tale momento aumenta limitando l'avanzamento delle ginocchia oltre le punte dei piedi, e che la variante Low-Bar, senza riferimento alla larghezza dei piedi, risulta in un maggior momento all'anca e minor momento al ginocchio (Schoenfeld, 2010). Questi risultati sono supportati anche da Glassbrook e colleghi (Glassbrook et al., 2017), i quali aggiungono che, malgrado lo squat Low-Bar risulti in una maggiore inclinazione in avanti del busto, il bilanciere spostato più in basso rispetto alla variante High-Bar diminuisce il braccio di leva all'anca, data la minore inclinazione avanti del busto, diminuendo il potenziale stress a livello lombare e alle caviglie.

Uno studio condotto da Lahti e colleghi ha confermato il maggior sviluppo di momenti adduttori/abduzioni nelle varianti con piedi più larghi, aggiungendo che l'aumento del momento di adduzione del ginocchio durante la Sticking-Region condiziona l'aumento della richiesta di abduzione dell'anca. Questo, per gli autori, è giustificato da un aumento dell'attività del grande gluteo nelle varianti a piedi più larghi.

Lorenzetti e colleghi (Lorenzetti et al., 2012) hanno analizzato il Back-Squat eseguito al parallelo o poco più sotto da soggetti principianti, sia limitando l'avanzamento del ginocchio che senza limitarlo. I risultati dimostrano come limitare l'avanzamento del ginocchio, e quindi la flessione dorsale della caviglia, diminuisca il momento al ginocchio ma aumenti la flessione dell'anca e quindi il momento flessorio sulla stessa. Di fatto, viene riportato come, ad un angolo di estensione del ginocchio di 60° "raw" (fig.3.1), il momento al ginocchio fosse 17% in meno nello squat con restrizioni rispetto a quello senza, ma che il momento all'anca fosse 56% maggiore nello squat con restrizioni (fig.4.6). Per gli autori, la tecnica esecutiva influenza maggiormente l'entità dei momenti che vengono a crearsi rispetto al peso utilizzato, il quale però, è doveroso sottolineare, in questo studio non superava la metà del peso corporeo dei soggetti. Secondo gli autori, l'aumento del momento al ginocchio dipende dall'angolo di inclinazione della tibia sul piano sagittale, e quindi dall'angolo di flessione dorsale della caviglia: infatti, l'aumento del momento flessorio al ginocchio avviene ad angoli di flessione maggiori dello stesso, ottenuti nello squat senza restrizioni rispetto a quello con restrizioni, e spiegabili da maggiore flessione dorsale della caviglia ottenuti nello squat senza restrizioni.

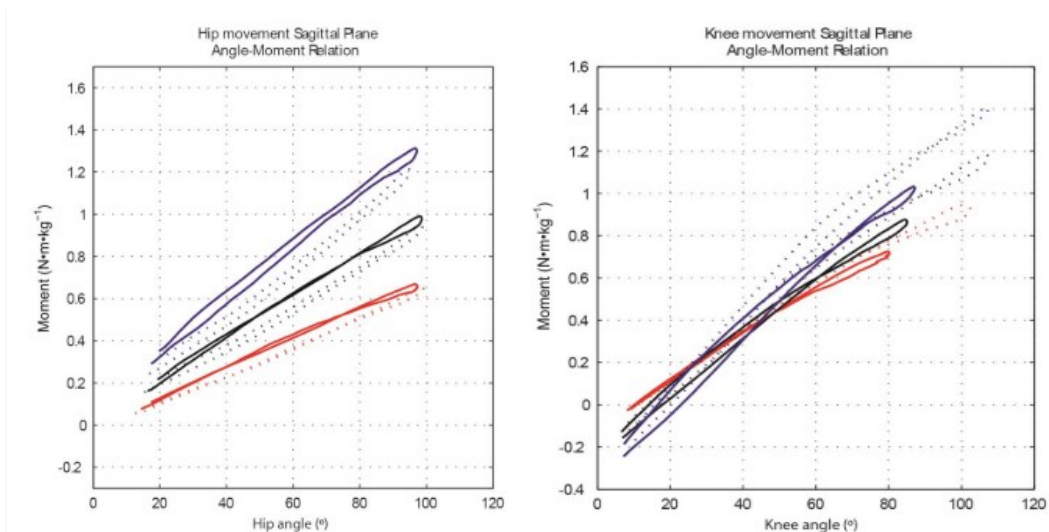


Fig.4.6) Sull'asse verticale si trovano i momenti ($N \cdot m \cdot kg^{-1}$), su quello orizzontale i vari angoli di anca (sinistra) e ginocchio (destra); le linee rappresentano lo squat eseguito limitando l'avanzamento delle ginocchia, i puntini quello senza limitazioni. ROSSO: squat a corpo libero; NERO: squat con sovraccarico pari a 0,25 volte il peso corporeo; BLU: squat con sovraccarico pari a 0,5 volte il peso corporeo. (Lorenzetti et al., 2012)

In accordo con i risultati di Lorenzetti e colleghi (Lorenzetti et al., 2012), Swinton e colleghi (Swinton et al., 2012) riportano che aumentare la verticalità della tibia, e quindi ridurre l'avanzamento del ginocchio e la flessione dorsale della caviglia, come si ricerca nella tecnica dello squat "powerlifting", diminuisce i momenti articolari al ginocchio aumentando quelli all'anca. Questo a causa della maggiore inclinazione del busto in avanti per mantenere il COP dentro la base d'appoggio. Inoltre, gli autori riportano come i momenti alla caviglia siano maggiori nello squat "tradizionale", a causa del maggiore avanzamento del ginocchio e quindi del maggiore spostamento in avanti del COP. Infine, Swinton e colleghi riportano come lo squat "powerlifting" abbia anche i maggiori momenti di abduzione ed intra-rotazione del femore, i cui picchi sono in corrispondenza di V_0 . Analizzando le immagini (Fig.4.7) inserite nella ricerca (Swinton et al., 2012), si nota che lo squat "powerlifting" così inteso ed analizzato dagli autori sia caratterizzato da un larghezza dei piedi

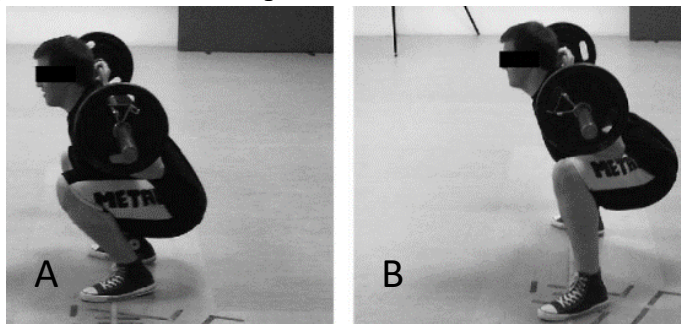


Fig. 4.7) Squat Tradizionale (A) e squat "Powerlifting" (B). (Swinton et al., 2012)

notevolmente maggiore rispetto allo squat "tradizionale": in accordo con Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021) ed (Lahti et al., 2019), i maggiori momenti di abduzione ed intra-rotazione del femore sono spiegabili proprio da questa larghezza maggiore dei piedi.

Legg e colleghi (Legg et al., 2017) analizzano cinematica e dinamica di squat eseguiti con e senza scarpe da sollevamento pesi, con suola rigida e tacco di altezza variabile, a seconda del modello. I risultati di questo studio dimostrano che l'utilizzo delle scarpe da sollevamento pesi promuove l'avanzamento del ginocchio e aumenta il momento alla caviglia rispetto all'esecuzione di uno squat da scalzi. Inoltre, gli autori riportano che l'aumento della flessione del ginocchio promosso dalle scarpe da sollevamento pesi, unito ad angoli del tronco invariati rispetto a quelli di uno squat senza scarpe, indica che vi è un avvicinamento di tronco e coscia sul piano sagittale, e quindi una diminuzione del braccio di leva al ginocchio.

Per quanto riguarda lo squat con SSB, è presente un solo studio che analizza le variabili dinamiche (Kristiansen et al., 2021). Gli autori comparano lo squat con SSB con lo squat High-Bar e Low-Bar. I risultati della ricerca indicano che il braccio di leva al ginocchio è maggiore nello squat con SSB rispetto alla variante Low-Bar in corrispondenza di V_{min} e V_{max2} , e che la variante High-Bar ha un braccio di leva al ginocchio maggiore di SSB in corrispondenza di V_{min} (fig. 4.8). In tutte le condizioni il braccio al ginocchio diminuisce da V_{max1} a V_{max2} , e il braccio all'anca diminuisce da V_{min} a V_{max2} , confermando quanto riportato da Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021). Per quanto riguarda l'articolazione tibio-tarsica, gli autori riportano che la variante Low-Bar ha un maggior braccio di leva alla caviglia rispetto alla variante High-Bar in corrispondenza di V_0 e V_{min} , al contrario di quanto riportato da Glassbrook e colleghi (Glassbrook et al., 2017),

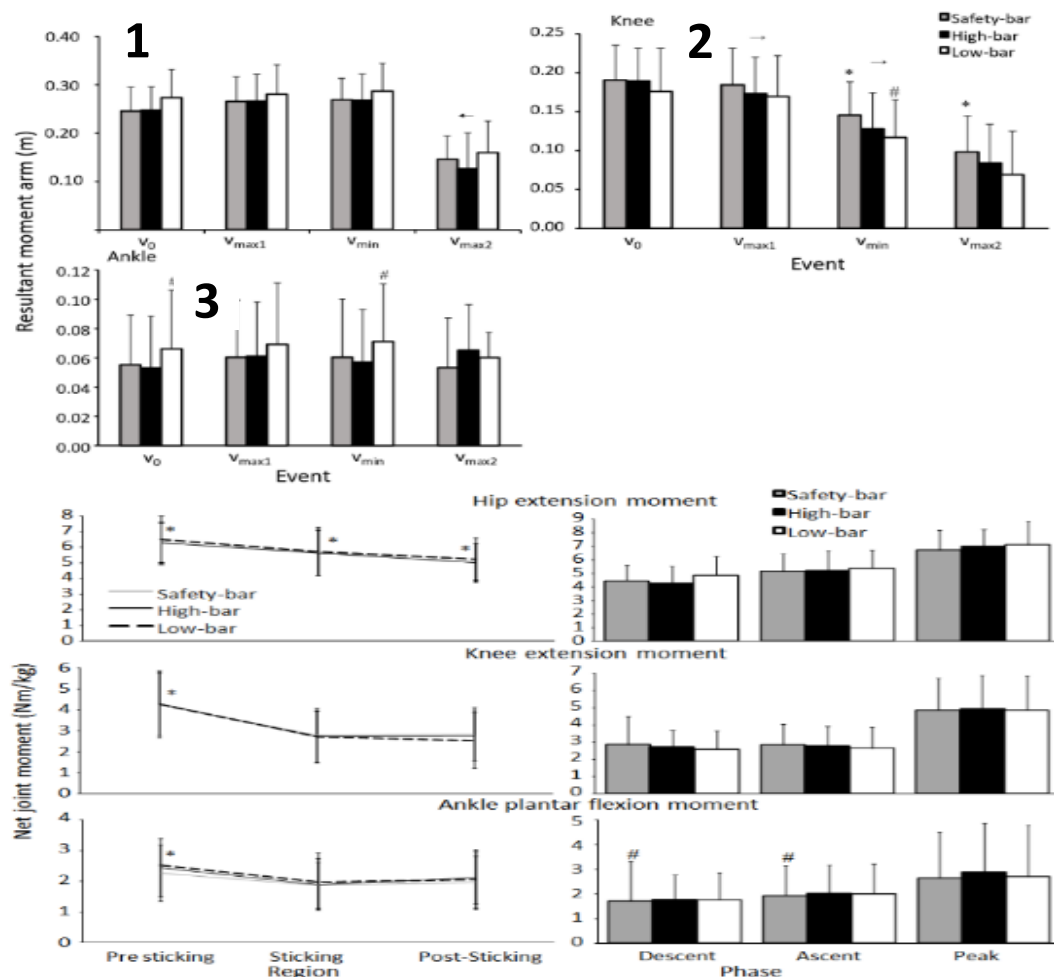


Fig.4.8) Bracci dei momenti (in alto) e momento netto risultante (in basso) all'anca (1), ginocchio (2) e caviglia (3) durante le diverse fasi dell'alzata durante l'esecuzione delle tre varianti: Low-Bar (nero), High-Bar (bianco) e SSB (grigio). (Kristiansen et al., 2021).

secondo cui lo squat High-Bar è caratterizzato da maggiori momenti alla caviglia rispetto al Low-Bar. Questi due risultati opposti potrebbero dipendere dai soggetti misurati: powerlifters competitivi sia durante l'High-Bar che Low-Bar (Glassbrook et al., 2017), e soggetti principianti (Kristiansen et al., 2021). Inoltre, Kristiansen e colleghi (Kristiansen et al., 2021) riportano che il momento estensorio dell'anca diminuisce di evento in evento in tutte le varianti, mentre i momenti estensori del ginocchio e di flessione plantare della caviglia diminuiscono dalla Pre-Sticking-Region alla Sticking-Region e nuovamente dalla Sticking-Region alla Post-Sticking-Region. Questo risultato è in accordo con tutte le ricerche analizzate finora. Il momento estensorio del ginocchio risulta maggiore nello squat con SSB rispetto al Low-Bar, e gli autori (Kristiansen et al., 2021) pensano che questo sia attribuibile alla maggior verticalità del busto nella variante con SSB, con un conseguente minor contributo dell'anca e un maggior contributo del ginocchio. Di fatto, il Low-Bar ha un'inclinazione del busto maggiore anche rispetto all'High-Bar, ma lo spostamento più in basso del bilanciere (confronto fig. 2.1 e 2.2) in questa variante diminuisce la distanza tra il baricentro del sistema soggetto-bilanciere e il fulcro rappresentato dal bacino, risultando in un minore braccio di leva e quindi in una maggiore inclinazione del busto in avanti per produrre lo stesso momento all'anca rispetto all'High-Bar. Questo però crea un maggiore braccio alla caviglia. La variante SSB presenta una maggiore verticalità del busto anche rispetto all'High-Bar, e questo compensa il leggero spostamento avanti del COP causato dal mantenimento delle braccia fuori dalla base di appoggio, attaccate alle maniglie del bilanciere SSB (Kristiansen et al., 2021). Gli autori riportano che il momento flessorio dell'anca diminuisce dalla Pre-Sticking-Point alla Post-Sticking-Point in ogni variante, e i momenti flessori di ginocchio e caviglia diminuiscono di evento in evento, in linea con quanto riportato da Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021). Infine, gli autori riportano che il massimo momento flessorio netto è ottenuto in ogni articolazione in corrispondenza di V_0 , rendendo questo evento potenzialmente il più difficile da superare, in accordo con Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021). Tuttavia, la Sticking-Region inizia successivamente, quindi il grande momento flessorio che viene a crearsi in corrispondenza di V_0 è compensato da una maggiore attività del quadricipite,

dovuta in parte al riflesso da stiramento durante l'inversione del movimento da fase eccentrica a concentrica.

Per quanto riguarda il Front-Squat, in questa tesi sono riportati due studi che comparano la variante High-Bar con quella del Front-Squat. Il primo (Braidot et al., 2007) analizza e compara High-Bar e Front-Squat eseguiti entrambi al parallelo (paragrafo 3.1) da soggetti principianti, ma senza specificare né la larghezza dei piedi, né il peso usato e, da un'immagine presente all'interno della ricerca, indossano delle scarpe da sollevamento pesi (Fig. 4.9). Gli autori riportano un aumento del 22% delle massime forze erogate dall'anca nel High-Bar. Al ginocchio, invece, sembra esserci un momento di estensione maggiore nel Front-Squat rispetto al High-Bar: a parità di carico, gli autori riportano un contributo del ginocchio maggiore nel Front-Squat rispetto al High-Bar.



Fig.4.9) Front-Squat. (Braidot et al., 2007)

Inoltre, gli autori pensano che la maggior entità del momento flessorio registrato all'anca in corrispondenza di V_0 durante l'High-Bar (+13% rispetto a Front-Squat) sia imputabile alla maggior velocità di esecuzione registrata in questa variante, resa possibile dalla maggior stabilità del bilanciamento nella variante High- rispetto al Front (Braidot et al., 2007; Kristiansen et al., 2021).

La seconda ricerca (Gullett et al., 2008), confronta Front-Squat ed High-Bar di 15 soggetti principianti ma con almeno 1 anno di esperienza in sala pesi. I risultati dello studio indicano un momento di estensione del ginocchio maggiore nell'High-Bar rispetto al Front-Squat. Questo risultato è opposto a quello riportato nello studio precedente (Braidot et al., 2007). Questi risultati potrebbero essere spiegati da alcune criticità metodologiche, come ad esempio il fatto che nello stesso giorno e nella stessa seduta si sono eseguiti i test 1RM sia di Front-Squat che di High-Bar, quindi con affaticamento tra le due prove. In secondo luogo, come riportato dagli autori stessi (Gullett et al., 2008), il maggiore momento di estensione risultato

nell'High-Bar potrebbe essere dipeso dal carico assoluto maggiore (non specificato) sollevato in questa variante.

4.3. ANALISI DELLE FORZE DI TAGLIO E COMPRESSIVE NELLE PRINCIPALI ARTICOLAZIONI

Hartmann e colleghi (Hartmann et al., 2013) hanno pubblicato una review della letteratura per quanto riguarda le forze di taglio e compressive generate su ginocchia e schiena durante squat High-Bar, Low-Bar e Front-Squat. Gli autori riportano le massime forze tibio- e patello-femorali registrate in powerlifters durante uno squat Low-bar con 250kg: a 50° “actual” (fig.3.1) di flessione al ginocchio vengono registrate rispettivamente 6750N e 7000N, a 90° “actual” rispettivamente 6000N e 6250N, e a 120° “actual” 5000N e 5500N. Essendo stata calcolata e sperimentata una forza tensile massima di 6000N circa per il tendine rotuleo, gli autori riportano che Escamilla e colleghi (Escamilla, 2001) consigliano di non superare i 90° “actual” (fig.3.1) di flessione di ginocchio per non rischiare infortuni tendinei. Inoltre, sempre Escamilla e colleghi consigliano di eseguire un quarto di squat fino a massimo 130° “actual” (fig.3.1) di flessione del ginocchio in caso siano già presenti lesioni tendinee. Contrariamente alla teoria di Escamilla e colleghi, alcuni studi condotti sia in vivo (Nisell & Ekholm, 1985) che in vitro (Ahmed et al., 1983; Hehne, 1990; Huberti & Hayes, 1984) dimostrano che le maggiori forze compressive retro-patellari si generano a 90° di flessione. All'aumentare della flessione del ginocchio il contatto aggiuntivo che si crea tra il tendine del quadricipite e la fossa intercondiloidea contribuisce ad aumentare la superficie di contatto sulla quale vengono distribuiti il peso e la forza (effetto “wrapping”). L'aumento di superficie diminuisce il rischio infortuni. Inoltre, Hartmann e colleghi aggiungono che i tessuti si adattano all'utilizzo dei sovraccarichi e che la paura di una degenerazione tendinea sia infondata (Hartmann et al., 2013) negli squat con maggiore profondità, poiché comportano l'utilizzo di un carico esterno minore. In aggiunta all'effetto “wrapping” bisogna considerare anche la diminuzione dello sviluppo di forze compressive retro-patellari derivante dall'aumento dello spazio articolare retro-patellare all'aumentare della flessione del ginocchio. Questo aumento di spazio dipendere dallo spostamento craniale dell'area di contatto delle facce articolari. Al contrario, angoli di flessione del ginocchio tra i 90° e i 120°

“actual” (fig.3.1) diminuiscono lo spazio retro-patellare. In aggiunta il massimo picco delle forze avviene all’inversione tra fase eccentrica e concentrica. Se questo avvenisse, come riportato da Escamilla e colleghi (Escamilla, 2001), ad angoli di flessione del ginocchio di 80°-100° “actual” (mezzo squat), esso non disporrebbe della massima superficie su cui scaricare le forze che si svilupperebbero. Per questo motivo Hartmann sconsiglia l’esecuzione del mezzo squat (Hartmann et al., 2013). Questo risulta ancora più importante nel Front-Squat, dove l’avanzamento maggiore del ginocchio rispetto ad un back-squat rende ancora maggiori le forze generate. Inoltre, Hartmann riportano che diminuendo la profondità aumenta il peso sollevabile, e con esso anche le forze sviluppate (Hartmann et al., 2013). Un altro importante parametro è rappresentato l’accelerazione raggiunta durante la fase eccentrica: maggiore è la velocità di arrivo all’inversione, maggiori sono le forze compressive e di taglio al ginocchio (Hartmann et al., 2013), come supportato anche da altri studi (Bentley et al., 2010; Schoenfeld, 2010). Ad ogni modo, sembra che le forze compressive rivestano un ruolo importante nella stabilità del ginocchio durante lo squat, e che l’entità delle forze di taglio dipende dalla tecnica esecutiva utilizzata. Le forze di taglio posteriori vengono assorbite dal legamento crociato posteriore (LCP), e il massimo picco registrato durante uno squat a massima accosciata con un carico di 95kg è circa 600N (Sahli et al., 2008), mentre, invertendo il movimento a 80° “raw” (fig.3.1) (Glassbrook et al., 2019) di flessione del ginocchio e quindi con un mezzo squat, le forze di taglio al LCP senza l’aggiunta di sovraccarichi risultavano 2700N (Toutoungi et al., 2000). È doveroso sottolineare che le forze di taglio sostenute dal LCP sono sempre inferiori alla massima forza tensile dello stesso. Le forze di taglio anteriori, invece, sono assorbite dal legamento crociato anteriore (LCA): esse hanno bassa entità durante la fase concentrica, e sembra che raggiungano un picco negli ultimi 30° “raw” di flessione del ginocchio in un Back-Squat (non specificato se High- o Low-Bar) (Nisell & Ekholm, 1985). Nel Front-Squat, invece, le massime forze anteriori registrate con un sovraccarico di 80kg erano a 160° “actual” (fig.3.1) di flessione circa e misuravano 250N. Nel mezzo Front-Squat, dove l’accelerazione era maggiore lo stesso carico risultava 720N a 140° “actual” di flessione del ginocchio. In base a questi calcoli, comunque, gli squat profondi non generano né forze

anteriori né posteriori che possano danneggiare le strutture passive (PCL e ACL). Inoltre, il processo di adattamento all'allenamento genera un inspessimento dei legamenti, e quindi un aumento della loro massima forza tensile (Hartmann et al., 2013). Per quanto riguarda i tendini, quello del quadricipite sembra essere il 90% più forte di quello rotuleo (D. J. Adams et al., 2006), anche grazie al suo maggior spessore (+ 25-30%). È stato osservato però che il distacco apofisario della tuberosità tibiale (sede di inserzione del tendine rotuleo) durante una spinta nell'esercizio di slancio del Weightlifting necessitava di un carico minimo applicato di 14500N (Zernicke et al., n.d.). L'avulsione del tendine del quadricipite, invece, è stata osservata durante uno squat di 382,5kg eseguito da un powerlifter competitivo, ed è stata calcolato un carico minimo compreso tra i 11000N e i 18300N affinché questa avvenisse (Nisell & Ekholm, 1985). Quindi, sicuramente il tendine del quadricipite è più resistente di quello patellare, ma probabilmente non così tanto come riportato Adams e colleghi (D. J. Adams et al., 2006) (Hartmann et al., 2013). Infine, è doveroso sottolineare che la review della letteratura tenuta da Hartmann e colleghi (Hartmann et al., 2013) si basa su studi abbastanza datati, il che potrebbe rendere i risultati di questi ultimi sorpassati o non più accreditati.

Per quanto riguarda i carichi e le forze alla schiena, non sono stati trovati studi in cui venissero calcolate le forze compressive sulla zona lombare a diverse profondità di squat. L'unico studio a calcolare indirettamente le forze compressive alla schiena è quello di Capuozzo e colleghi (Cappozzo et al., 1985), nel quale è riportato che uno squat eseguito con un sovraccarico di 0.8/1.6 volte il peso corporeo crea delle forze compressive tra L3 ed L4 pari ad 8-10 volte il peso corporeo in concomitanza con il passaggio da fase concentrica ad eccentrica. Inoltre, a carichi così elevati la compressione assiale unita alla flessione della colonna porta il rischio di un prolasso dei dischi intervertebrali. Nel caso in cui la pressione assiale fosse accompagnata dalle normali curvature fisiologica della colonna, in particolare del tratto lombare, l'anello debole diventerebbero i corpi vertebrali, che sono i primi a cedere alla compressione assiale (M. A. Adams & Dolan, 1995). Hartmann e colleghi aggiungono che serve tenere in considerazione gli adattamenti che dischi intervertebrali e corpi vertebrali hanno grazie all'allenamento programmato con i

sovraccarichi, e tramite i quali aumenta la forza massima sostenibile dagli stessi grazie ad un aumento della mineralizzazione ossea.

In un secondo studio che tratta delle forze di taglio e compressive che si creano durante lo squat (Schoenfeld, 2010), gli autori riportano che aumentando la mobilità della caviglia aumenta di conseguenza la stabilità delle altre articolazioni. Se la caviglia non assicurasse un adeguato grado di flessione dorsale durante lo squat, i possibili scenari sarebbero due:

- Il tallone si solleverebbe da terra all'avanzare della discesa. Toutoungi e colleghi (Toutoungi et al., 2000) riferiscono che il sollevamento del tallone durante la fase eccentrica aumenta le forze di taglio al ginocchio in direzione anteriore, ovvero quelle assorbite dal LCA, sia nella fase eccentrica che in quella concentrica;
- Se il tallone non si alzasse verrebbe limitato l'avanzamento del ginocchio, e questo creerebbe, secondo Schoenfeld (Schoenfeld, 2010), un aumento delle forze di taglio alla zona lombare. Questo è condiviso anche da Lorenzetti e colleghi (Lorenzetti et al., 2012) e Swinton e colleghi (Swinton et al., 2012), i quali aggiungono che con l'aumentare dell'avanzamento e della flessione del ginocchio sul piano sagittale aumentano rispettivamente le forze di taglio e le forze compressive sviluppate sul ginocchio stesso.

Per quanto riguarda il ginocchio, Schoenfeld e colleghi riportano che la funzione dell'ACL nello squat è quella di assorbire le forze di taglio in direzione anteriore, limitando la traslazione anteriore della tibia (soprattutto nei primi angoli del movimento) e limitando intra- ed extra-rotazioni di quest'ultima, mentre il PCL assorbe le forze di taglio in direzione posteriore, nonché la traslazione anteriore della tibia verso la fine del movimento. Questo in accordo con Hartmann e colleghi (Hartmann et al., 2013). Il ruolo dei collaterali mediali e laterali, invece, è stabilizzare il ginocchio sul piano frontale, assorbendo parte delle forze che derivano dei momenti di varo e valgo del ginocchio.

Schoenfeld riporta che le forze compressive al ginocchio aumentano all'aumentare della flessione dello stesso, in accordo con Swinton e colleghi (Swinton et al., 2012), e che le massime forze compressive, registrate con carichi sollevati da

powerlifters competitivi, misurano 8000N a 130° “raw” (fig.3.1) di flessione del ginocchio. La maggior parte di queste forze derivano, per Schoenfeld, dalla forza sviluppata dal quadricipite femorale. Queste forze, però, sono nettamente inferiori rispetto alla massima forza tensile del tendine rotuleo e del quadricipite. Per quanto riguarda le forze di taglio, l'avanzamento della tibia, e quindi del ginocchio, aumenta queste ultime (Schoenfeld, 2010), come evidenziato anche da Swinton e colleghi (Swinton et al., 2012). Lo sviluppo delle forze di taglio anteriori hanno un picco a circa 30° “raw” di flessione del ginocchio, e queste vengono assorbite per la maggior parte dall'ACL, e in parte anche dalla co-contrazione degli ischio-crurali, i quali trazionano indietro la tibia. Però, le massime forze registrate e assorbite dal LCA non superano nemmeno il 10% della massima forza tensile dello stesso (Schoenfeld, 2010). Le forze di taglio posteriori, invece, iniziano a circa 30° “raw” di flessione del ginocchio, per avere un picco in massima accosciata. Anche in questo caso, le forze di taglio sviluppate con carichi normalmente utilizzati da soggetti principianti non raggiungono nemmeno la metà della forza tensile massima di un LCP non lesionato (Schoenfeld, 2010). Infine, Schoenfeld riporta che una ridotta larghezza dei piedi (0.9-1.2 volte la larghezza spalle misurata tra i due acromion) diminuisce lo sviluppo di forze compressive al ginocchio rispetto ad una larghezza dei piedi maggiore (1.6-1.9 volte la larghezza spalle misurata tra i due acromion), aumentando però lo sviluppo di forze di taglio.

Per quanto riguarda l'anca, Schoenfeld, in accordo con Swinton e colleghi (Swinton et al., 2012), riferisce che all'aumentare della flessione aumentano le forze di taglio lombari, e che limitando l'avanzamento del ginocchio aumenta di conseguenza la flessione dell'anca. Questo è condiviso anche da Braidot (Braidot et al., 2007) e Kristiansen (Kristiansen et al., 2021), i quali aggiungono che il Front-Squat ha meno flessione all'anca del Back-Squat (non specificato ma probabilmente High-Bar) e quindi meno forze di taglio lombari, e che la SSB consente il mantenimento di un angolo più aperto all'anca dell'High-Bar, che a sua volta è caratterizzato da un angolo più aperto all'anca del Low-Bar, anche in accordo con Schoenfeld (Schoenfeld, 2010). Questo rende il Front-Squat e squat con SSB le varianti con meno sviluppo di forze di taglio lombari, seguite da High-Bar e infine Low-Bar.

Infine, per quanto riguarda la colonna vertebrale, l'esecuzione di uno squat con la colonna flessa aumenta le forze di taglio a livello lombare in maniera significativa, aumentando il rischio di erniazione (Schoenfeld, 2010). Allo stesso modo, però, anche l'eccessiva estensione della colonna durante uno squat ha un effetto deleterio aumentando, le forze compressive sui corpi vertebrali. L'utilizzo della "manovra di Valsalva", che prevederebbe un aumento controllato e volontario della pressione



Fig.4.10) Due modelli di cintura da sollevamento pesi.

<https://www.powerliftingshop.it/shop/cintura-weightlifting-double-prong-buckle-belt-strengthshop/>
<https://www.powerliftingshop.it/cintura-palestra-sbd/>

addominale, diminuisce drasticamente le forze di taglio lombari, stabilizzando la zona addominale e limitando la flessione della colonna vertebrale (Blazek et al., 2019; Schoenfeld, 2010). L'effetto della manovra di Valsalva è ancora più forte se essa viene eseguita indossando una cintura da sollevamenti pesi (fig.4.10) (McGill et al., 1990).

4.4. ANALISI DINAMICA DELLA STICKING-REGION

Dal punto di vista dinamico, la Sticking-Region è causata dalla diminuzione della produzione di forza da parte di grande gluteo, quadricipite, e ischio-curali durante la Sticking-Region (Kristiansen et al., 2021; Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021; Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021). Questo è confermato dalla diminuzione delle GRFs verticali durante la Sticking-Region (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021), e in particolar modo durante d_{max1} (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021). Questo sembra dipendere dalla concomitanza di due eventi:

1. In primo luogo, vi è un aumento del momento all'anca da V_0 a V_{min} , dato dalla graduale diminuzione dell'angolo della stessa e dell'aumento di inclinazione del busto in avanti, quindi dall'aumento del braccio di leva all'anca. Questo aumenta la richiesta di contributo all'estensione dei muscoli dell'anca (grande gluteo, ischio-curali, ecc...) al presentarsi della Sticking-Region;
2. In secondo luogo, l'angolo che viene a crearsi all'anca durante lo Sticking-Region sembra essere non-ottimale per la produzione di forza da parte del

grande gluteo, che si trova in una posizione svantaggiosa di eccessivo allungamento.

Quindi, l'unione tra un'aumentata richiesta di estensione dell'anca (a sua volta data dall'aumento del momento flessorio all'anca) e una diminuita produzione di forza da parte del principale estensore della stessa, sembrano essere la causa primaria della Sticking-Region. In aggiunta, sembra che durante la Sticking-Region ci sia un declino notevole del contributo del ginocchio al momento di estensione netto totale, ma un costante contributo della caviglia (Maddox & Bennett, 2021). Questo sembra essere la conferma della transizione del motore principale dell'alzata da ginocchio ad anca.

Per arrivare alla Sticking-Region, però, serve prima passare per la Pre-Sticking-Region: sembra che l'inversione del movimento inizi con l'estensione del ginocchio e la flessione plantare della caviglia. Inizialmente, dunque, la fase concentrica dello squat è a carico di ginocchio e caviglia, la cui velocità angolare di estensione ha un picco a V_{max1} , mentre l'anca non ha ancora una grande estensione durante questa prima fase. Sebbene in V_0 si registri il massimo braccio di leva, nonché momento, per caviglia, ginocchio ed anca, la Sticking-Region si presenta successivamente (Kristiansen et al., 2021; Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021; Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021). Questo troverebbe spiegazioni diverse ma simili: per Larsen, Kristiansen e van den Tillaar (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021) il fatto che la fase concentrica inizi con estensione di ginocchio e flessione plantare di caviglia dipende dalla minor forza di inerzia a cui queste due articolazioni sono soggette rispetto all'anca, dato il maggior vincolo al bilanciere che quest'ultima ha rispetto a caviglia e ginocchio. Questo comporta una maggior velocità nell'apertura degli angoli di ginocchio e caviglia rispetto ad anca. Una seconda ipotesi sostiene che nella prima parte della fase concentrica i maggiori momenti articolari vengono compensati da una maggiore attivazione del quadricipite, potenziata dal riflesso da stiramento al quale lo stesso quadricipite va in contro durante l'inversione del movimento (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021). L'ultima ipotesi (Kristiansen et al., 2021) sostiene che durante la fase eccentrica si accumuli energia elastica, la quale viene restituita nell'inversione del movimento. Indipendentemente da quale tra queste ipotesi sia corretta, o la più

corretta, il risultato è che da V_0 a V_{max1} caviglia e ginocchio aumentano la velocità di estensione e flessione plantare in maniera maggiore rispetto all'anca, creando i presupposti per i quali, raggiunta d_{max1} e V_{min} (nonché la Sticking-Region), l'angolo all'anca e la flessione del tronco sono maggiori rispetto che all'evento V_0 , creando un momento all'anca maggiore. Una volta superata la Sticking-Region, entrati nella Post-Sticking-Region, avviene un declino dei momenti agenti su ogni articolazione. Secondo Kristiansen e colleghi la diminuzione dei momenti a ginocchio e caviglia da V_0 a V_{max2} e la diminuzione del momento all'anca da Sticking-Region a Post-Sticking-Region sono apprezzabili in ogni variante di squat presa in analisi nella loro ricerca (High-Bar, Low-Bar e squat con SSB) (fig.4.11).

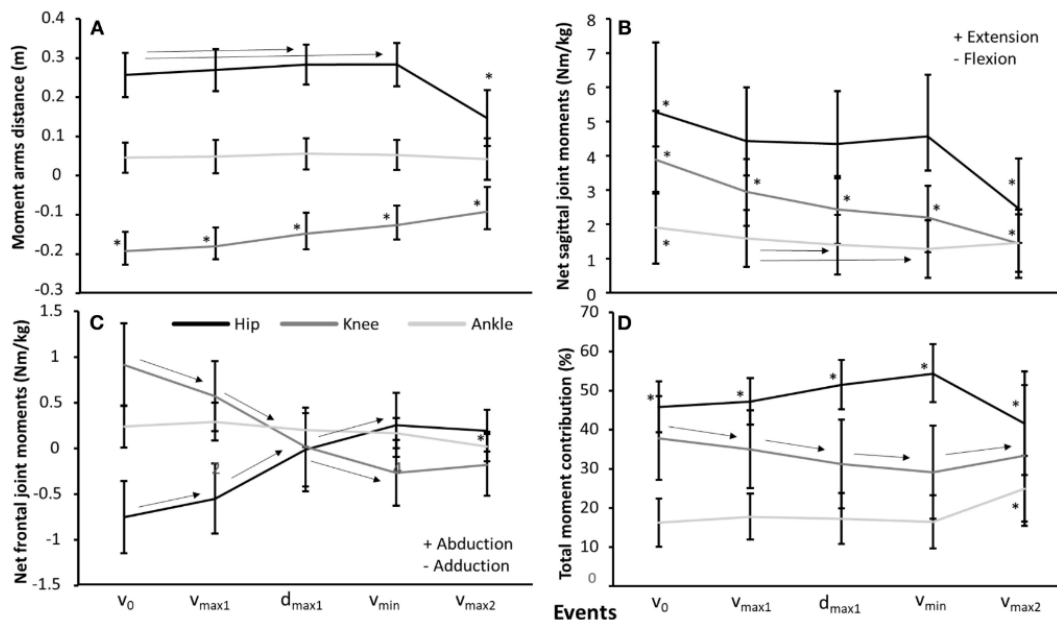


Fig. 4.11) A: Lunghezza dei bracci di leva alle varie articolazioni durante l'esecuzione di uno squat High-Bar;
 B: Momento netto sul piano sagittale durante l'esecuzione di uno squat High-Bar;
 C: Momento netto sul piano frontale durante l'esecuzione di uno squat High-Bar;
 D: Contributo delle varie articolazioni al momento estensorio totale nell'esecuzione di uno squat High-Bar;
 Linea nera—: Anca; Linea grigia scura—: Ginocchio; Linea grigia chiara—: Caviglia
 (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021)

4.5. CONSIDERAZIONI

Al netto di possibili limitazioni metodologiche presenti in alcuni degli studi analizzati, è possibile creare una mappa delle diverse variati dello squat analizzate e dei loro effetti principali a livello dinamico. Partendo dall'articolazione dell'anca, sembra che all'aumentare dell'inclinazione del busto avanti aumenti il momento flessorio all'anca, nonché le forze di taglio alla zona lombare, che risultano ancora

maggiori se lo squat viene eseguito con la colonna vertebrale flessa. Questo ordina le diverse varianti in modo crescente per la produzione di momento flessorio all'anca e di forze di taglio a livello lombare, mentre in ordine decrescente per la produzione di forze compressive lombari, a parità di carico, in questo modo: SSB/Front-Squat, High-Bar, Low-Bar;

Allo stesso modo è possibile categorizzare le diverse varianti a seconda delle forze e dei momenti che si creano al ginocchio; come linea generale, si può dire che tanto maggiori sono la flessione e l'avanzamento del ginocchio, tanto maggiori sono i momenti flessori che si creano, e maggiori risultano le forze compressive e di taglio, rispettivamente. Quindi, in linea anche con quanto descritto nel capitolo dedicato alla cinematica del gesto, ordinando in ordine decrescente le varianti dello squat in funzione delle forze e dei momenti al ginocchio avremo: Front-Squat, High-Bar, Low-Bar e SSB;

Per quanto riguarda la caviglia, i momenti che agiscono su quest'ultima sono tanto minori quanto minore è la sua flessione dorsale. Limitando quest'ultima, vengono limitati non solo i momenti e le forze in gioco sulla caviglia, ma anche l'avanzamento e la flessione del ginocchio, nonché i momenti e le forze in gioco su quest'ultimo. Di contro, limitare la flessione della caviglia, nonché l'avanzamento del ginocchio, aumenta il momento flessorio all'anca e le forze di taglio agenti sulla zona lombare in maniera maggiore rispetto alla diminuzione di forze/momenti su caviglia e ginocchio. L'ordine crescente rispetto alla generazione di forze/momenti alla caviglia è: SSB, Low-Bar, High-Bar, Front-Squat.

Per quanto riguarda la scelta della distanza tra i piedi, una larghezza minore sembra promuovere la flessione dorsale della caviglia e la flessione del ginocchio, quindi le forze e i momenti alle stesse articolazioni, mentre una larghezza maggiore sembra aumentare i momenti di adduzione dell'anca e abduzione del ginocchio, e di conseguenza le GRF orizzontali.

Lo sviluppo delle GRFs, sia nella componente verticale che orizzontale, dipende molto dalla variante utilizzata. In ordine decrescente di GRFs espresse abbiamo Low-Bar, High-Bar, e con valori simili tra Front-Squat e SSB.

CAPITOLO 5

ANALISI ELETTROMIOGRAFICA

5.1. ANALISI ELETTROMIOGRAFICA DELLA STICKING-REGION

Dal punto di vista elettromiografico, van den Tillaar e colleghi (van den Tillaar et al., 2020) definiscono le attività di grande e medio gluteo, quadricipite femorale, ischio-crurali, soleo ed erettori spinali come “specifiche” della fase di risalita dello squat, facendo riferimento alla schematizzazione degli eventi della fase concentrica dello squat definita nello studio di Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021). L’attività elettromiografica del grande, medio gluteo ed ischio crurali aumenta progressivamente durante la risalita: per essere precisi il primo e aumenta la sua attività dalla Pre-Sticking-Region alla Sticking-Region per poi diminuire leggermente durante la Post-Sticking-Region, mentre il secondo e i terzi aumentano la sua attività dalla Pre-Sticking-Region alla Post-Sticking-Region, sia nello squat High-Bar che Low-Bar (fig.5.1).

Muscle (μv)	Pre-sticking region		Sticking region		Post-sticking region	
	High bar	Low bar	High bar	Low bar	High bar	Low bar
Gluteus max	33 ± 5	34 ± 5*	93 ± 15	93 ± 15	85 ± 10	87 ± 9
Gluteus med	30 ± 4*	31 ± 4*	83 ± 13*	86 ± 15*	115 ± 16*	110 ± 14*
Biceps femoris	80 ± 8	105 ± 21	99 ± 19	116 ± 22	136 ± 33	136 ± 27
Semitendinosus	81 ± 17	51 ± 7	102 ± 21	97 ± 16	113 ± 20	111 ± 20
Vastus lateralis	378 ± 87*	391 ± 90*	331 ± 82*	335 ± 77*	257 ± 70*	226 ± 51*
Rectus femoris [†]	310 ± 61*	252 ± 60*	246 ± 64*	212 ± 57*	119 ± 47*	85 ± 54*
Vastus medialis [†]	381 ± 89	331 ± 79	361 ± 74	315 ± 66	292 ± 46	229 ± 45*
Soleus	238 ± 36 [†]	231 ± 43*	164 ± 37	154 ± 30	124 ± 23	133 ± 24
Gastrocnemius	156 ± 61	103 ± 35	67 ± 10	52 ± 7	72 ± 22	52 ± 10
Lower erector spinae [†]	273 ± 27	202 ± 30	251 ± 20	192 ± 26	202 ± 16*	124 ± 22*
Upper erector spinae	209 ± 59	210 ± 63	202 ± 54	189 ± 54	173 ± 58	88 ± 21*

Fig.5.1) Confronto delle analisi EMG di High-Bar e Low-bar dei principali muscoli coinvolti nello squat durante Pre-Sticking-Region, Sticking-Region e Post-Sticking-Region. (van den Tillaar et al., 2020)

Al contrario, l’attività elettromiografica di quadricipite, soleo ed erettori spinali, diminuisce al progredire dell’alzata (van den Tillaar et al., 2020). Secondo gli autori, questo è spiegabile dal fatto che la fase di risalita inizia con l’estensione del ginocchio e la flessione plantare della caviglia, rispettivamente a carico di quadricipite femorale e soleo. L’attività di questi muscoli diminuisce, dunque, intorno a V_{\min} , ovvero quando il ruolo di motore principale dell’alzata passa ai glutei ed agli ischio-crurali. Infatti, l’attività elettromiografica di grande e medio gluteo è irrisoria nella prima fase di risalita (fig.5.1), a causa della lunghezza

svantaggiosa a cui le fibre di questi muscoli si trovano, unita al grande braccio di leva a cui sono esposti. Questa iniziale condizione di svantaggio nella produzione di forza va via via a diminuire grazie all'estensione di ginocchio e alla flessione plantare di caviglia, le quali diminuiscono la lunghezza iniziale svantaggiosa del grande gluteo e, di conseguenza, creano delle condizioni più favorevoli per la produzione di forza da parte del gluteo stesso. Sempre gli autori (van den Tillaar et al., 2020) riportano come la Sticking-Region dipenda dal ritardo nella produzione di forza del grande gluteo rispetto alla diminuzione di produzione di forza di quadricipite e soleo: a causa di questa mancata sincronia, dunque, il grande gluteo non sostituisce in tempo i muscoli che fino a poco prima di d_{max1} erano stati i motori principali dell'alzata, dando così origine a d_{max1} e alla Sticking-Region. Per quanto riguarda gli erettori spinali, essi diminuiscono la loro attività elettromiografica al progredire dell'alzata: questo dipende dalla sempre minore richiesta di estensione della colonna, grazie alla progressiva diminuzione del braccio di leva rappresentato dalla stessa (van den Tillaar et al., 2020). Il ruolo degli erettori spinali è, dunque, via via sempre meno importante, data la sempre minor necessità di controbilanciare il momento flessorio della colonna. La loro attività è invece fondamentale durante la Pre-Sticking-Region, in quanto il momento flessorio della colonna è massimo e necessita, dunque, del massimo contro-bilanciamento. Tutti questi risultati sono confermati anche da altri studi (Larsen, Kristiansen, & van den Tillaar, 2021; Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021; Kristiansen et al., 2021).

Per quanto riguarda gli erettori spinali, Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021) riportano risultati leggermente differenti da van den Tillaar e colleghi (van den Tillaar et al., 2020): infatti, per Larsen e colleghi gli erettori spinali diminuiscono la loro attività solo dopo la Sticking-Region, regione in cui la maggiore flessione del tronco, nonché la maggiore necessità di controbilanciare il momento flessorio a cui la colonna è soggetta durante questa regione richiedono un'elevata attivazione degli estensori della colonna. Superata la Sticking-Region, il busto diminuisce la sua inclinazione in avanti, e l'attività degli erettori spinali diventa meno necessaria, quindi diminuisce.

Kristiansen e colleghi (Kristiansen et al., 2021) (fig. 5.4.a/5.4.b), invece, analizzano non solo lo squat High-Bar e Low-Bar, ma anche lo squat con SSB: i risultati

indicano che, durante Sticking- e Post-Sticking-Region, il grande gluteo è più attivo con la SSB rispetto alle altre due varianti, malgrado i minori kg sollevati. Secondo gli autori, questo dipende dal fatto che, vista la maggiore verticalità del tronco con la SSB rispetto all'High- e Low-Bar, il gluteo si trova in una posizione ancora più svantaggiosa per la produzione di forza e quindi, per compensare l'angolo e la lunghezza svantaggiosa delle sue fibre, la sua attività elettromiografica aumenta. Questa teoria trova conferma parziale nello studio di Murawa e colleghi (Murawa et al., 2020), che compara lo squat High-Bar e Low-Bar eseguiti da 12 powerlifters agonisti. I risultati di questo studio sostengono che nello squat High-Bar il grande gluteo è più attivo rispetto alla variante Low-Bar: per gli autori, questa è una strategia compensatoria per controbattere la minor attività degli ischio-crurali nella variante High-Bar, vista la loro minore lunghezza di partenza data dalla minor inclinazione in avanti del busto e quindi antiversione del bacino. Dunque, dato che nella variante SSB il tronco è ancora più verticale che nella variante High-Bar, la maggior attività del grande gluteo con la SSB dipende, oltre che dal tentativo di compensare la leva sfavorevole per la produzione di forza (Kristiansen et al., 2021), anche dal tentativo di compensare la minor attività degli ischio-crurali.

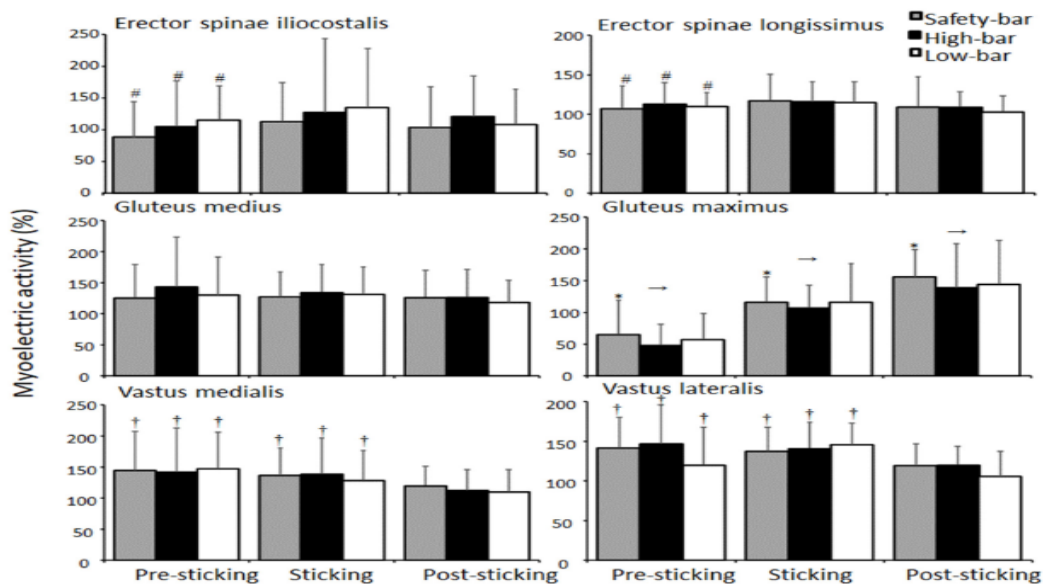


Fig.5.4.a) EMG dei principali muscoli coinvolti nello squat durante Pre- Sticking-Region, Sticking-Region e Post- Sticking-Region in squat HB, LB e con SSB. (Kristiansen et al., 2021)

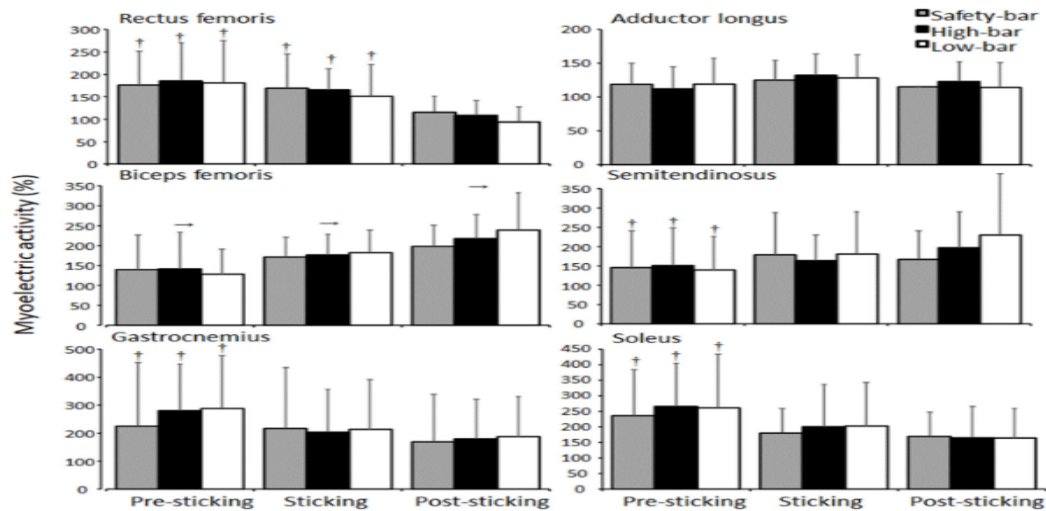


Fig.5.4.b) EMG dei principali muscoli coinvolti nello squat durante Pre- Sticking-Region, Sticking-Region e Post- Sticking-Region in squat HB, LB e con SSB. (Kristiansen et al., 2021)

5.2. ANALISI ELETTROMIOGRAFICA DELLE VARIANTI ESECUTIVE ANALIZZATE

Il primo studio ad analizzare i tracciati EMG dei diversi muscoli utilizzati durante lo squat è quello di Dionisio e colleghi (Dionisio Carlos et al., 2008), il quale prende in analisi la cinematica, la cinetica e l'elettromiografia della fase eccentrica di un quarto di squat e di un mezzo squat a corpo libero, e con restrizione del movimento del tronco sul piano sagittale. Nello studio, la discesa del movimento viene suddivisa in diverse fasi:

- FASE 1-2 → Riposo: Busto ancora verticale, COP al centro del piede, momento di flessione plantare alla caviglia;
- FASE 3 → Pre-Squat → pochi millesimi prima dell'inizio del movimento, viene attivata lo schema motorio di discesa, che comporta una leggera modifica del momento al ginocchio ed EMG di alcuni muscoli agenti sullo stesso;
- FASE 4 → Il movimento inizia e il corpo inizia ad accelerare verso il basso. Il COP si sposta verso i talloni e il momento di flessione plantare alla caviglia è sempre più forte;
- FASE 5 → Decelerazione: Avviene il massimo ed improvviso spostamento del COP verso le punte dei piedi, accompagnato da un grande incremento del momento di flessione plantare. Questo causa un aumento dell'attività

del tibiale anteriore. Il momento al ginocchio, invece, aumenta drasticamente verso la estensione.

- FASE 6-8: Posizione target: il COP raggiunge la massima distanza verso le punte dei piedi. Inizia la risalita.

Secondo questo studio (Dionisio Carlos et al., 2008), l'inizio del movimento dipende dall'attivazione pre-programmata del tibiale anteriore, con il conseguente aumento del momento di dorsi-flessione alla caviglia e l'avanzamento del COP. Questo è in accordo con i risultati della ricerca di Cheron e colleghi (Cheron et al., 1997), per cui l'inizio del movimento dello squat avviene grazie alla disattivazione dei flessori plantari e all'aumento dell'attività dei flessori dorsali della caviglia. Risultati differenti sono stati ottenuti da Hase e colleghi (Hase et al., 2004), secondo cui l'inizio del movimento di squat è a carico della disattivazione degli erettori spinali, con la conseguente flessione del tronco e conseguente spostamento in avanti del COP. Tutti e tre gli studi concordano però sul fatto che la fase di discesa avvenga grazie alla forza di gravità, che consente il raggiungimento della posizione target mediante la diminuzione del tono muscolare dei vari muscoli interessati nello squat. Ciò trova riscontro in diverse ricerche che hanno registrato una ridotta attività elettromiografica dei diversi muscoli coinvolti nello squat durante la fase eccentrica rispetto alla fase concentrica (Coratella et al., 2021; Gullett et al., 2008; Kristiansen et al., 2021; Murawa et al., 2020). In aggiunta, potrebbe esserci una differenza nel pattern motorio di accosciata a seconda del sesso del soggetto (Mehls et al., 2022), I risultati del loro studio indicano che l'uomo tende ad avere una maggiore attivazione degli ischio-crurali rispetto alle donne, soprattutto durante la fase eccentrica. Gli autori pensano che possa dipendere dal carico assoluto maggiore utilizzato dagli uomini rispetto alle donne (1RM rispettivamente 140 ± 25 kg e 83 ± 22 kg), e che questa maggiore attivazione dia più stabilità e controllo all'alzata.

Murawa e colleghi (Murawa et al., 2020) comparano lo squat High-Bar e Low-Bar eseguiti da 12 atleti di powerlifting nazionali con almeno 3 anni di esperienza, e con l'utilizzo di una calzatura da sollevamento pesi (adidas powerlift 3). I tracciati EMG rivelano una maggiore attività in fase concentrica rispetto all'eccentrica, e una maggiore attività nello squat Low-Bar rispetto all'High-Bar. In particolar

modo, lo squat Low-bar sembra attivare maggiormente gli erettori spinali lombari, il grande gluteo e gli ischio-crurali. Inoltre, sembra che in entrambi gli squat il grande gluteo sia il muscolo più attivo nella fase concentrica rispetto alla fase eccentrica, di 3 volte nel Low-Bar e di 4 volte nell'High-Bar. La minore inclinazione del busto nell'High-Bar contribuisce ad una minore attivazione degli ischio-crurali, compensata dalla maggiore attivazione del grande gluteo. Secondo gli autori, infatti, la maggiore differenza tra Low-Bar ed High-Bar è proprio l'attivazione degli ischio-crurali. Nello squat Low-Bar, la maggiore larghezza dei piedi, unita ad una maggiore inclinazione del busto in avanti inducono, rispetto all'High-Bar, un pre-stiramento degli ischio-crurali ottimale per lo sviluppo di forza da parte di questi, limitando dunque la minore attivazione che il gluteo dovrebbe compensare.

Van den Tillaar e colleghi (van den Tillaar et al., 2020) riportano invece come l'attività degli erettori spinali sia maggiore nella variante High-Bar, insieme all'attività del retto del femore e del vasto mediale. Per gli autori, il maggior braccio di leva dato dal posizionamento del bilanciere più in alto sul tronco, e quindi l'aumentato momento a parità di angolo all'anca e peso alzato, genera una maggior attività degli erettori spinali per contrastare il momento flessorio lombare. Avendo questi due studi (Murawa et al., 2020; van den Tillaar et al., 2020) analizzato sia la variante Low-Bar che High-Bar eseguite da Powerlifters agonisti, sarebbe interessante approfondire perché van den Tillaar e colleghi hanno riportato uguali angoli di flessione dell'anca in entrambe le varianti rispetto allo studio di Murawa e colleghi. La tecnica esecutiva degli atleti, e le possibili differenze antropometriche degli stessi (Cibulka, 2004; Hartmann et al., 2013; Maruyama et al., 2001), di cui in nessuno dei due studi si è tenuto conto, potrebbero essere alla base di queste differenze.

Kubo e colleghi (Kubo et al., 2019) hanno testato l'effetto di un allenamento di squat su 17 soggetti senza esperienza, per vedere la differenza nell'attivazione dei muscoli della coscia utilizzando uno squat completo e un mezzo squat entrambi High-Bar. Dei due gruppi testati, uno si allenava con un programma basato su squat completi (FST, da ginocchio esteso a circa 40° "actual" di flessione) e l'altro con mezzi squat (HST, da ginocchio esteso a 90° "actual" di flessione), 2 allenamenti a

settimana per 10 settimane. I risultati dello studio hanno evidenziato che allenare lo squat completo aumenta il carico sollevabile anche con un mezzo squat, ma non il contrario. Inoltre, non si è registrata una differenza di aumento di ipertrofia per gli estensori del ginocchio tra i due gruppi. Diverso è per gli adduttori della coscia e il grande gluteo, che hanno evidenziato maggior ipertrofia nel gruppo FST rispetto al gruppo HST. In accordo con altri studi (Schoenfeld, 2010), Kubo e colleghi (Kubo et al., 2019) indicano che la profondità dell'accosciata sembra giocare un ruolo importante nell'ipertrofia del grande gluteo e degli adduttori, ma non degli estensori del ginocchio per i quali il carico usato ha un ruolo più importante ai fini di sviluppo dell'ipertrofia.

Risultati differenti sono ottenuti dallo studio di Bryanton e colleghi (Bryanton et al., 2012), che analizzano lo squat High-Bar con ripetizioni dal 50% al 90% del 1RM, eseguito da 10 donne allenate ed a diverse profondità (da 120° a 30° “actual” di flessione del ginocchio), partendo dal pretesto che aumentando il momento articolare netto dell'anca in maniera maggiore di quello del ginocchio, gli estensori dell'anca lavorano ad uno sforzo muscolare relativo (SMR) diverso degli estensori del ginocchio. L'SMR è inteso dagli autori come la forza massima che un muscolo può esprimere in un determinato movimento durante il quale non è l'unico a contrarsi. Diversa è la forza muscolare massima (FMM), ovvero la massima forza che un singolo muscolo può esprimere contraendosi isometricamente, senza uno scopo preciso. Di fatto, in un esercizio mono-articolare la FMM di un muscolo coincide con la SMR dello stesso. In un esercizio multi-articolare, invece, non è detto che SMR ed FMM coincidano. I risultati di questo studio dimostrano come il carico utilizzato sembra influenzare in maniera maggiore l'SMR dei flessori-plantari della caviglia più di quanto non faccia la profondità raggiunta. Al contrario, la profondità influenza maggiormente l'SMR degli estensori del ginocchio rispetto al carico usato, al contrario di quanto trovato da altri ricercatori (Kubo et al., 2019; Schoenfeld, 2010). Per quanto riguarda l'anca, questa è influenzata sia dalla profondità raggiunta, sia dal peso utilizzato (Kubo et al., 2019; Schoenfeld, 2010; Maddox & Bennett, 2021). Secondo questi studi, l'anca va incontro al suo massimo reclutamento solamente a carichi massimali. Bryanton e colleghi (Bryanton et al., 2012) aggiungono, inoltre, che la co-contrazione di quadricipite ed ischio-crurali è

utile, al contrario di quanto si potrebbe pensare, alla generazione di forza sia da parte dell'anca che del ginocchio. Infatti, durante l'estensione del ginocchio una parte della forza viene trasferita agli ischio-crurali, i quali vengono dunque aiutati nell'estensione dell'anca. Avendo gli ischio-crurali un braccio di leva molto più favorevole sull'anca che non sul ginocchio, la coppia generata nell'estensione dell'anca è molto maggiore di quella generata nella flessione del ginocchio, a parità di forza di contrazione del muscolo. Questo crea i presupposti per creare una co-attivazione funzionale alla duplice estensione di ginocchio-anca, senza però che l'una infici sull'altra (Bryanton et al., 2012).

Differentemente da quanto riportato sull'attivazione del grande gluteo da Bryanton e colleghi (Bryanton et al., 2012) e Maddox e colleghi (Maddox & Bennett, 2021), van den Tillaar e colleghi (Van Den Tillaar et al., 2019), che testa le diverse attivazioni muscolari a carichi differenti (30%-100% 1RM) su 13 soggetti allenati, trova che il gluteo aumenta la sua attività fino a carichi pari all'90% del 1RM, per poi mantenere la stessa attivazione massima a carichi superiori (fig.5.5). Come vediamo nella figura 5.5, gli ischio-crurali ed in particolare il bicipite femorale sono particolarmente più attivi del grande gluteo: per gli autori questo dipende dal

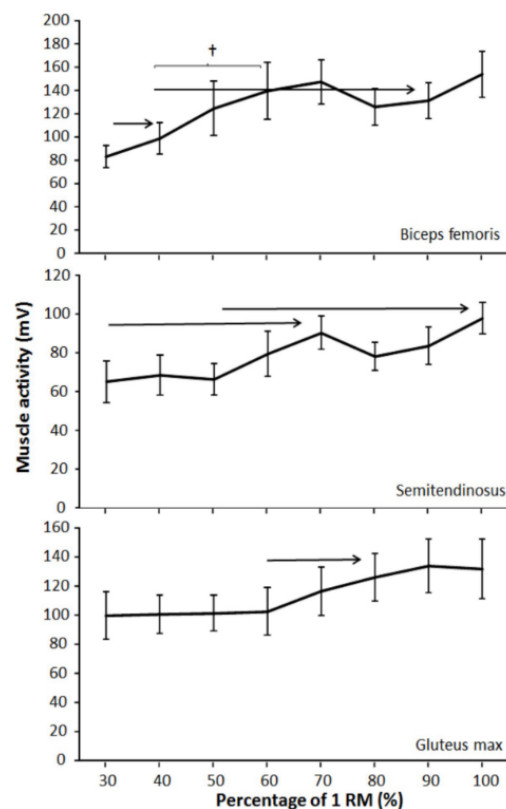


Fig.5.5) Attivazione di ischio-crurali e grande gluteo durante un Back-Squat High-Bar, Van Den Tillaar et al., 2019).

fatto che, essendo questi ultimi in una lunghezza più sfavorevole per la produzione di forza, compensino questo con una maggiore attivazione. Questo va contro ai risultati di Murawa e colleghi (Murawa et al., 2020) secondo cui il gluteo è più attivo degli ischio-crurali, in particolar modo nella variante High-Bar, proprio per compensare la minore attivazione degli ischio-crurali data, appunto, da una posizione sfavorevole. Ad ogni modo, gli autori riportano che il graduale aumento

dell'attivazione di gluteo ed ischio-crurali sia funzionale al mantenimento del bacino in una leggera antiversione, in particolar modo al passaggio da fase eccentrica a concentrica. Inoltre, gli autori riportano come, all'aumentare del carico, il gluteo abbia un sempre maggiore ritardo nella massima attivazione (Fig.5.6). Questo, sempre secondo gli autori, contribuisce al rallentamento della risalita all'aumentare del carico, e quindi alla creazione della Sticking-Region (Van Den Tillaar et al., 2019).

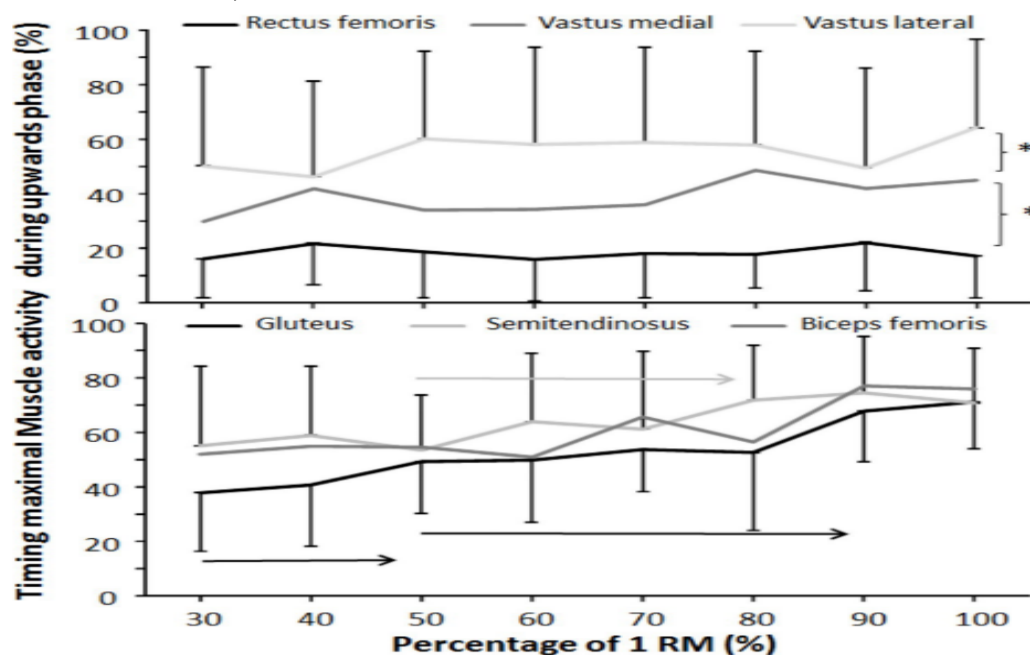


Fig.5.6) Timing della massima attivazione dei diversi muscoli all'aumentare del carico utilizzato: sull'asse verticale si trova il punto della risalita (espresso in percentuale) nel quale avviene la massima attivazione del muscolo. Nell'asse orizzontale si trova il carico utilizzato, espresso in percentuale dell'1RM (Van Den Tillaar et al., 2019)

Un altro studio, quello tenuto da Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021), analizza le differenze elettromiografiche dello squat al variare della larghezza dei piedi e della posizione del bilanciere. Gli autori trovano che lo squat con più attivazione degli estensori del ginocchio è l'High-Bar a piedi stretti, che è anche la stessa variante che permette di raggiungere la maggior profondità di accosciata: dunque, in accordo con precedenti studi (Bryanton et al., 2012; Kubo et al., 2019), e in disaccordo con altri (Schoenfeld, 2010), gli autori riportano che la variabile principale da prendere in considerazione per l'attivazione degli estensori del ginocchio sia la profondità di accosciata. Al contrario di Brayanton e colleghi (Bryanton et al., 2012) e Kubo e colleghi (Kubo et al., 2019), però, Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021) trovano che la maggior profondità di

accosciata diminuisca l'attivazione del gluteo a causa dell'allungamento di quest'ultimo, per lo meno nella prima fase di risalita dalla massima accosciata. Infine, gli autori speculano che l'attività del quadricipite (e del vasto mediale in particolar modo) fosse massimale in ogni condizione, e che l'impossibilità di generare ulteriore forza nelle condizioni a gambe larghe generi un momento intra-rotatorio del femore, che si riflette in un aumento del valgismo delle ginocchia.

In aggiunta a quanto detto da Larsen e colleghi (Larsen, Kristiansen, Helms, et al., 2021), Glassbrook e colleghi (Glassbrook et al., 2017) riportano che aumentare la larghezza dei piedi diminuisce l'attivazione dei flessori plantari della caviglia, a causa della minor flessione dorsale data dalla minor profondità di accosciata, e ad una maggiore attivazione di adduttori e grande gluteo per via della loro maggiore lunghezza di partenza. Inoltre, anche Glassbrook e colleghi condividono i risultati di Bryanton e colleghi (Bryanton et al., 2012) secondo cui all'aumentare della profondità aumenta anche l'attivazione degli estensori del ginocchio. Infine, gli autori riportano una maggiore attivazione del gluteo alla massima accosciata nella variante High-Bar: questo dipender dalla minore attivazione degli ischio-crurali, per la quale il gluteo deve lavorare maggiormente per mantenere il bacino in antiversione ed evitare che collassi avanti. Infatti, raggiunta la massima accosciata, gli ischio-crurali raggiungono una lunghezza inefficace per la produzione di forza.

Un dettagliato studio che compara il back-squat (High-Bar) con il Front-Squat è quello tenuto da Coratella e colleghi (Coratella et al., 2021), che compara le analisi elettromiografiche di High-Bar a massima accosciata, al parallelo, a gambe larghe, a gambe larghe ed extra-ruotate e il Front-Squat eseguiti da body-builders nazionali. Per quanto riguarda i muscoli glutei, gli autori trovano che il Front-Squat sembra avere una maggiore attivazione dei glutei durante la fase eccentrica, ma nessuna differenza in concentrica. La larghezza dei piedi non sembra influire sull'attivazione del grande gluteo, al contrario di quanto riportano Paoli e colleghi (Paoli et al., 2009), il cui studio analizza le variazioni dei tracciati EMG di squat eseguiti da 6 soggetti allenati e con varie percentuali dell'1RM. Coratella e colleghi (Coratella et al., 2021) riportano che questa differenza potrebbe dipendere dall'esperienza che i soggetti testati nella loro ricerca avevano rispetto a quelli testati nella ricerca di Paoli e colleghi (Paoli et al., 2009). I glutei sembrano

particolarmente coinvolti nella fase eccentrica del Front-Squat, e gli autori reputano possa dipendere dalla maggior richiesta di controllo e stabilizzazione dell'anca in particolare modo sul piano sagittale, per evitare che il tronco si fletta troppo avanti così da far perdere l'appoggio del bilanciere, e per controbilanciare l'aumento di attività del retto del femore, che con il diminuire dell'angolo all'anca tende sempre più a flettere il bacino (Coratella et al., 2021). Per quanto riguarda i muscoli della coscia, Coratella e colleghi riportano che l'unica differenza registrata è quella della maggiore attivazione del retto del femore durante la fase concentrica nel Front-Squat rispetto alle altre varianti. Questo dipende dalla maggior verticalità del busto e quindi estensione del bacino, grazie alla quale il retto risulta più allungato e dunque in una posizione più favorevole per la produzione di forza. Questo concorderà con la maggiore attività dei glutei: per evitare che il tronco si fletta troppo, i glutei aumentano la loro attività. Per aumentare la produzione di forza però, si è visto che il gluteo deve trovare una posizione più favorevole, la quale si presenta ad una maggiore flessione dell'anca. Essendo questo impossibile, data l'inevitabile caduta del bilanciere che comporterebbe, tutto il lavoro viene inevitabilmente passato agli estensori del ginocchio. Per quanto riguarda la distanza tra i piedi, allargare i piedi sembra aumentare il reclutamento del vasto laterale in maniera maggiore nel High-Bar rispetto al Front-Squat, e in maniera maggiore di quanto non faccia la sola extra-rotazione delle punte. Infine, allargare i piedi aumenta il reclutamento degli adduttori: questo dipende sia dalla necessità di stabilizzare la gamba sul piano sagittale, insieme agli extrarotatori della coscia, sia dalla posizione di preallungamento per la quale aumenta l'attività degli adduttori stessi. Per quanto riguarda i muscoli della bassa schiena, sembra che l'ereettore spinale lunghissimo del dorso non cambi la sua attivazione nelle diverse varianti, pur sempre rimanendo molto più attivo dell'ileocostale, il quale è più attivo solo nella fase eccentrica del Front-Squat, vista la necessità maggiore di stabilizzare la colonna in una posizione di quasi estensione. Per quanto riguarda la profondità, non sono state riscontrate particolari differenze tra varianti, al contrario di quanto affermato da altri studi (Bryanton et al., 2012; Glassbrook et al., 2017; Kubo et al., 2019; Murawa et al., 2020; Van Den Tillaar et al., 2019).

Per quanto riguarda l'analisi dello squat con SSB, Hecker e colleghi (Hecker et al., 2018), comparano squat con SSB al back-squat eseguito da 12 powerlifters, in 3 serie da 5 ripetizioni al 75% 3RM specifico rispettivamente delle due varianti. Gli autori non specificano se il back-squat fosse High-Bar o Low-Bar, ma essendo i soggetti testati tutti powerlifters, si potrebbe pensare che sia stato effettuato uno squat Low-Bar, tipicamente utilizzato in questa disciplina. Il risultato più evidente è il carico minore utilizzato nello squat SSB (-11%) rispetto al back-squat. Inoltre, viene registrata una minore attivazione del retto addominale, degli ischio-crurali, del vasto laterale e del gastrocnemio mediale, che gli autori riportano essere una conseguenza del minor peso utilizzato in questa variante. Invece, sembra che i suoi fasci inferiori del trapezio abbiano un'attivazione maggiore addirittura del 50% nello squat con SSB rispetto al back-squat. Questo, per gli autori, è conseguenza comune insieme alla diminuzione del 3RM: lo spostamento avanti del COP rende più difficile l'accosciata, consentendo una maggiore verticalità del tronco, ma richiedendo una maggiore stabilizzazione della media schiena per evitare che questa si fletta e collassi avanti (Hecker et al., 2018). I fasci superiori del trapezio, al contrario di quelli inferiori, sono molto meno attivi rispetto al back-squat. Per gli autori, questo potrebbe dipendere sia dal minore peso utilizzato, che dalla differente forma del bilanciere, che modificherebbe il modo in cui il peso viene scaricato sulle spalle.

Un altro studio (Vantrease et al., 2021) compara le analisi EMG di uno squat con SSB con quelle di un High-Bar, eseguiti da 32 soggetti principianti, durante delle serie al 65% e 85% del 1RM precedentemente testato delle due varianti. Anche in questo studio, la differenza del carico è significativa, con lo squat con SSB che utilizza $-10,9 \pm 4,5\%$ del carico del High-Bar. Diversamente dallo studio di Hecker e colleghi (Hecker et al., 2018), però, lo studio di Vantrease e colleghi (Vantrease et al., 2021) non trova differenze nell'attivazione del retto addominale, del vasto laterale, semitendinoso e semimembranoso e gastrocnemio mediale. Entrambi gli studi concordano nella maggiore attivazione del trapezio, ma Vantrease e colleghi (Vantrease et al., 2021) non specificano se fasci superiori o inferiori. Le differenze tra questi due studi potrebbero dipendere sia dai soggetti testati, powerlifters esperti nel primo studio (Hecker et al., 2018) e amatori inesperti nel secondo studio

(Vantrease et al., 2021), sia dal modello di SSB utilizzato, che potrebbe avere caratteristiche fisiche differenti.

L'ultimo studio ad analizzare lo SSB è quello di Kristiansen e colleghi (Kristiansen et al., 2021), che compara i test 3RM di uno squat con SSB con quelli di un High-Bar e Low-Bar, tutti eseguiti da 14 soggetti principianti. Il risultato più importante di questo studio riguarda l'attivazione del grande gluteo, che risulta maggiore nello squat con SSB rispetto al Low-Bar, a sua volta maggiore di High-Bar. Per gli autori, questo dipende dalla maggior verticalità del tronco caratteristica dello squat con SSB. Questo posiziona il gluteo ad una lunghezza sfavorevole per la produzione di forza, e per compensare questa lunghezza sfavorevole, esso aumenta la sua attività (Kristiansen et al., 2021). Data la maggiore verticalità del busto nella variante High-Bar rispetto alla Low-Bar, verrebbe da pensare che per lo stesso motivo per cui il grande gluteo è più attivo nella SSB allora dovrebbe essere maggiormente attivo nell'High-Bar rispetto al Low-Bar. Essendo però il contrario, in futuro la ricerca potrebbe indagare come mai questi risultati siano diversi da quanto aspettato.

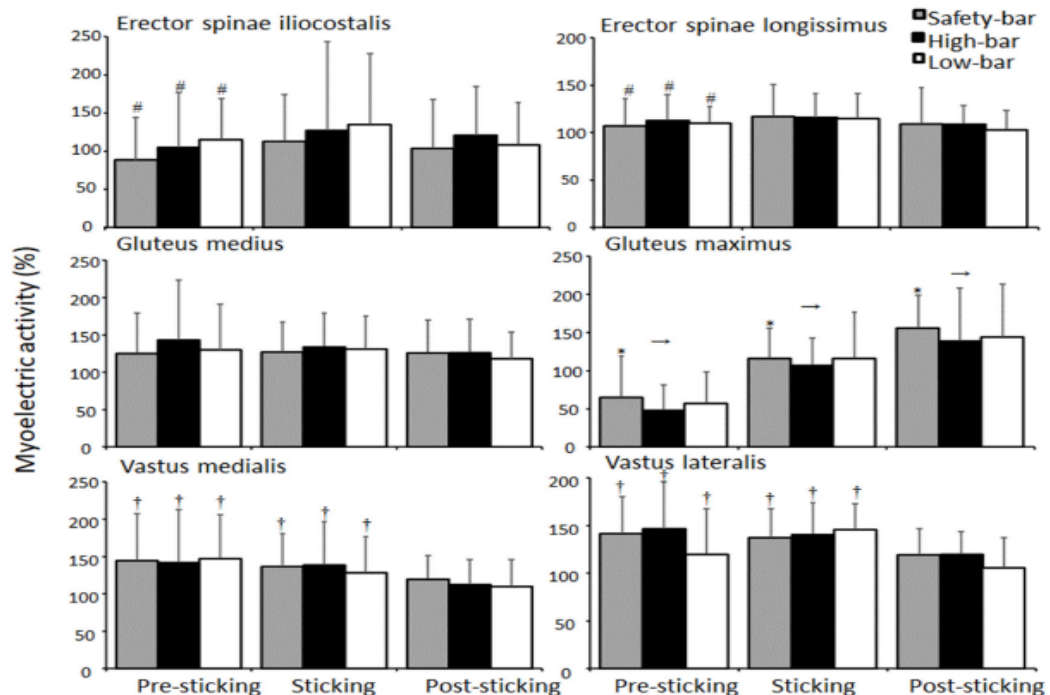


Fig. 5.7) Comparazione dell'analisi EMG di ileocostale, lunghissimo del dorso, gluteo medio, grande gluteo, vasto mediale e vasto laterale nelle varianti SSB (grigio), HB (nero) ed LB (bianco). (Kristiansen et al., 2021)

5.3. CONSIDERAZIONI

Alla luce di quanto visto nel precedente paragrafo, sembra che il movimento dello squat inizi con un'attivazione pre-programmata del tibiale anteriore e una disattivazione dei flessori plantari della caviglia (Cheron et al., 1997; Dionisio Carlos et al., 2008). Secondo altre ricerche (Hase et al., 2004) il movimento inizia con la disattivazione degli erettori spinali e la conseguente flessione avanti del busto. Ciò fa presupporre che ci possano essere diverse strategie motorie per iniziare il movimento di accosciata. Bisogna sottolineare che nessuno di questi studi analizzava soggetti esperti, ma principianti anche senza nessuna pratica.

Per quanto riguarda la profondità raggiunta e le conseguenti attivazioni, la maggioranza degli studi supporta la teoria per cui gli estensori del ginocchio aumentino la loro attivazione e la forza espressa all'aumentare della profondità raggiunta, indipendentemente dal sovraccarico utilizzato: questo vorrebbe dire che le varianti che promuovono maggiormente la massima profondità, ovvero il Front-Squat e lo squat con SSB, sono anche quelle che promuovono maggiormente lo sviluppo degli estensori del ginocchio. Essendo l'attivazione degli estensori del ginocchio maggiore nel Front-Squat, si potrebbe pensare che la maggiore flessione dorsale della caviglia e il maggior avanzamento del ginocchio, caratteristici di questo movimento, aumentino ulteriormente il momento flessorio al ginocchio e di conseguenza la sua richiesta di estensione. La stessa cosa vale per i flessori plantari della caviglia.

Per quanto riguarda l'anca, il movimento che maggiormente sfrutta la sua forza di estensione e quindi i muscoli che agiscono a questo scopo (grande gluteo e ischio-crurali in modo particolare), è il Low-Bar, ovvero quello in cui è maggiore il pre-stiramento dei muscoli sopraccitati, grazie alla marcata flessione dell'anca già dalla fase eccentrica del movimento. Ci sono però delle ricerche che riportano che la maggiore attivazione degli estensori dell'anca avviene quando quest'ultima è più estesa, e la minore attivazione degli ischio-crurali data dalla minore flessione dell'anca viene compensata da una maggiore attivazione del grande gluteo. Serve però sottolineare che non per forza maggiore attivazione sia sinonimo di maggior produzione di forza: infatti, questa maggiore attivazione compensa anche una

lunghezza inefficacie per la produzione di forza da parte delle fibre del gluteo. Il che vuol dire che a parità di attivazione, il grande gluteo produce più forza quando le sue fibre si trovano ad una lunghezza più favorevole, che si riflette in una maggiore flessione di anca, ovvero nel Low-Bar. La maggiore flessione dell'anca ha come conseguenza anche la maggior flessione del tronco, e quindi la maggior attivazione degli erettori spinali per contrastare il momento flessorio che si genera alla colonna vertebrale. In letteratura sono presenti opinioni contrastanti su quale variante attivi maggiormente gli erettori spinali. Per alcuni è il Low-Bar, vista la flessione del tronco maggiore rispetto a tutte le altre varianti e quindi il maggior pre-stiramento degli erettori (Murawa et al., 2020). Per altri l'High-Bar, in quanto a parità di flessione del tronco questa variante è caratterizzata da un maggior braccio di leva (e quindi momento flessorio) dovuto al posizionamento più in alto del bilanciere (van den Tillaar et al., 2020). Infine, alcuni studi non evidenziano differenze tra High-Bar e Front-Squat (Coratella et al., 2021).

Per quanto riguarda la distanza tra i piedi, sembra che una maggiore larghezza aumenti solamente l'attivazione degli adduttori (Coratella et al., 2021). Serve però sottolineare che, in linea con quanto visto nei capitoli precedenti, all'aumentare della larghezza dei piedi sembra che venga diminuita la flessione e l'avanzamento del ginocchio: questo, in base a quanto visto in questo capitolo, limita l'attivazione degli estensori del ginocchio.

Per riassumere in linea generale quanto visto in questa capitolo, si potrebbe pensare che all'aumentare dei vari momenti flessori articolari, dati dall'aumento del braccio di leva delle stesse articolazioni, aumenti anche il reclutamento e l'attivazione dei muscoli che contrastano il suddetto momento flessorio, spingendo il momento articolare netto verso l'estensione dell'articolazione stessa.

CAPITOLO 6

DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

Gli studi analizzati nel presente lavoro di tesi consentono di classificare le quattro varianti in funzione del massimo carico sollevabile: lo squat Low-Bar si è dimostrata la variante che consente il sollevamento di carichi maggiori. Questo dipende dalla lunghezza più favorevole per la produzione di forza di due muscoli fondamentali, grande gluteo ed ischio-crurali, dovuta alla maggiore flessione dell'anca già prima della partenza caratteristica del Low-Bar, che consente il pre-stiramento degli ischio-crurali aumentandone l'attivazione. Inoltre, pone le fibre del gluteo ad una lunghezza più ottimale rispetto alle altre varianti di squat ai fini della produzione di forza. Malgrado la maggiore flessione dell'anca, il momento agente su quest'ultima non sembra essere differente rispetto alle altre varianti: questo dipende dal posizionamento del bilanciere più vicino al fulcro (ovvero l'anca), che riduce il braccio di leva all'anca, e di conseguenza il momento flessorio agente sulla stessa. Per non limitare l'attivazione del quadricipite, è preferibile non allargare in maniera eccessiva i piedi tra di loro, così da favorire comunque l'avanzamento del ginocchio e la flessione dorsale della caviglia, favorendo l'attivazione del quadricipite.

La variante High-Bar, invece, consente un carico massimale sollevabile minore del Low-Bar. Essa favorisce maggiormente l'attività degli estensori del ginocchio rispetto a quelli dell'anca. Ciò è dovuto ad una minore flessione dell'anca tipica di questa variante. La conseguenza è una maggiore verticalità del busto, con minori forze di taglio agenti sull'anca e sulla zona lombare, ed un minore pre-stiramento degli ischio-crurali, che risultano meno attivi. La minore attività degli ischio-crurali viene quindi compensata da un aumento dell'EMG del grande gluteo: questo aumento di attività non vuol dire, però, maggiore forza espressa, in quanto le fibre del grande gluteo si trovano ad una lunghezza meno favorevole rispetto alla variante Low-Bar. Inoltre, a parità di carico sollevato e gradi di flessione dell'anca, comparando Low-Bar e High-Bar il momento che si crea nella seconda variante è maggiore di quello che si genera nella prima, in quanto il posizionamento più lontano dal fulcro nell'High-Bar aumenta il braccio di leva e, di conseguenza, il

momento che si genera all'anca. Dunque, per flettere meno l'anca e mantenere una maggior verticalità del busto senza gravare troppo sull'attività di gluteo ed erettori spinali, è necessaria una maggiore flessione plantare della caviglia, con conseguente aumento del momento e delle forze alla stessa e delle forze di taglio, nonché una maggiore flessione del ginocchio, che si è visto aumentare la profondità massima raggiungibile e aumentare l'attività del quadricipite. La maggiore flessione dorsale della caviglia, inoltre, si traduce in aumento dell'avanzamento del ginocchio sul piano sagittale, che si è visto aumentare le forze di taglio al ginocchio stesso.

Per quanto riguarda la variante Front-Squat, essa consente il sollevamento di un carico massimale ancora minore di Low-Bar ed High-Bar, ma circa uguale allo squat con SSB. Il Front-Squat è caratterizzato da un'ancora minore attività degli ischio-crurali, data la minore flessione dell'anca rispetto all'High-Bar, nonché la ancora maggiore verticalità del busto. Una maggiore flessione dell'anca non sarebbe compatibile con il mantenimento del bilanciere frontalmente alle spalle. Dunque, questa variante accentua ancora più dell'High-Bar la flessione dorsale della caviglia e la flessione e avanzamento del ginocchio, che consentono il raggiungimento di una maggiore profondità di accosciata e una maggiore attività del quadricipite. Ancora una volta, malgrado la minore produzione di forza da parte del gluteo, quest'ultimo ha un'elevata attivazione per compensare la minor attività degli ischio-crurali. Date le sue caratteristiche cinematiche, questa variante creerà forze di taglio lombari trascurabili, ma forze compressive elevate, come pure elevate forze di taglio e compressive a ginocchio e caviglia.

Infine, lo squat con SSB consente lo spostamento di un carico massimale minore di tutte le altre varianti, anche se simile al Front-Squat. La SSB è la soluzione migliore per uno squat "sicuro", che permette allo stesso tempo poca flessione dorsale di caviglia e poca flessione dell'anca. La conseguenza di ciò è che si generano poche forze di taglio e compressive in ciascuna articolazione. Questo è reso possibile dalla singolare forma della SSB, che permette di spostare anteriormente il COM del bilanciere, rendendo possibile il bilanciamento del sistema bilanciere-soggetto con uno spostamento del COM del solo soggetto più indietro, portando una maggiore sicurezza nell'esecuzione dell'accosciata. Inoltre, la presenza delle maniglie

sporgenti in avanti rende possibile stabilizzare il bilanciare senza dover estendere, extra-ruotare e abduire l'omero, creando meno stress articolare alla spalla. Rispetto alle altre varianti, quella con SSB ha la peculiarità di avere una maggiore attivazione dei muscoli di alta e media schiena, i quali mantengono più rigido il tronco evitando che si fletta in avanti per seguire il COM del bilanciare.

Per quanto riguarda le strutture passive maggiormente sollecitate nello squat, i carichi normalmente utilizzati nelle palestre fitness da utenti non esperti non sono in grado di causare danni gravi acuti a tendini e legamenti (in particolar modo del ginocchio), sempre che la tecnica esecutiva sia eseguita correttamente. In caso di esecuzione scorretta, stress continui anche di bassa intensità possono portare alla lunga a degenerazioni ed indebolimento di queste strutture, fino, nella peggiore ipotesi, alla loro rottura.

L'uso di attrezzature come scarpe da sollevamento pesi e cinture da sollevamento pesi può tornare utile, ma solo se si è consapevoli degli effetti che esse portano e se vengono utilizzate nel modo corretto. In particolare, le scarpe da sollevamento aumentano la potenziale flessione dorsale della caviglia e quindi l'avanzamento del ginocchio, mentre la cintura da sollevamento pesi, se abbinata alla "manovra di Valsalva", aumenta la pressione intra-addominale, riducendo i carichi compressori e le forze di taglio alla colonna vertebrale.

Infine, è di fondamentale importanza sottolineare che nessuno degli studi analizzati ha tenuto in considerazione le caratteristiche antropometriche dei diversi soggetti analizzati: è dimostrato che il rapporto tra la lunghezza della coscia e della gamba propriamente detta (Rapporto Femore-Tibia RFT) è un indicatore che può aiutare a determinare l'entità della flessione di anca e ginocchio, e quindi le varie forze che entrano in gioco sulle stesse articolazioni (Kim et al., 2021). Nello specifico, all'aumentare del RFT aumentano anche la flessione dorsale della caviglia e la flessione dell'anca, e quindi i momenti e le forze a cui queste articolazioni andranno incontro. Questo in quanto una maggior lunghezza del femore rispetto alla tibia necessita maggiori angoli di flessione dorsale della caviglia e flessione dell'anca per mantenere il COP all'interno della base di appoggio. Allo stesso modo, la statura del soggetto sembra giocare un ruolo

importante, e all'aumentare di questa aumentano le forze in gioco sulle varie articolazioni, dato l'aumento dei bracci di leva alle singole articolazioni e quindi dei momenti agenti sulle stesse (Hartmann et al., 2013; Vigotsky et al., 2019). In particolare, questi due studi riportano che all'aumentare della lunghezza del femore, per mantenere il COP all'interno della base d'appoggio è richiesta una maggiore flessione-dorsale della caviglia e una maggiore flessione dell'anca, con il conseguente aumento del momento flessorio alle suddette articolazioni. Inoltre, i maggiori gradi di flessione di caviglia, e quindi il maggiore avanzamento del ginocchio, aumenteranno le forze di taglio al ginocchio.

Un altro elemento molto soggettivo è la larghezza tra i piedi: questa variabile ha una determinante fondamentale che nessuno studio ha tenuto in considerazione,

ovvero l'inclinazione in avanti del collo del femore, nota come Antiversione del Collo del Femore (ACF), e definita come "l'angolo che si forma tra una linea trasversa immaginaria che

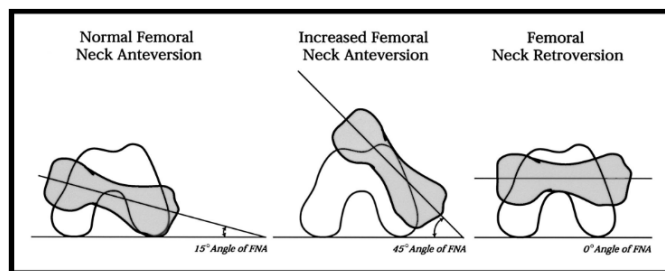


Fig. 6.1) Antiversione del Collo del Femore: normale (15°-20°), accentuata antiversione (>20°), retroversione (<15°). (Cibulka, 2004)

corre medio-lateralmente attraverso il ginocchio e una linea immaginaria che passa medio-lateralmente e centralmente attraverso il collo e la testa del femore." (fig. 6.1) (Cibulka, 2004). Normalmente è presente un angolo di circa 15°-20°, con il collo più avanti della testa, che è maggiore nelle donne (circa 18°) e minore negli uomini (circa 15° o meno) (Maruyama et al., 2001). Un angolo naturale minore di 15° definisce il femore come "retroverso", e questa caratteristica aumenta la capacità di extra-ruotare ed abduire il femore al diminuire dell'angolo, quindi all'aumentare della retroversione. Al contrario, all'aumentare dell'angolo, e quindi dell'antiversione, la capacità di intra-rotazione e adduzione del femore è maggiore. Questo render i soggetti con maggiori angoli di antiversione del collo del femore più agevolati ad eseguire squat a gambe più strette e con piedi meno extra-ruotati. I soggetti con minore antiversione del collo del femore, invece, saranno più agevolati ad eseguire lo squat con le gambe più larghe e con i piedi più extra-ruotati (Cibulka, 2004), (Horschig, 2016).

Alla luce di quanto esposto in quest'ultimo paragrafo, studi futuri potrebbero prendere in considerazione i possibili effetti che le caratteristiche antropometriche sopracitate hanno sulle diverse varianti di squat, come l'aumento dei momenti flessori articolari, l'aumento delle forze di taglio e compressive agenti sulle varie articolazioni, e il variare degli angoli articolari a seconda delle caratteristiche antropometriche.

CAPITOLO 7
BIBLIOGRAFIA

- Adams, D. J., Mazzocca, A. D., & Fulkerson, J. P. (2006). Residual Strength of the Quadriceps Versus Patellar Tendon After Harvesting a Central Free Tendon Graft. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 22(1), 76–79. <https://doi.org/10.1016/J.ARTHRO.2005.10.015>
- Adams, M. A., & Dolan, P. (1995). Recent advances in lumbar spinal mechanics and their clinical significance. *Clinical Biomechanics*, 10(1), 3–19. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)90432-9](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)90432-9)
- Ahmed, A. M., Burke, D. L., & Yu, A. (1983). In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints--Part II: Retropatellar surface. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105(3), 226–236. <https://doi.org/10.1115/1.3138410>
- Bentley, J. R., Amonette, W. E., De Witt, J. K., & Hagan, D. R. (2010). *Effects of different lifting cadences on ground reaction forces during the squat exercise*. 1414–1420.
- Blazek, D., Stastny, P., Maszczyk, A., Krawczyk, M., Matykiewicz, P., & Petr, M. (2019). Systematic review of intra-abdominal and intrathoracic pressures initiated by the Valsalva manoeuvre during high-intensity resistance exercises. *Biology of Sport*, 36(4), 373–386. <https://doi.org/10.5114/biolsport.2019.88759>
- Braidot, A., Brusa, M. H., Lestussi, F. E., & Parera, G. P. (2007). *Biomechanics of front and back squat exercises*. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/90/1/012009>
- Bryanton, M. A., Kennedy, M. D., Carey, J. P., & Chiu, L. Z. F. (2012). *Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in squatting*. 2820–2828.
- Cappozzo, A., Felici, F., Figura, F., & Gazzani, F. (1985). Lumbar spine loading during half-squat exercises. In *Medicine and Science in Sports and Exercise* (Vol. 17, Issue 5, pp. 613–620). <https://doi.org/10.1249/00005768-198510000-00016>
- Cheron, G., Bengoetxea, A., Pozzo, T., Bourgeois, M., & Draye, J. P. (1997). *Evidence of a preprogrammed deactivation of the hamstring muscles for triggering rapid changes of posture in humans*. 105, 58–71.
- Cibulka, M. (2004). *Determination and Significance of Femoral Neck Anteversion*. <https://academic.oup.com/ptj/article/84/6/550/2805368>
- Coratella, G., Tornatore, G., Caccavale, F., Longo, S., Esposito, F., & Cè, E. (2021). The activation of gluteal, thigh, and lower back muscles in different squat variations performed by competitive bodybuilders: Implications for

- resistance training. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(2), 1–11. <https://doi.org/10.3390/ijerph18020772>
- Dionisio Carlos, V., Lúcoi Almeida, G., Duarte, M., & Pessoto Hirata, R. (2008). *Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting*. 18, 134–143. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.07.010>
- Escamilla, R. F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(1), 127–141. <https://doi.org/10.1097/00005768-200101000-00020>
- Glassbrook, D. J., Brown, S. R., Helms, E., Duncan, S., & Storey, A. G. (2019). *The high-bar and low-bar back-squats: a biomechanical analysis*. 33.
- Glassbrook, D. J., Helms, E. R., Brown, S. R., & Storey, A. (2017). *A review of the biomechanical differences between the high-bar and the low-bar back-squat*.
- Gullett, J. C., Tillman, M. D., Gutierrez, G. M., & Chow, J. W. (2008). *A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals*. 284–292.
- Hartmann, H., Wirth, K., & Klusemann, M. (2013). Analysis of the load on the knee joint and vertebral column with changes in squatting depth and weight load. *Sports Medicine*, 43(10), 993–1008. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0073-6>
- Hase, K., Sako, M., Ushiba, J., & Chino, N. (2004). *Motor strategies for initiating downward-oriented movements during standing in adults*. 18–27. <https://doi.org/10.1007/s00221-004-1875-4>
- Hecker, K. A., Carlson, L. A., & Lawrence, M. A. (2018). *Effects of the safety squat bar on trunk and lower-body mechanics during a back squat*. 33, 3–9.
- Hehne, H. J. (1990). Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 258(258), 73–85. <https://doi.org/10.1097/00003086-199009000-00011>
- Huberti, H. H., & Hayes, W. C. (1984). Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 66(5), 715–724. <https://doi.org/10.2106/00004623-198466050-00010>
- Kim, S., Miller, M., Tallarico, A., Helder, S., Liu, Y., & Lee, S. (2021). Relationships between physical characteristics and biomechanics of lower extremity during the squat. *Journal of Exercise Science and Fitness*, 19(4), 269–277. <https://doi.org/10.1016/J.JESF.2021.09.002>
- Kristiansen, E., Larsen, S., Haugen, M. E., Helms, E., & van den Tillaar, R. (2021). A biomechanical comparison of the safety-bar, high-bar, and low-bar squat around the sticking region among recreationally resistance-trained men and women. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(16). <https://doi.org/10.3390/ijerph18168351>

- Kubo, K., Ikebukuro, T., & Yata, H. (2019). Effects of squat training with different depths on lower limb muscle volumes. *European Journal of Applied Physiology*, *119*(9), 1933–1942. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04181-y>
- Lahti, J., Hegyi, A., Vigotsky, A. D., & Ahtiainen, J. P. (2019). Effects of barbell back squat stance width on sagittal and frontal hip and knee kinetics. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, *29*(1), 44–54. <https://doi.org/10.1111/SMS.13305>
- Larsen, S., Kristiansen, E., Helms, E., & van den Tillaar, R. (2021). Effects of Stance Width and Barbell Placement on Kinematics, Kinetics, and Myoelectric Activity in Back Squats. *Frontiers in Sports and Active Living*, *3*, 719013. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.719013>
- Larsen, S., Kristiansen, E., & van den Tillaar, R. (2021). New Insights About the Sticking Region in Back Squats: An Analysis of Kinematics, Kinetics, and Myoelectric Activity. *Frontiers in Sports and Active Living*, *3*(June), 1–10. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.691459>
- Legg, H. S., Glaister, M., Cleather, D. J., & Goodwin, J. E. (2017). The effect of weightlifting shoes on the kinetics and kinematics of the back squat. *Journal of Sports Sciences*, *35*(5), 508–515. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1175652>
- Lorenzetti, S., Gulay, T., Stoop, M., List, Renate, Gerber, H., Schellenberg, F., & Stussi, E. (2012). *Comparison of the angles and corresponding moments in the knee and hip during restricted and unrestricted squats*. *26*(10).
- Maddox, E. U., & Bennett, H. J. (2021). *Effects of External Load on Sagittal and Frontal Plane Lower Extremity Biomechanics During Back Squats*. *143*(May), 1–10. <https://doi.org/10.1115/1.4049747>
- Maruyama, M., Feinberg, J. R., Capello, W. N., & D'Antonio, J. A. (2001). Morphologic features of the acetabulum and femur: Anteversion angle and implant positioning. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, *393*(393), 52–65. <https://doi.org/10.1097/00003086-200112000-00006>
- McGill, S. M., Norman, R. W., & Sharratt, M. T. (1990). The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. *Ergonomics*, *33*(2), 147–160. <https://doi.org/10.1080/00140139008927106>
- Mehls, K., Grubbs, B., Jin, Y., & Coons, J. (2022). Electromyography Comparison of Sex Differences during the Back Squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *36*(2), 310–313. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003469>
- Murawa, M., Fryzowicz, A., Kabacinski, J., Jurga, J., Gorwa, J., Galli, M., & Zago, M. (2020). Muscle activation varies between high-bar and low-bar back squat. *PeerJ*, *8*(6), e9256. <https://doi.org/10.7717/peerj.9256>
- Nisell, R., & Ekholm, J. (1985). Patellar forces during knee extension.

Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 17(2), 63–74.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/4023661/>

- Paoli, A., Marcolin, G., & Petrone, N. (2009). *The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back squat with different bar loads.*
- Rossi, S., & Moscianese, M. P. (2015). *Regolamento della Federazione Internazionale Powerlifting Adottato integralmente dalla FIPL – Federazione Italiana Powerlifting.*
- Sahli, S., Rebai, H., Elleuch, M. H., Tabka, Z., & Poumarat, G. (2008). Tibiofemoral joint kinetics during squatting with increasing external load. *Journal of Sport Rehabilitation*, 17(3), 300–315.
<https://doi.org/10.1123/JSR.17.3.300>
- Schoenfeld, B. J. (2010). *Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance.* 24(12), 3497–3506.
- Spitz, R. W., Gonzalez, A. M., Ghigiarelli, J. J., Sell, K. M., & Mangine, G. T. (2019). *Load-velocity relationships of the back vs. front squat exercises in resistance-trained men.* 33(2), 301–306.
- Swinton, P. A., Lloyd, R., Keogh, J. W. L., Agouris, I., & Stewart, A. D. (2012). *A biomechanical comparison of the traditional squat, powerlifting squat, and box squat.* 26(7), 1805–1816.
- Toutoungi, D. E., Lu, T. W., Leardini, A., Catani, F., & O'Connor, J. J. (2000). Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clinical Biomechanics*, 15(3), 176–187. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(99\)00063-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00063-7)
- Van Den Tillaar, R., Andersen, V., & Saeterbakken, A. H. (2019). *Comparison of muscle activation and kinematics during free-weight back squats with different loads.* 1–13.
- van den Tillaar, R., Knutli, T. R., & Larsen, S. (2020). The Effects of Barbell Placement on Kinematics and Muscle Activation Around the Sticking Region in Squats. *Frontiers in Sports and Active Living*, 2, 604177.
<https://doi.org/10.3389/fspor.2020.604177>
- Vantrease, W. C., Townsend, J. R., Sapp, P. A., Henry, R. N., & Johnson, K. D. (2020). *Maximal Strength, Muscle Activation, and Bar Velocity Comparisons Between Squatting With a Traditional or Safety Squat Bar.* *Mv*, 1–5.
- Vantrease, W. C., Townsend, J. R., Sapp, P. A., Henry, R. N., & Johnson, K. D. (2021). Maximal Strength, Muscle Activation, and Bar Velocity Comparisons Between Squatting With a Traditional or Safety Squat Bar. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 35(Mv), 1–5.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003541>
- Vigotsky, A. D., Bryanton, M. A., Nuckols, G., Beardsley, C., Contreras, B.,

Evans, J., & Schoenfeld, B. J. (2019). *Biomechanical, anthropometric, and psychological determinants of barbell back squat strength*. 26–35.

Yavuz, H. U., Erdağ, D., Amca, A. M., & Aritan, S. (2015). Kinematic and EMG activities during front and back squat variations in maximum loads. *Journal of Sports Sciences*, 33(10), 1058–1066.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2014.984240>

Zernicke, R. F., Garhammer, J., & Jobe, F. W. (n.d.). *Human patellar-tendon rupture*.

OPERE CITATE

Horschig, A. (2016). *The Squat Bible*.

FONTI

Capitolo 1:

- <https://barbend.com/back-squat-history/>;
- <https://squatuniversity.com/2016/08/19/squat-history-101/>;

CAPITOLO 8

RINGRAZIAMENTI

Ringrazio i miei genitori, grazie ai quali non sarei qui, e che mi hanno reso l'uomo che sono orgoglioso di essere oggi. Ringrazio mia madre per esserci sempre stata, e ringrazio mio padre che, contro ogni mia aspettativa, mi ha dato l'insegnamento più grande di tutti: non è mai troppo tardi. Non è mai troppo tardi per tornare indietro, non è mai troppo tardi per chiedere scusa, non è mai troppo tardi per perdonare, non è mai troppo tardi per niente.

Ringrazio chi c'è ed ha continuato ad esserci malgrado le scelte difficili che ho compiuto, chi continua ad esserci malgrado il poco tempo che gli ho dedicato, chi continua ad esserci malgrado nessuno l'abbia obbligato. Allo stesso modo ringrazio chi non c'è più, e chi non ha creduto in me, insegnandomi un'altra importante lezione: la vita va avanti comunque.

Ringrazio Marco, che ha saputo credere in me quando nemmeno ero in grado di farlo, e che nel periodo più buio e freddo della mia vita mi ha insegnato come accendere un fuoco.

Ringrazio il Professor Marcolin per avermi guidato ed aiutato nella compilazione di questa tesi, e soprattutto per la pazienza avuta nei miei confronti.

Infine, ringrazio me stesso, per averci sempre creduto e per non aver mai mollato, per aver sempre preteso il meglio che potessi dare in tutto, e per non essermi mai accontentato. Il mio viaggio non finisce qui: caricata sulle spalle ho la consapevolezza di dove vengo, della mia storia, sono consapevole di dove sono arrivato e come ci sono arrivato. So che devo arrivare lontano, e, con il cuore pieno di coraggio e fiducia, so che ci arriverò.

Grazie.