



**UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA**

Dipartimento di Scienze Biomediche

Corso di Laurea Triennale in Scienze Motorie

Tesi di Laurea

**ANALISI BIOMECCANICA DEGLI ESERCIZI FONDAMENTALI NEL  
BODYBUILDING: APPROFONDIMENTI SU SQUAT, PANCA PIANA E STACCO  
DA TERRA**

Relatore: Dott.ssa Ilaria Toniolo

Laureando: Fabris Mattia

N° di matricola: 2046040

Anno Accademico 2023/2024



## **INDICE**

### **Capitolo 1 – Introduzione al bodybuilding e alla biomeccanica**

- 1.1 Cos'è il bodybuilding
- 1.2 Origini ed evoluzione del bodybuilding
- 1.3 Cos'è la biomeccanica
- 1.4 Ruolo della biomeccanica nello sport
- 1.5 Biomeccanica e bodybuilding

### **Capitolo 2 – Analisi delle principali articolazioni coinvolte nel bodybuilding**

- 2.1 Articolazione del ginocchio
- 2.2 Articolazione dell'anca
- 2.3 Articolazione del gomito
- 2.4 Articolazione della spalla

### **Capitolo 3 – Analisi biomeccanica dei principali esercizi di bodybuilding**

- 3.1 Lo squat
- 3.2 La panca piana
- 3.3 Lo stacco

### **Capitolo 4 – Discussione finale e conclusioni**

- 4.1 Discussione finale
- 4.2 Conclusioni

## **Abstract**

La presente trattazione si propone di analizzare tre esercizi fondamentali del bodybuilding: squat, panca piana e stacco da terra. L'obiettivo consiste nell'esaminare il ruolo della biomeccanica nell'ottimizzare lo sviluppo muscolare, prevenire infortuni e migliorare le prestazioni: aspetti essenziali per garantire l'efficacia e la sicurezza dell'allenamento.

Lo scritto fornisce inizialmente una panoramica storica sul bodybuilding, enfatizzando l'importanza di uno studio biomeccanico approfondito per atleti e allenatori. In seguito, vengono valutate la struttura e la funzionalità delle principali articolazioni coinvolte in questi movimenti come gomito, ginocchio, anca e spalla evidenziando le sollecitazioni che subiscono.

L'analisi si focalizza su una valutazione dettagliata degli esercizi fondamentali confrontando diverse varianti esecutive e le forze coinvolte. Inoltre, offre una comprensione dettagliata delle dinamiche muscolari e articolari, fornendo indicazioni utili per ottimizzare l'allenamento nel bodybuilding.

In conclusione, la tesi evidenzia l'importanza di un approccio biomeccanico per migliorare le prestazioni atletiche, minimizzare il rischio di infortuni e garantire allenamenti sicuri ed efficaci.

# **Capitolo 1 – Introduzione al bodybuilding e alla biomeccanica**

## **1.1 Cos'è il bodybuilding**

Il bodybuilding è una disciplina che tramite l'allenamento con sovraccarichi e una specifica alimentazione si pone come scopo il cambiamento della composizione corporea, con l'aumento della massa muscolare e la riduzione del grasso corporeo, dove le finalità sono sia estetiche che competitive. [1].

## **1.2 Origini ed evoluzione del bodybuilding**

La nascita del bodybuilding è fortemente influenzata da Eugene Sandow, che alla fine dell'800 diventa famoso negli Stati Uniti grazie al promoter Florenz Ziegfeld.

Sandow si distingue non solo come sollevatore di pesi ma soprattutto per l'estetica del suo fisico. Questo cambiamento di focus, dalla forza all'estetica, è cruciale per la definizione del bodybuilding. Il luogo più iconico per il bodybuilding americano tra la fine degli anni '30 e gli anni '40 del Novecento, è "Muscle Beach" a Santa Monica.

Dal 1934, questa area sulla spiaggia è utilizzata per allenamenti ed esibizioni dai più famosi bodybuilder come John Grimek, Steve Reeves e Larry Scott. Nel 1959, "Muscle Beach" fu trasferita a Venice Beach, dove negli anni '70 figure come Arnold Schwarzenegger frequentano regolarmente l'area, consolidandola come centro del bodybuilding.

Un ulteriore luogo iconico è la Gold's Gym, aperta da Joe Gold nel 1965, divenuta famosa grazie al documentario "Pumping Iron", che mostrava l'allenamento di Schwarzenegger per il concorso Mr. Olympia del 1975.

Dagli anni '60, il bodybuilding subisce due cambiamenti decisivi: l'introduzione dei diuretici, che permettono di aumentare la definizione muscolare, e l'uso degli steroidi anabolizzanti, che consentono di incrementare significativamente la massa muscolare.

L'utilizzo degli steroidi, promosso dal medico John Ziegler, trasforma radicalmente il bodybuilding, distanziandolo dall'ideale di benessere psico-fisico.

Negli anni '70 del '900, l'industria del fitness e del bodybuilding, nonostante l'aumento dell'uso di sostanze dopanti, acquisisce nuova rispettabilità grazie a soggetti come Schwarzenegger e all'ascesa del fisico atletico come ideale. [1]

#### **1.4 Cos'è la biomeccanica**

Herbert Hatze nel 1974 definisce la biomeccanica come lo studio della struttura e della funzione dei sistemi biologici per mezzo dei metodi della meccanica. Ha la funzione di analizzare il comportamento delle strutture fisiologiche quando sono sottoposte a sollecitazioni statiche o dinamiche. [2]

#### **1.5 Ruolo della biomeccanica nello sport**

Il ruolo principale della biomeccanica nello sport è di agire sulla tecnica esecutiva, prevenendo così gli infortuni e migliorando le prestazioni.

L'applicazione della biomeccanica per migliorare la tecnica può verificarsi in due modi: gli allenatori migliorano le azioni degli atleti attraverso le loro conoscenze della meccanica (analisi biomeccanica qualitativa) oppure i ricercatori possono scoprire nuove tecniche più efficaci per eseguire un'abilità sportiva mediante l'utilizzo di metodi quantitativi.

Un'analisi biomeccanica della tecnica dell'atleta permette di fare luce sugli aspetti che richiedono un miglioramento.

L'individuazione dei deficit prestazionali consente di personalizzare l'allenamento, migliorando così l'efficienza e l'efficacia dell'atleta nell'esecuzione del gesto tecnico.

La biomeccanica ha inoltre un ruolo cruciale nella prevenzione delle lesioni e in ambito riabilitativo. Consente infatti di identificare le forze che hanno causato gli infortuni, di sviluppare strategie per prevenirli, di evitare il loro ripetersi, ma anche di prescrivere esercizi specifici per ottimizzare il processo riabilitativo.

Un'ulteriore applicazione della biomeccanica riguarda il design dell'abbigliamento utilizzato. Gli sviluppi nella progettazione di scarpe, abbigliamento e attrezzi hanno avuto un ruolo significativo nel miglioramento delle prestazioni in molti sport (es. nel nuoto, l'utilizzo di un certo tipo di costume ha rivoluzionato le prestazioni, riducendo la resistenza idrodinamica e migliorando l'efficienza muscolare). [2]

#### **1.6 Biomeccanica e bodybuilding**

Constatato il ruolo cruciale della biomeccanica e definiti gli obiettivi specifici del bodybuilding e del fitness, emerge chiaramente come una comprensione approfondita della biomeccanica degli esercizi sia fondamentale al fine di eseguirli in modo efficace e sicuro. Tale conoscenza permette di

ottimizzare i risultati, ridurre il rischio di infortuni e garantire una longevità ottimale nell'ambito della pratica sportiva e dell'allenamento fisico.

## Capitolo 2 – Analisi delle principali articolazioni coinvolte nel bodybuilding

### 2.1 Articolazione del ginocchio

L'articolazione del ginocchio è classificata come un tipo di articolazione angolare chiamata ginglymo (Fig. 1), i cui movimenti principali sono la flessione e l'estensione.

È composta da tre ossa: il femore, la tibia e la rotula. Il femore è composto da condili convessi che si uniscono con il piatto tibiale della tibia, la quale presenta cavità glenoidee parzialmente congruenti. Due menischi fibrocartilaginei aiutano a migliorare questa conformità: il primo è semilunare e si trova sul lato mediale, il secondo è circolare e posizionato lateralmente.

La capsula articolare fibrosa è ricoperta da una membrana sinoviale che forma borse supplementari (sovrapatellare, prepatellare, infrapatellare). I legamenti, incluso quello rotuleo, popliteo obliquo, i collaterali, crociati e i retinacoli della rotula consolidano l'articolazione del ginocchio.

Questa articolazione presenta due gradi di libertà: uno principale, cioè la flesso-estensione e uno secondario, cioè la rotazione dell'asse longitudinale della gamba; questa condizione, può verificarsi solo se il ginocchio è flesso. [3]

I muscoli principali che agiscono su questa articolazione sono il quadricipite femorale e il gruppo degli ischio-crurali, costituito dal bicipite femorale, dal semimembranoso e dal semitendinoso. Il quadricipite è responsabile dell'estensione del ginocchio, mentre gli ischio-crurali permettono la flessione del ginocchio e l'estensione dell'anca. [4]

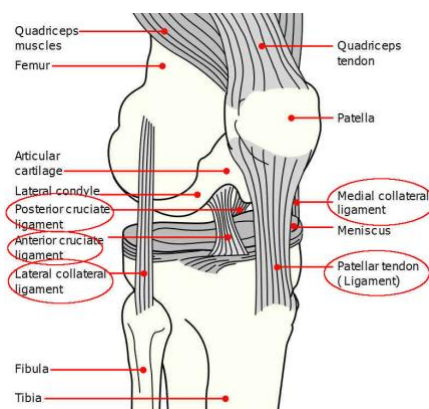


Figura 1: Articolazione del ginocchio [<https://www.osteolab.net/>]



## 2.2 Articolazione dell'anca (coxo-femorale)

L'articolazione dell'anca è un giunto mobile (enartrosi) composto dall'acetabolo dell'osso coxale e dalla testa del femore (Fig. 2). La capsula articolare è fissata alla linea intertrocanterica del femore e al margine del labbro acetabolare offrendo solidità. Il legamento della testa del femore si prolunga dalla cavità di questo alla fossa dell'acetabolo. Tra i legamenti di rinforzo sono presenti l'ileo-femorale, il pubo-femorale e l'ischio-femorale, i quali si integrano in diverse zone del femore e del bacino. Questi, uniti alla capsula articolare, garantiscono stabilità, sostegno del peso corporeo e un'ampia varietà di movimenti.

L'articolazione coxo-femorale presenta da tre gradi di libertà, che permettono di compiere abduzione-adduzione, flessione ed estensione e intra ed extra-rotazione. [3]

I principali muscoli coinvolti in questa articolazione sono i glutei, gli adduttori, il tensore della fascia lata, l'ileopsoas e il gruppo dei rotatori esterni dell'anca.

I muscoli glutei consentono l'estensione e l'extra-rotazione della coscia rispetto al bacino; gli adduttori svolgono funzioni di adduzione, flessione e rotazione interna della coscia; il tensore della fascia lata contribuisce alla flessione, all'adduzione e alla intra-rotazione della coscia. Il muscolo ileopsoas, avendo come punto di origine la colonna vertebrale e il bacino, permette la flessione, l'adduzione e l'extra-rotazione della coscia; se invece il punto fisso è il femore, esso flette e inclina lateralmente il tronco, ruotandolo verso il lato opposto. Il gruppo dei rotatori esterni dell'anca svolge un'importante funzione stabilizzatrice e facilita l'extra-rotazione del femore. [4]

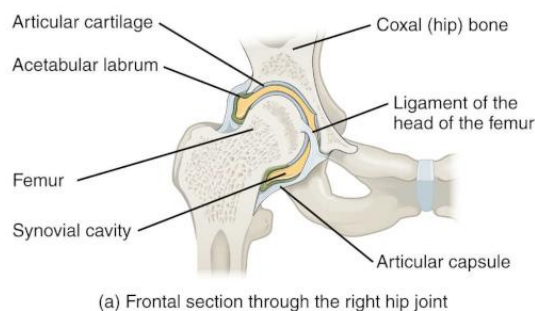


Figura 2: Articolazione dell'anca [<https://www.osteolab.net/>]

### 2.3 Articolazione del gomito

L'articolazione del gomito è composta da tre giunti: omero-ulnare, omero-radiale e radio-ulnare prossimale, racchiuse in una capsula comune (Fig. 3). La prima agevola la flessione e l'estensione dell'avambraccio, l'omero-radiale permette la rotazione e la radio-ulnare consente i movimenti di prono-supinazione del radio rispetto all'ulna.

La stabilità è assicurata dai legamenti collaterali ulnare e radiale, quadrato e l'anulare del radio. La membrana intraossea separa i muscoli anteriori e posteriori dell'avambraccio. L'articolazione del gomito mostra due gradi di libertà poiché consente i movimenti di flessione ed estensione e di prono-supinazione. [3]

I principali muscoli coinvolti in questa articolazione sono, nella parte anteriore, il bicipite brachiale e il brachiale, e nella parte posteriore il tricipite brachiale. Il bicipite e il brachiale sono responsabili della flessione del gomito e della supinazione dell'avambraccio, mentre il tricipite consente l'estensione del gomito. [4]

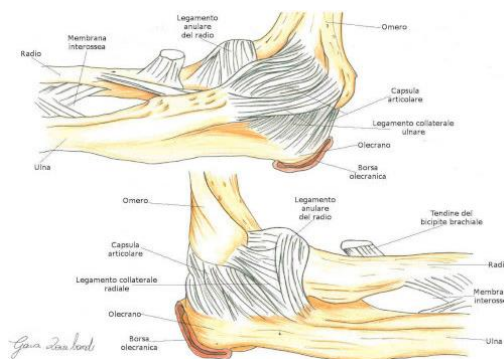


Figura 3: Articolazione del gomito [<https://www.osteolab.net/>]

### 2.4 Articolazione della spalla

L'articolazione gleno-omeroale è un'artrosi composta dalla cavità glenoidea della scapola, resa più congruente dal labbro glenoideo e dalla testa dell'omero (Fig. 4).

La solidità è data da una capsula articolare e numerosi legamenti tra i quali: coraco-acromiale che lega la coracoide all'acromion; il trasverso superiore della scapola sulla porzione superiore di questa, e quello inferiore della scapola che congiunge la spina della scapola al collo della scapola. Tali componenti garantiscono stabilità e funzionalità, consentendo una varietà di movimenti dell'arto

superiore inclusi abduzione- adduzione, flessione ed estensione e intra ed extra-rotazione, ma anche di retro-posizione grazie alla presenza dei suoi tre gradi di libertà. [3]

I principali muscoli che partecipano al movimento di questa articolazione sono il deltoide, il coraco-brachiale e il pettorale. Il deltoide consente di eseguire l'abduzione sul piano frontale, oltre a movimenti di flessione, estensione, intra-rotazione, extra-rotazione della spalla e abduzione e adduzione sul piano sagittale. Il coraco-brachiale, invece, facilita l'adduzione dell'omero e la flessione del braccio. Infine, il pettorale è responsabile della flessione e dell'estensione dell'omero, dell'adduzione di quest'ultimo sui piani frontale e trasversale, oltre a permettere l'anteposizione e l'intra-rotazione dell'omero. [4]

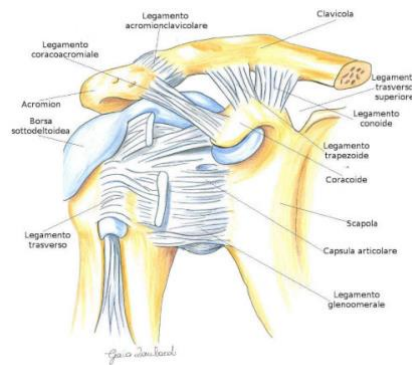


Figura 4: Articolazione della spalla [<https://www.osteolab.net/>]

## **Capitolo 3 – Analisi biomeccanica dei principali esercizi di bodybuilding**

In questo capitolo verranno confrontate ed esaminate le diverse modalità esecutive di tre esercizi fondamentali nel bodybuilding: squat, panca piana e stacco da terra. Questa analisi si concentra sulle differenze biomeccaniche e le forze coinvolte nelle varie esecuzioni di questi esercizi, con l'obiettivo di individuare quali modalità siano più efficaci per lo sviluppo muscolare e per ridurre il rischio di infortuni.

### **3.1 Lo squat**

Lo squat è un esercizio fondamentale nell'ambito dell'allenamento contro resistenza ed è spesso utilizzato anche con il fine di migliorare le performance atletiche grazie alla similitudine del suo schema motorio con molti gesti tecnici.

Questo esercizio coinvolge principalmente l'articolazione della caviglia, del ginocchio e dell'anca.

Lo studio preso in analisi [5] è stato svolto su 10 sportivi senza lesioni a ginocchia o colonna lombare, impiegando un carico calcolato in base al 50% del carico massimale (1RM) del back squat ed utilizzato per entrambe le varianti dell'esercizio.

Sono stati posizionati dei marker sui segmenti articolari in corrispondenza di: quinto metatarso, malleolo laterale, tallone, testa del perone, epicondilo laterale del femore, grande trocantere, cresta iliaca e gabbia toracica e un marker anche all'estremità del bilanciere.

La prestazione è stata filmata a 25 fps con uno dei due piedi sulla piattaforma di forza.

Ogni atleta ha completato quattro ripetizioni di front squat e, dopo 15 minuti di riposo, ha svolto ulteriori quattro ripetizioni di back squat. Nella sessione successiva le due modalità sono state invertite.

Sono stati analizzati gli angoli articolari, le posizioni dei centri di massa (CoM), le velocità dei segmenti anatomici, le forze esercitate sulla piattaforma di forza e i momenti muscolari netti nelle due varianti dell'esercizio.

Mediante il modello risolutivo sono state ottenute le potenze muscolari e l'energia assorbita e generata in ogni articolazione. Questo modello permette di rappresentare il corpo umano come una serie di segmenti collegati da articolazioni, generalmente considerati come articolazioni a perno ed utilizza equazioni del moto e alcuni principi di dinamica.

I dati, digitalizzati e filtrati con filtro Butterworth, hanno permesso di calcolare potenze ed energie articolari.

Ciascuna delle variabili è rappresentata secondo la percentuale del ciclo dell'esercizio, con lo 0% corrispondente al momento in cui l'atleta lascia la posizione eretta e la fine del ciclo (100%) corrispondente al momento in cui l'atleta ritorna alla posizione iniziale.

Dallo studio è emerso come l'angolo dell'anca sia maggiore nel back squat rispetto al front squat (Fig. 5): questo comporta un maggiore coinvolgimento della zona lombare a causa delle possibili forze di taglio.

I valori medi per le articolazioni del ginocchio e della caviglia sono invece simili per entrambe le varianti, di conseguenza, le due articolazioni subiscono un carico simile durante entrambe le forme di squat (Fig. 5).

La minore deviazione standard osservata nella variante del back squat indica una maggiore stabilità nell'esecuzione delle ripetizioni di questa variante (Fig. 5).

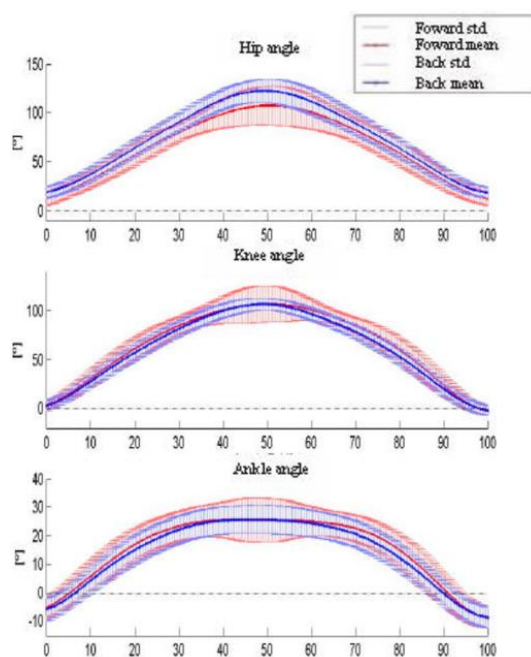


Figura 5: angoli di anca, ginocchio e caviglia in relazione alla percentuale del ciclo dello squat.

Curve medie ottenute nel front squat in rosso, curve medie ottenute del back squat in blu. [5]

Oltre all'analisi degli angoli e dei momenti, sono state analizzate anche le potenze articolari nette in termini di energia assorbita e generata.

L'energia assorbita indica l'energia utilizzata dai muscoli per controllare il movimento nella fase eccentrica (discesa). È espressa come valore negativo perché rappresenta il lavoro svolto per contrastare la forza esterna (gravità).

L'energia generata indica l'energia prodotta dai muscoli nella fase concentrica (salita). È espressa come valore positivo poiché rappresenta il lavoro svolto dai muscoli per superare una resistenza.

È stato osservato come l'energia assorbita è maggiore nel back squat per quanto riguarda l'articolazione dell'anca, mentre è maggiore nel front squat per ginocchio e caviglia.

L'energia generata è invece maggiore nel front squat rispetto al back squat per tutte e tre le articolazioni (Tab. 1 e 2).

Si può quindi affermare che il front squat richiede un maggior impegno muscolare, specialmente per il ginocchio e la caviglia, rispetto al back squat.

Joint	Front-Abs (mean)	Front-Abs (standard deviation)	Front-Gen (mean)	Front-Gen (standard deviation)
Hip	-77,50	17.40	79.97	17.95
Knee	-63.06	16.04	64.45	17.18
Ankle	-7.42	4.41	9.31	3.95

*Tabella 1: energia assorbita e generata nelle tre articolazioni (anca, ginocchio e caviglia) nel front squat. [5]*

Joint	Back-Abs (mean)	Back-Abs (standard deviation)	Back-Gen (mean)	Back-Gen (standard deviation)
Hip	-79.69	12.62	78.62	11.81
Knee	-58.71	12.03	59.93	11.69
Ankle	-6.31	3.36	8.43	3.54

*Tabella 2: energia assorbita e generata nelle tre articolazioni (anca, ginocchio e caviglia) nel back squat. [5]*

Sono stati inoltre calcolati i valori medi di potenza assorbita e generata (in Watt) durante le due varianti di squat per le articolazioni dell'anca, del ginocchio e della caviglia.

È stato osservato come la potenza assorbita media è maggiore nel back squat per quanto riguarda l'articolazione dell'anca. Questo potrebbe essere dovuto al fatto che il back squat offre una maggiore stabilità grazie alla posizione della barra, permettendo una esecuzione più veloce dell'esercizio.

Per quanto riguarda ginocchio e caviglia le differenze riguardo la potenza assorbita media sono minime (Tab. 4 e 5).

La potenza generata media è invece maggiore nel back squat per l'articolazione dell'anca mentre è maggiore nel front squat per l'articolazione del ginocchio e della caviglia. Anche in questo caso le differenze sono minime (Tab. 4 e 5).

Joint	Front-Abs (mean)	Front - Abs (standard deviation)	Front - Gen (mean)	Front - Gen (standard deviation)
Hip	-1.16	0.20	1.29	0.24
Knee	-0.97	0.29	1.05	0.26
Ankle	-0.12	0.07	0.15	0.07

*Tabella 4: potenza media assorbita e generata per le tre articolazioni (anca, ginocchio e caviglia) nel front squat. [5]*

Joint	Back-Abs (mean)	Back-Abs (standard deviation)	Back-Gen (mean)	Back-Gen (standard deviation)
Hip	-1.34	0.38	1.35	0.28
Knee	-0.99	0.29	1.01	0.22
Ankle	-0.11	0.06	0.14	0.07

*Tabella 5: potenza media assorbita e generata per le tre articolazioni (anca, ginocchio e caviglia) nel back squat. [5]*

Queste differenze suggeriscono che il front squat e il back squat distribuiscono il carico in modo diverso tra le articolazioni principali, con il back squat che tende a sollecitare di più l'anca, mentre il front squat sollecita di più la caviglia.

### 3.2 La panca piana

La panca piana è un esercizio fondamentale per l'aumento della forza degli arti superiori.

Nello studio in esame [6] si sono osservati gli effetti delle differenti larghezze di presa sull'esecuzione tecnica, dal punto di vista biomeccanico: la presa più ampia era pari a 1,7 volte la distanza biacromiale (circa  $0,71 \pm 0,06$  m), stretta pari alla distanza biacromiale (circa  $0,40 \pm 0,04$  m), e media pari a 1,4 volte la distanza biacromiale (circa  $0,56 \pm 0,04$  m). Sono stati analizzati 14 uomini sani, allenati in questo esercizio livello ricreativo, con un'età media di  $25 \pm 5,2$  anni, un peso corporeo di  $87,8 \pm 18,4$  kg e un'esperienza di allenamento di almeno tre anni. Tutti i partecipanti erano in grado di sollevare un carico pari a 1,2 volte il proprio peso utilizzando la presa ritenuta a loro più adatta. Prima di svolgere il riscaldamento, sono stati applicati degli elettrodi secondo le raccomandazioni descritte da SENIAM sui seguenti muscoli: porzione superiore e inferiore del grande pettorale, porzione mediale e laterale del tricipite, deltoide anteriore, mediale e posteriore, bicipite brachiale. È stato eseguito poi un riscaldamento standardizzato con la prima larghezza di presa, che prevedeva 8 ripetizioni al 40% dell'1RM stimato dal soggetto, 6 ripetizioni al 60% dell'1RM, 3 ripetizioni al 70% dell'1RM e 2 ripetizioni all'80% dell'1RM. Al termine della fase preparatoria, i soggetti sono stati testati al 95% dell'1RM e al 100% dell'1RM. Per quest'ultima percentuale sono stati effettuati tre tentativi con ciascuna larghezza di presa con un recupero di 3-5 minuti tra ogni prova. Successivamente, hanno eseguito delle serie di adattamento all'80% dell'1RM, una serie al 95% dell'1RM e poi i tre tentativi al 100% dell'1RM.

I segnali EMG grezzi sono poi stati amplificati e filtrati con un preamplificatore situato vicino al punto di raccolta e poi filtrati attraverso filtri passa-alto e passa-basso.

Sono stati adoperati: un bilanciere appositamente realizzato, che includeva due celle di forza per misurare le forze orizzontali, una pedana di forza posizionata direttamente sotto la panca e sotto i piedi dei soggetti, allineata con il bilanciere per misurare le forze verticali durante il sollevamento.

È stato utilizzato un sistema di acquisizione del movimento tridimensionale con otto telecamere.

I marker sono stati applicati su: acromion, epicondilo mediale e laterale del gomito, processo stiloideo del radio e dell'ulna e due marker sono stati inoltre posizionati al centro del bilanciere per tracciare lo spostamento dello stesso.

Dal seguente studio è emerso che, alla posizione iniziale, lo spostamento verticale del bilanciere durante l'esecuzione della panca piana con presa larga è minore (0,338 m) rispetto alle prese media



(0,373 m) e stretta (0,399 m): questo indica che con la presa larga, il bilanciante parte da una posizione più bassa.

Lo spostamento orizzontale non mostra invece differenze significative. Questo suggerisce che la larghezza della presa non influisce molto sul movimento orizzontale del bilanciante all'inizio dell'esercizio.

La prima e la seconda velocità massima sono più alte per quanto riguarda la presa stretta (0,302 m/s e 0,361 m/s) rispetto alla presa media (0,284 m/s e 0,283 m/s) e alla presa larga (0,233 m/s e 0,240 m/s). Con la presa stretta il bilanciante va incontro ad un'accelerazione più rapida nella fase iniziale del sollevamento e permette di generare una maggior velocità nella fase di spinta verso l'alto.

I tempi di occorrenza per il raggiungimento di  $V_{max1}$  sono simili per tutte le prese, di conseguenza si può affermare che la larghezza della presa non influisce significativamente sul tempo necessario per raggiungere la prima velocità massima; mentre il tempo di occorrenza per il raggiungimento di  $V_{max2}$  è minore per la presa stretta (1,026 secondi) rispetto alla presa media (1,223 secondi) e alla presa larga (1,374 secondi). Questo indica che con la presa stretta, il bilanciante raggiunge il picco di velocità in meno tempo durante la fase di sollevamento.

Non sono state riscontrate differenze significative tra le prese riguardo alla velocità minima (circa 0,06-0,09 m/s) e, anche per il tempo di occorrenza per il raggiungimento di  $V_{min}$  con le diverse prese sono simili tra loro (circa 0,96-0,97 s), suggerendo che la larghezza della presa non influisce molto sul tempo necessario per raggiungere la velocità minima (Tab. 6).

Si può affermare che la presa stretta genera un maggior spostamento verticale, raggiunge velocità massime più alte e lo fa in minor tempo. Questo suggerisce che la presa stretta è più efficiente nel movimento del bilanciante, permettendo di sollevare con maggiore velocità e rapidità.

Event	Grip condition	Vertical displacement from start and $v_0$ (m)	Horizontal displacement from start (m)	Velocity (m/s)	Interval time (s)
$V_0$	Wide	0.338 ± 0.066*	0.125 ± 0.035	0	0
	Medium	0.373 ± 0.060*	0.131 ± 0.045	0	0
	Narrow	0.399 ± 0.064*	0.128 ± 0.043	0	0
$V_{max1}$	Wide	0.033 ± 0.019	0.109 ± 0.043	0.233 ± 0.076*	0.227 ± 0.124
	Medium	0.038 ± 0.011	0.121 ± 0.043	0.284 ± 0.082*	0.233 ± 0.099
	Narrow	0.051 ± 0.014*	0.123 ± 0.041	0.302 ± 0.083*	0.231 ± 0.125
$V_{min}$	Wide	0.154 ± 0.053*	0.056 ± 0.049	0.066 ± 0.064	0.961 ± 0.401
	Medium	0.186 ± 0.049*	0.056 ± 0.052	0.095 ± 0.058	0.972 ± 0.422
	Narrow	0.219 ± 0.056*	0.062 ± 0.042	0.060 ± 0.060	0.958 ± 0.466
$V_{max2}$	Wide	0.314 ± 0.052†	-0.018 ± 0.043	0.240 ± 0.055†	1.374 ± 0.795
	Medium	0.345 ± 0.050	-0.010 ± 0.049	0.283 ± 0.109	1.223 ± 0.606
	Narrow	0.368 ± 0.076	-0.009 ± 0.040	0.361 ± 0.122†	1.026 ± 0.479

\*Indicates a significant difference with all other grip conditions on a  $p < 0.05$  level.

†Indicates a significant difference between these two grip conditions on a  $p < 0.05$  level.

Tabella 6: spostamenti medi verticali e orizzontali del bilanciere, velocità del bilanciere e tempo di occorrenza dei diversi eventi nella distensione su panca a presa larga, media e stretta. [6]

È emerso inoltre che la presa larga (wide) comporta una maggiore abduzione, flessione della spalla ed estensione del gomito rispetto alla presa media e stretta. Questo si traduce in un sollevamento laterale e in avanti del braccio rispetto al corpo maggiore con la presa larga rispetto alle altre prese (Fig. 6).

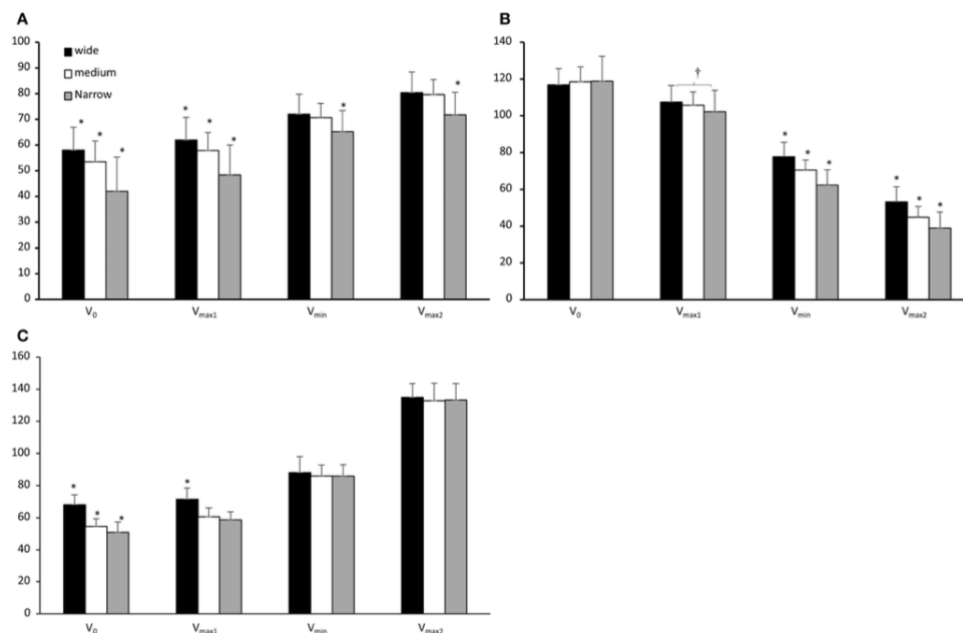


Figura 6: (A) Abduzione della spalla, (B) flessione della spalla e (C) estensione del gomito espresse come media (SD) in  $v_0$ ,  $v_{min}$ ,  $v_{max1}$ ,  $v_{max2}$  per le condizioni di panca piana a presa larga, media e stretta. [6]

È stato altresì osservato come la forza risultante è maggiore in  $V_0$  e  $V_{max2}$  per la presa media (rispettivamente 859N e 710N), seguita poi dalla presa ampia (838N e 705N) e stretta (826N e 683N); mentre in  $V_{max1}$  e  $V_{min}$  è maggiore per la presa ampia (rispettivamente 732N e 681N), seguita poi dalla presa media (695N e 679N) e stretta (689N e 654N) (Fig.7).

Da queste informazioni è possibile trarre delle conclusioni: la presa media genera la forza risultante più elevata in  $V_0$  (inizio del movimento) e  $V_{max2}$  (secondo punto massimo di velocità). Questo suggerisce che la presa media può essere più efficace per iniziare il movimento e per eseguire le fasi finali del sollevamento con una maggiore forza.

La presa ampia genera invece la forza risultante più elevata in  $V_{max1}$  (primo punto massimo di velocità) e  $V_{min}$  (punto minimo di velocità). Questo indica che la presa ampia può essere più vantaggiosa durante la fase di transizione del movimento, dove la velocità e il controllo sono cruciali. Se l'obiettivo è massimizzare la forza durante l'inizio e la fine del sollevamento, la presa media sembra essere la migliore; se invece l'obiettivo è mantenere una forza elevata durante la fase di transizione del movimento, la presa ampia è preferibile.

Il momento intorno al gomito è maggiore durante tutti gli eventi ( $V_0$ ,  $V_{max1}$ ,  $V_{min}$  e  $V_{max2}$ ) nella presa stretta (rispettivamente 88,6Nm; 82,1Nm; 62,5Nm e 32,8Nm) seguito dalla presa media e larga. Il momento intorno alla spalla è maggiore durante  $V_0$ ,  $V_{max1}$  e  $V_{min}$  nella presa larga (rispettivamente 183Nm; 161,8Nm e 148,5Nm) seguito dalla presa media e stretta. Durante  $V_{max2}$  è invece maggiore nella presa media (149,4Nm) (Fig.7).

Dalle informazioni fornite emergono due conclusioni chiare: la presa stretta imposta un carico maggiore sui gomiti per l'intera durata del movimento, poiché il momento intorno al gomito è più elevato in ogni fase dell'esercizio.

D'altra parte, durante le fasi iniziali e centrali del movimento ( $V_0$ ,  $V_{max1}$  e  $V_{min}$ ), la presa larga impone un carico maggiore sulle spalle, evidenziato dal momento intorno alla spalla che è significativamente superiore in queste condizioni.

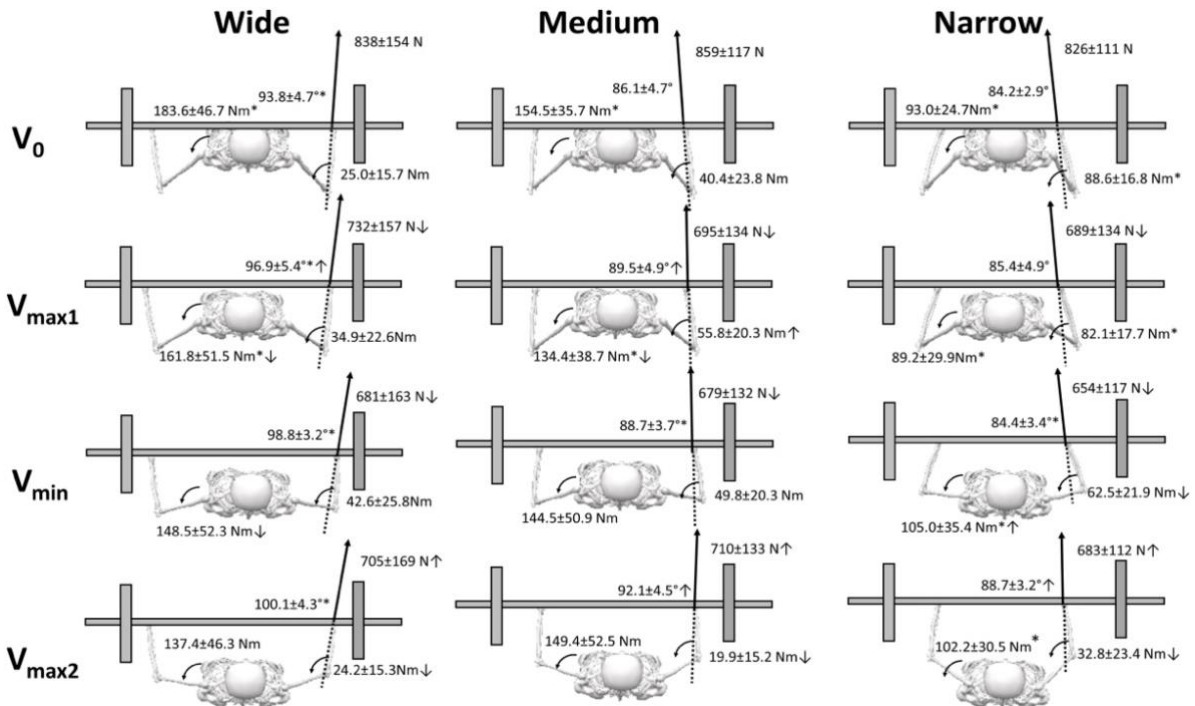


Figura 7: Forza risultante, direzione del vettore forza risultante nel piano trasversale e momento intorno al gomito e alla spalla durante gli eventi V<sub>0</sub>, v<sub>max1</sub>, v<sub>min</sub> e v<sub>max2</sub> per le condizioni di panca piana a presa larga, media e stretta. [6]

È poi emerso che nella porzione pettorale superiore e inferiore, la presa ampia tende a incrementare l'attività post-sticking (rispettivamente 752  $\mu$ V e 679  $\mu$ V), mentre la media e stretta mostrano variazioni più moderate. Nei tricipiti, la presa media stimola maggiormente il tricipite mediale, mentre la presa ampia e stretta hanno effetti simili sul tricipite laterale.

Nei deltoidi, la presa ampia attiva di più il deltoide anteriore, mentre la presa stretta è più efficace per il deltoide mediale e posteriore.

Nel bicipite brachiale, tutte le prese mostrano una significativa diminuzione dell'attività muscolare post-sticking (Tab.7).

Muscle ( $\mu V$ )	Condition	Regions		
		Pre-sticking	Sticking	Post-sticking
Pectoralis major upper	Wide grip	733 $\pm$ 483	728 $\pm$ 514	752 $\pm$ 479
	Medium grip	786 $\pm$ 598	718 $\pm$ 529	614 $\pm$ 333
	Narrow grip	751 $\pm$ 596	700 $\pm$ 583	706 $\pm$ 479
Pectoralis major lower	Wide grip	514 $\pm$ 484	623 $\pm$ 785	679 $\pm$ 730
	Medium grip	602 $\pm$ 523	598 $\pm$ 532	575 $\pm$ 454
	Narrow grip	581 $\pm$ 492	639 $\pm$ 648	562 $\pm$ 487
Triceps medialis	Wide grip	571 $\pm$ 247	871 $\pm$ 301	978 $\pm$ 417
	Medium grip	689 $\pm$ 365	1006 $\pm$ 306	1137 $\pm$ 507
	Narrow grip	812 $\pm$ 281	847 $\pm$ 305	1040 $\pm$ 420
Triceps lateralis	Wide grip	472 $\pm$ 436	602 $\pm$ 477	702 $\pm$ 459
	Medium grip	494 $\pm$ 337	593 $\pm$ 283	716 $\pm$ 450
	Narrow grip	518 $\pm$ 337	611 $\pm$ 443	657 $\pm$ 562
Deltoideus anterior	Wide grip	893 $\pm$ 573	921 $\pm$ 615	1089 $\pm$ 801
	Medium grip	808 $\pm$ 485	925 $\pm$ 615	1004 $\pm$ 694
	Narrow grip	772 $\pm$ 484	874 $\pm$ 585	950 $\pm$ 721
Deltoideus medius	Wide grip	275 $\pm$ 388	297 $\pm$ 420	377 $\pm$ 547
	Medium grip	238 $\pm$ 308	278 $\pm$ 298	274 $\pm$ 332
	Narrow grip	256 $\pm$ 252	378 $\pm$ 397	356 $\pm$ 341
Deltoideus posterior	Wide grip	161 $\pm$ 121	218 $\pm$ 123	286 $\pm$ 189
	Medium grip	161 $\pm$ 72	213 $\pm$ 123	263 $\pm$ 129
	Narrow grip	126 $\pm$ 47	186 $\pm$ 101	234 $\pm$ 73
Biceps brachii	Wide grip	609 $\pm$ 560	218 $\pm$ 258	194 $\pm$ 241
	Medium grip	415 $\pm$ 379	117 $\pm$ 116	127 $\pm$ 74
	Narrow grip	341 $\pm$ 315	163 $\pm$ 118	120 $\pm$ 64

*Tabella 7: Attività elettromiografica media RMS di otto muscoli dell'arto superiore nelle regioni di pre-sticking, sticking e post-sticking della panca piana a presa larga, media e stretta.[6]*

### 3.3 Lo stacco da terra

L'articolo in esame [7] ha coinvolto 19 powerlifter maschi con un'età media di  $30,2 \pm 5,6$  anni e un peso corporeo di  $114,5 \pm 22,3$  kg; 1RM SBD di  $244,5 \pm 39,5$  kg e 1RM HBD:  $265,0 \pm 41,8$  kg con un'esperienza di allenamento con i pesi di  $13,7 \pm 5,2$  anni. La raccolta dei dati è stata effettuata per ciascun soggetto in due sessioni distinte, separate da un intervallo di una settimana. Durante la prima, svolta in palestra, i partecipanti hanno svolto il test massimale per entrambe le varianti di stacco. Nella seconda, condotta in laboratorio, sono stati eseguiti l'SBD e l'HBD con carichi variabili tra il 10-80% del loro 1RM precedentemente determinato.

Il test massimale ha previsto l'esecuzione di alcuni set di riscaldamento e fino a 5 tentativi massimali con un recupero di 2-4 minuti tra le prove.

Dopo aver stabilito l'1RM per la prima variante di stacco, è stato concesso un intervallo di riposo di 30 minuti prima che gli atleti ripetessero la medesima procedura per la seconda modalità esecutiva.

Il test submassimale ha previsto l'esecuzione di un riscaldamento specifico, cioè 2-4 set di SBD e HBD con un carico leggero ( $> 40\%$  1RM) per 6-10 reps. Successivamente i soggetti hanno eseguito prove di SBD e HBD con carichi dal 10 all'80% del loro 1RM con un recupero minimo di 2 minuti tra le prove.

Sono stati applicati 12 marker su: processo spinoso della settima e decima vertebra cervicale, fossa giugulare, punta inferiore del processo xifoideo, SIAS sinistra e destra, epicondilo femorale laterale sinistro e destro, malleolo laterale sinistro e destro, testa del secondo metatarso sinistro e destro, sacro (a metà tra le SIPS) e bilateralmente a metà tibia, femore e sul calcagno.

Le prove sono state eseguite in un'area di cattura definita da un sistema di analisi del movimento con sette telecamere con una piattaforma di forza sotto ciascun piede. La posizione dei marker e i dati della forza di reazione al suolo sono stati acquisiti rispettivamente a 200 e 1.200 Hz.

Le traiettorie dei marker sono state filtrate utilizzando un filtro passa-basso Butterworth e per calcolare le posizioni articolari e gli angoli di torso, anca, ginocchio e caviglia, sono stati utilizzati due modelli tridimensionali del corpo (uno per la porzione superiore e uno per la porzione inferiore).

Il punto di inizio di ogni prova è stato definito come il punto in cui il centro geometrico stimato del bilanciere si è sollevato di 2mm verticalmente dalla sua posizione iniziale. La fine di ogni prova è stata invece definita come il punto in cui il centro geometrico stimato del bilanciere ha raggiunto la sua massima elevazione verticale.

Un primo risultato ottenuto da questo studio è che tutti gli angoli articolari sono maggiori nella posizione di partenza durante lo svolgimento dell'HBD (Tab. 8).

Sebbene ci siano leggere differenze negli angoli del torso e dell'anca, queste non sono statisticamente significative. Tuttavia, il torso leggermente più eretto e l'anca più aperta nell'HBD suggeriscono una postura complessivamente più dritta rispetto all'SBD.

La differenza significativa nell'angolo del ginocchio indica che l'HBD permette una maggiore flessione delle ginocchia nella posizione di partenza.

La piccola differenza nell'angolo della caviglia tra i due esercizi non è significativa, suggerendo che la posizione del piede non è drasticamente alterata tra le due varianti di stacco (Tab. 8).

	Torso	Hip	Knee	Ankle
SBD	55.2 (9.8)	89.8 (14.1)	72.5 (13.7)‡	28.2 (10.5)
HBD	57.9 (9.8)	91.8 (11.6)	78.8 (11.2)‡	29.1 (10.1)

\*SBD = straight barbell deadlift; HBD = hexagonal barbell deadlift.  
†Values (°) are given as mean (SD).  
‡Significant difference between SBD and HBD ( $p < 0.05$ ).

*Tabella 8: Angoli articolari nella posizione di partenza dell'SBD e dell'HBD mediati su tutti i carichi (valori degli angoli sono la media degli angoli misurati a diverse percentuali di carico durante l'esecuzione delle due varianti). [7]*

Inoltre, i momenti articolari alla colonna vertebrale e all'anca sono generalmente più alti durante l'esecuzione dell'SBD rispetto all'HBD per ogni livello di carico. Questo suggerisce che l'HBD mette meno stress sulla colonna vertebrale rispetto al SBD e che quest'ultimo richiede un maggiore coinvolgimento muscolare dell'anca (Tab. 9).

I momenti al ginocchio sono significativamente più bassi durante l'esecuzione dell'SBD rispetto all'HBD per ogni livello di carico. Questo suggerisce che l'HBD coinvolge maggiormente i muscoli del ginocchio rispetto all'SBD.

I momenti articolari alla caviglia sono leggermente inferiori durante l'SBD rispetto all'HBD. Le differenze sono meno pronunciate rispetto agli altri momenti articolari, ma l'HBD sembra coinvolgere leggermente di più la caviglia (Tab. 9).

Si può quindi affermare che lo stacco con bilanciere esagonale è preferibile se si vuole ridurre il carico sulla colonna vertebrale, riducendo il rischio di infortuni e aumentare il coinvolgimento dei muscoli del ginocchio.

	10% 1RM	20% 1RM	30% 1RM	40% 1RM	50% 1RM	60% 1RM	70% 1RM	80% 1RM
SBD spine peak moment	245.0 (46.3)‡	273.9 (52.6)‡	305.2 (54.1)‡	326.6 (61.2)‡	363.8 (67.4)‡	391.6 (70.4)‡	418.6 (70.7)	446.9 (73.9)
HBD spine peak moment	209.3 (48.6)‡	227.1 (54.1)‡	252.0 (60.8)‡	272.1 (70.7)‡	310.6 (84.7)‡	342.5 (89.4)‡	377.8 (92.3)	409.2 (98.3)
SBD hip peak moment	205.5 (48.9)‡	225.2 (44.7)‡	251.2 (41.0)‡	267.6 (36.4)‡	298.9 (58.4)‡	321.0 (56.6)‡	338.7 (62.0)‡	353.0 (63.6)
HBD hip peak moment	185.9 (30.2)‡	197.4 (30.7)‡	224.2 (33.6)‡	242.0 (38.0)‡	257.2 (37.5)‡	278.8 (50.0)‡	300.1 (53.9)‡	325.6 (59.4)
SBD knee peak moment	74.5 (31.3)‡	78.1 (33.2)‡	80.4 (34.9)‡	84.9 (36.0)‡	87.5 (31.7)‡	90.0 (29.7)‡	92.1 (23.4)‡	96.0 (17.8)‡
HBD knee peak moment	109.5 (34.8)‡	119.8 (41.8)‡	130.0 (48.6)‡	137.2 (49.1)‡	147.0 (47.8)‡	157.4 (41.2)‡	168.4 (53.9)‡	182.5 (56.6)‡
SBD ankle peak moment	138.3 (33.1)	155.1 (30.7)	177.9 (34.6)	194.7 (38.5)	204.8 (43.9)	215.4 (44.6)	229.4 (44.6)	232.8 (44.0)
HBD ankle peak moment	145.0 (25.4)	160.9 (24.9)	178.3 (31.9)	207.5 (34.8)	213.3 (37.3)	227.3 (43.4)	236.7 (51.8)	246.8 (59.4)

\*SBD = straight barbell deadlift; HBD = hexagonal barbell deadlift.

†Values (N·m) are given as mean (SD).

‡Significant difference between SBD and HBD for corresponding load ( $p < 0.05$ ).

Tabella 9: Momenti articolari massimi di colonna, anca, ginocchio e caviglia per l'SBD e l'HBD durante diverse percentuali dell'1RM. [7]

Si è poi osservato come il percorso del bilanciere durante l'SBD tende ad avere una maggiore deviazione orizzontale lontano dal corpo all'inizio del sollevamento.

Questa deviazione provoca un momento di resistenza maggiore sulla colonna vertebrale, in particolare sulla zona lombare, aumentando lo stress sui muscoli della schiena (Fig. 8).

Il percorso del bilanciere durante l'HBD mostra una minore deviazione orizzontale, rimanendo più vicino al corpo (Fig. 8).

È quindi evidente che questa configurazione riduce lo stress sulla colonna vertebrale e distribuisce il carico in modo più uniforme tra le articolazioni del corpo.

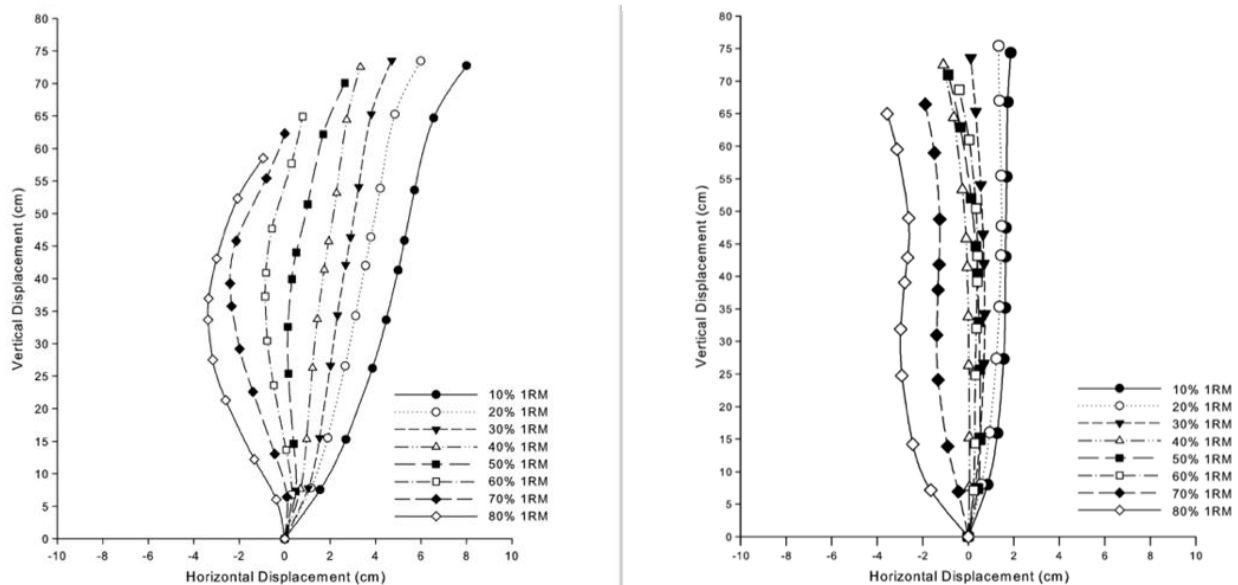


Figura 8: Percorso del bilanciere durante lo stacco da terra con bilanciere dritto (a sinistra) e con bilanciere esagonale (a destra) durante diverse percentuali dell'1RM. [7]



Si è riscontrato inoltre che i bracci di resistenza per l'HBD sono generalmente inferiori a quelli per l'SBD per tutte le articolazioni. Questo significa che l'HBD tende a ridurre il momento di resistenza a livello delle articolazioni rispetto all'SBD, con implicazioni sull'intensità e la distribuzione dello sforzo muscolare durante l'esercizio. La riduzione più marcata si osserva a livello del ginocchio, dove il braccio di resistenza per l'HBD è significativamente più basso rispetto a quello per l'SBD (Tab. 10).

	L5/S1	Hip	Knee	Ankle
SBD	21.0 (3.0)‡	21.4 (3.8)‡	8.4 (2.4)§	16.5 (2.1)‡
HBD	14.4 (3.0)‡	14.5 (2.6)‡	1.9 (0.8)‡	11.9 (1.8)‡

\*SBD = straight barbell deadlift; HBD = hexagonal barbell deadlift.

†Values (cm) are given as mean (SD).

‡Direction of resistance moment arm creates flexor moment.

§Direction of resistance moment arm creates extensor moment.

||Significant difference between SBD and HBD ( $p < 0.05$ ).

*Tabella 10: Bracci del momento di resistenza per l'SBD e l'HBD mediati sui diversi carichi, per le quattro articolazioni: L5/S1, anca, ginocchio e caviglia. [7]*

È stato anche evidenziato come la forza di picco generata in funzione del carico sollevato tende ad aumentare all'aumentare del carico per entrambe le varianti di stacco ed è significativamente maggiore per l'HBD rispetto al SBD (Fig. 9).

La velocità di picco raggiunta in funzione del carico sollevato tende a diminuire all'aumentare del carico per entrambe le varianti di stacco. Anche in questo caso, ci sono differenze significative tra SBD e HBD, con velocità di picco generalmente più elevate per l'HBD (Fig. 9).

La potenza di picco in funzione del carico sollevato mostra invece un andamento curvilineo, raggiungendo un massimo a carichi intermedi (30-40% 1RM) e diminuendo ai carichi molto bassi o molto alti. Le differenze di potenza tra SBD e HBD sono significative per determinati carichi, con HBD che tende a produrre maggiore potenza rispetto a SBD (Fig. 9).

L'utilizzo del bilanciere esagonale permette quindi di generare forze e potenze maggiori rispetto al bilanciere dritto, con differenze significative nelle velocità di picco a carichi corrispondenti.

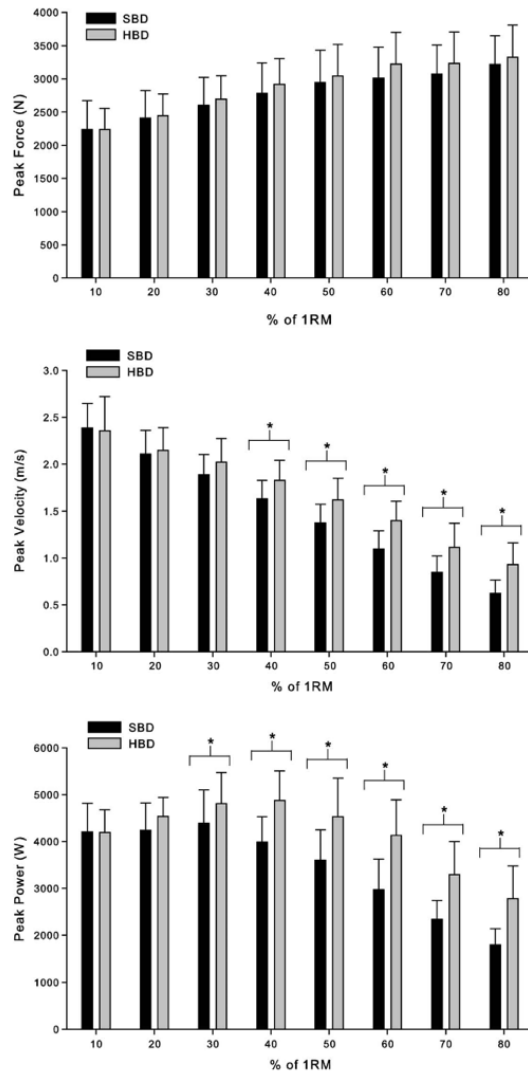


Figura 9: Relazione tra carico e forza, carico e velocità, e carico e potenza durante l'esecuzione dell'SBD e dell'HBD. [7]

In entrambi i tipi di sollevamento è stato inoltre messo in luce che il tempo relativo speso nell'accelerare la resistenza aumenta con l'aumentare del carico (% 1RM). Questo indica che con carichi più pesanti, una porzione maggiore del movimento è dedicata all'accelerazione della resistenza.

Il tempo relativo è generalmente simile per SBD e HBD ai carichi più bassi (10% e 20% 1RM). Tuttavia, con l'aumentare del carico, il tempo relativo speso nell'HBD tende a essere leggermente superiore rispetto all'SBD. Ad esempio, al 80% 1RM, il tempo relativo è 80,6% per l'SBD e 87,2% per l'HBD. Le differenze più significative si hanno al 50% e all'80% dell'1RM (Tab. 11).

	10% 1RM	20% 1RM	30% 1RM	40% 1RM	50% 1RM	60% 1RM	70% 1RM	80% 1RM
SBD relative time	59.7 (3.6)	62.2 (7.5)	67.3 (5.2)	70.5 (7.3)	75.1 (6.7)	79.8 (8.8)	82.4 (6.0)	80.6 (4.3)‡
HBD relative time	59.1 (6.5)	61.6 (6.4)	65.0 (4.4)	70.3 (3.5)	74.6 (4.1)‡	80.6 (5.8)	83.5 (5.1)	87.2 (4.1)‡

\*SBD = straight barbell deadlift; HBD = hexagonal barbell deadlift; 1RM = 1 repetition maximum.

†Values are given as mean (SD).

‡Significant difference between SBD and HBD for corresponding load ( $p < 0.05$ ).

*Tabella 11: Tempo relativo speso nell'accelerare il carico durante l'SBD e l'HBD attraverso diverse percentuali dell'1RM. [7]*

## Capitolo 4 – Discussioni e conclusioni

### 4.1 Discussioni

I risultati biomeccanici forniscono indicazioni critiche sullo sviluppo muscolare e sul rischio di infortuni associati con il front squat e il back squat. L'angolo maggiore dell'anca comporta una maggiore attivazione dei muscoli lombari e dei muscoli estensori dell'anca tra cui i glutei e i muscoli ischiocrurali. Ciò supporta l'idea che il back squat può avere un'influenza maggiore sulla forza e sulla massa muscolare nella parte posteriore del corpo, in particolare sulla catena muscolare posteriore.

D'altra parte, i dati mostrano che l'energia generata è significativamente più alta nel front squat in tutte e tre le articolazioni considerate (anca, ginocchio e caviglia). Questo suggerisce che, a differenza del back squat, questa variante sia più efficace nel reclutare un numero più elevato di muscoli, in particolare i quadricipiti, che sono maggiormente attivati.

In aggiunta, la maggiore attivazione dei muscoli stabilizzatori nel front squat concorre a promuovere uno sviluppo muscolare più bilanciato, soprattutto nella parte anteriore della coscia e del core.

Dal punto di vista del rischio di infortuni, l'angolo più ampio dell'anca nel back squat e il conseguente maggiore reclutamento della zona lombare potrebbero risultare più problematiche per la schiena. In tal senso, persone con problemi alla zona lombare o con una maggiore predisposizione per infortuni di questo tipo potrebbero beneficiare del front squat, che esercita meno stress sul rachide.

Inoltre, l'energia assorbita è maggiore nell'articolazione dell'anca durante il back squat e maggiore nel ginocchio e nella caviglia durante il front squat. Ciò suggerisce che il back squat potrebbe comportare un maggiore rischio di infortuni all'anca, mentre il front squat può comportare un aumento del rischio di lesioni di ginocchia e caviglia specialmente in caso di tecnica inadeguata o mancanza di forza nelle articolazioni coinvolte.

In merito alla panca piana, i risultati dimostrano che la presa stretta favorisce il maggiore spostamento verticale del bilanciere e la rapida acquisizione dei massimi valori di velocità, rendendo tale variante più efficace nel movimento totale. Questa presa attiva in misura maggiore i muscoli del braccio, in particolare il tricipite, risultando più efficace per aumentare la forza e l'ipertrofia dello stesso. Tuttavia, la minore attivazione del deltoide anteriore e del pettorale potrebbe limitarne l'efficacia per uno sviluppo completo del torace.

La presa media dà luogo alla forza massima alle fasi iniziali e finali del movimento, provocando maggiormente l'attivazione del tricipite mediale e garantendo un'ottima proporzione tra l'attivazione dei deltoidi e dei pettorali. Essa si presta quindi ad un allenamento equilibrato del torace e delle

braccia, permettendo di mantenere un buon bilanciamento tra le masse muscolari e riducendo i rischi di squilibri.

La presa larga comporta un momento maggiore intorno alla spalla, implicando un'attivazione maggiore dei deltoidi anteriori e della porzione superiore del pettorale, rendendola ideale per chi vuole enfatizzare lo sviluppo della parte superiore del torace e delle spalle (confermato anche da Saeterbakken et al., 2021).

Tuttavia, è meno efficace per i tricipiti rispetto alle prese media e stretta, quindi potrebbe non essere la scelta migliore per sviluppare la forza di questi muscoli.

Relativamente al rischio infortuni, la presa stretta causa maggiore stress articolare sui gomiti durante tutto il movimento, il che potrebbe portare a lesioni, specialmente con carichi pesanti.

La presa media distribuisce in modo più uniforme il carico tra spalle, gomiti e pettorali, riducendo il rischio di sovraccarico su un'articolazione specifica.

La presa larga, che coinvolge maggiormente le spalle, può aumentare il rischio di infortuni soprattutto alla cuffia dei rotatori. L'aumento dell'abduzione e della flessione della spalla può sollecitare eccessivamente i muscoli e le articolazioni, particolarmente in chi ha limitazioni di mobilità. È quindi importante adottare questa presa con cautela e solo se si ha una mobilità adeguata.

Riguardo allo stacco da terra, i risultati evidenziano che l'utilizzo del bilanciere esagonale (HBD) riduce il momento articolare alla colonna vertebrale e all'anca rispetto all'uso del bilanciere dritto (SBD), con momenti articolari inferiori alla colonna vertebrale. Ciò comporta una minor sollecitazione della schiena e una distribuzione più equilibrata del carico, che potrebbe favorire lo sviluppo dei muscoli glutei e posteriori della coscia. Tuttavia, va considerato che l'SBD presenta un momento al ginocchio più basso rispetto all'HBD, il quale invece sollecita maggiormente i muscoli estensori come il quadricipite. In aggiunta, l'HBD presenta minori deviazioni orizzontali del bilanciere, indicando un movimento più controllato che ottimizza la prestazione muscolare e riduce le forze laterali superflue.

Nell'HBD, la potenza di picco è superiore rispetto all'SBD, soprattutto quando si lavora con carichi intermedi, grazie alla minore deviazione orizzontale del bilanciere e a una posizione più stabile. Ciò implica che l'HBD potrebbe consentire una generazione di forza più efficiente, aumentando così la stimolazione muscolare e accelerando lo sviluppo della forza esplosiva.

I risultati dell'analisi dei momenti articolari evidenziano che l'HBD riduce lo stress sulla colonna vertebrale rispetto all'SBD. La minore deviazione orizzontale del bilanciere durante l'HBD favorisce

una postura più eretta e riduce la sollecitazione sulla zona lombare. Questa strategia può rivelarsi estremamente vantaggiosa per coloro che presentano già problematiche lombari o desiderano prevenire lesioni alla schiena.

Il minor momento di resistenza al ginocchio durante l'SBD suggerisce che l'HBD distribuisce il carico tra le articolazioni in modo più uniforme, riducendo lo stress sui muscoli del ginocchio. Tuttavia, l'HBD può comportare una maggiore sollecitazione dei muscoli estensori del ginocchio, aumentando il rischio di infortuni se non si presta attenzione alla tecnica e al carico sollevato.

## **4.2 Conclusioni**

L'analisi biomeccanica degli esercizi di bodybuilding, tra cui squat, panca piana e stacco da terra ha dimostrato come le diverse varianti esecutive possano incidere significativamente sul coinvolgimento muscolare e sul rischio di infortuni. Lo studio esaminato ha messo in evidenza che il front squat, recluta maggiormente i quadricipiti e i muscoli stabilizzatori minimizzando la probabilità di lesioni alla zona lombare, rispetto al back squat, che risulta essere più efficace per lo sviluppo della catena cinetica posteriore, ma può comportare un incremento del rischio di traumi alla schiena.

In relazione alla panca piana, è stato valutato l'effetto delle diverse ampiezze di presa sull'attivazione muscolare. La presa larga (circa  $0,71 \pm 0,06$  m) enfatizza il reclutamento del muscolo pettorale, riducendo il coinvolgimento dei tricipiti ma aumentando il carico articolare sulla spalla. Al contrario, una presa più stretta (circa  $0,40 \pm 0,04$  m) accentua il lavoro dei tricipiti e dei deltoidi anteriori, rendendo l'esercizio più sicuro per le spalle ma meno efficace per lo sviluppo del petto. Tali varianti permettono agli atleti di personalizzare l'allenamento in funzione degli obiettivi specifici, che si tratti di massimizzare l'ipertrofia pettorale o di limitare le sollecitazioni articolari.

Inoltre, il confronto tra lo stacco con il bilanciere dritto (SBD) e lo stacco con bilanciere esagonale (HBD) ha rivelato che quest'ultimo riduce lo stress sulla colonna vertebrale e favorisce una distribuzione più omogenea del carico, migliorando la sicurezza e la funzionalità dell'esercizio.

Un approccio biomeccanico dettagliato risulta fondamentale per ottimizzare l'allenamento nel bodybuilding.

La presente trattazione contribuisce alla comprensione delle dinamiche muscolari, fornendo indicazioni pratiche per atleti e preparatori nella selezione delle varianti di esecuzione più idonee alle esigenze individuali.



## Bibliografia

1. BRAIDOT, A. A., et al. Biomechanics of front and back squat exercises. In: *Journal of Physics: Conference Series*. IOP Publishing, 2007. p. 012009. [5]
2. HAZARI, Animesh; MAIYA, Arun G.; NAGDA, Taral V. *Conceptual biomechanics and kinesiology*. Singapore:: Springer, 2021.
3. SALADIN, Kenneth S., et al. *Anatomia umana*. Piccin, 2017. [3]
4. LARSEN, Stian; GOMO, Olav; VAN DEN TILLAAR, Roland. A biomechanical analysis of wide, medium, and narrow grip width effects on kinematics, horizontal kinetics, and muscle activity on the sticking region in recreationally trained males during 1-RM bench pressing. *Frontiers in sports and active living*, 2021, 2: 637066. [6]
5. LOCKS, Adam; RICHARDSON, Niall (ed.). *Critical readings in bodybuilding*. New York: Routledge, 2012. [1]
6. M. SCHÜNKE, *Topografia e Funzione dell'Apparato Locomotore*, 2016. [4]
7. MCGINNIS, Peter Merton. *Biomechanics of sport and exercise*. Human Kinetics, 2013. [2]
8. SAETERBAKKEN, Atle Hole, et al. The effect of grip width on muscle strength and electromyographic activity in bench press among novice-and resistance-trained men. *International journal of environmental research and public health*, 2021, 18.12: 6444. [8]
9. SWINTON, Paul A., et al. A biomechanical analysis of straight and hexagonal barbell deadlifts using submaximal loads. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 2011, 25.7: 2000-2009. [7]