JMMBS
Journal of Movement Mechanics & Biomechanics Science
ISSN 3070-3662 (ऑनलाइन)

हिन्दी अनुवाद · Hindi translation of the English original

- यह लेख मूल अंग्रेज़ी लेख "Comparison of Sumo and Conventional Deadlifts: A Systematic Review of Forces, Moments, and Stabilization" का हिन्दी अनुवाद है। मूल अंग्रेज़ी लेख ही आधिकारिक संस्करण (Version of Record) है; किसी भी विसंगति की स्थिति में अंग्रेज़ी मूल मान्य होगा।
- **DOI:** https://doi.org/10.5281/zenodo.18063921 — यह DOI मूल अंग्रेज़ी लेख का है; इस अनुवाद के लिए कोई अलग DOI जारी नहीं किया गया है।
- यह अनुवाद मशीन-सहायित है (नवंबर 2026)। लेखकों के नाम, संबद्धताएँ, DOI, ISSN और संदर्भ अपरिवर्तित रखे गए हैं। इसकी विशेषज्ञ हिन्दी भाषा-समीक्षा अभी नहीं हुई है।
- यह अनुवाद मूल PDF के पाठ से तैयार किया गया है; चित्र, तालिकाएँ और समीकरण मूल अंग्रेज़ी PDF में देखें।

व्यवस्थित समीक्षा · खुली पहुँच · हिन्दी अनुवाद

सूमो और पारंपरिक डेडलिफ्ट्स की तुलना: बलों, क्षणों और स्थिरीकरण की एक व्यवस्थित समीक्षा

मूल अंग्रेज़ी शीर्षक: Comparison of Sumo and Conventional Deadlifts: A Systematic Review of Forces, Moments, and Stabilization

Neeraj Mehta
Imen Achouri
S. Malhotra
C. Alfiero
H. Spetan

पत्रिका

Journal of Movement Mechanics & Biomechanics Science (JMMBS) · ISSN 3070-3662 (ऑनलाइन)

खंड / अंक

खंड 2, अंक 1 · 2025

लेख का प्रकार

व्यवस्थित समीक्षा (Systematic Review)

DOI (मूल अंग्रेज़ी लेख)

https://doi.org/10.5281/zenodo.18063921

प्रकाशक

MMSx Authority Institute for Movement Mechanics & Biomechanics Research

लाइसेंस

CC BY 4.0 (मूल लेख का लाइसेंस)

सार

पृष्ठभूमि

डेडलिफ्ट शक्ति प्रशिक्षण, एथलेटिक विकास और पुनर्वास में एक मूलभूत अभ्यास है। पारंपरिक डेडलिफ्ट (सीडीएल) और सूमो डेडलिफ्ट (एसडीएल) प्रमुख प्रकार हैं, फिर भी उनके बायोमैकेनिकल भार, रीढ़ की हड्डी में तनाव, मांसपेशियों की सक्रियता और नैदानिक अनुप्रयोगों पर बहस जारी है। यह व्यवस्थित समीक्षा इन तकनीकों की तुलना करने के लिए गतिज, गतिज और इलेक्ट्रोमोग्राफिक (ईएमजी) डेटा को संश्लेषित करती है, बहु-तलीय स्थिरीकरण पर जोर देने और पूर्व धनु-केंद्रित विश्लेषणों में अंतराल को संबोधित करने के लिए MMSx रूपरेखाओं को एकीकृत करती है।

प्रयोजन

जमीनी प्रतिक्रिया बलों (जीआरएफ), संयुक्त प्रतिक्रिया बलों, आंतरिक क्षणों, रीढ़ की हड्डी में लोडिंग, मांसपेशियों की सक्रियता, स्थिरीकरण की मांग और निष्क्रिय ऊतक तनाव पर ध्यान केंद्रित करते हुए सीडीएल और एसडीएल की एक व्यापक बायोमैकेनिकल और शारीरिक तुलना प्रदान करना।

तरीके

जनवरी 1996 से दिसंबर 2025 तक PubMed, Google Scholar, और Scopus में "बायोमैकेनिकल तुलना सूमो पारंपरिक डेडलिफ्ट," "डेडलिफ्ट जॉइंट मोमेंट्स," "डेडलिफ्ट ईएमजी," और "डेडलिफ्ट किनेमेटिक्स" जैसे शब्दों का उपयोग करके एक व्यवस्थित साहित्य खोज (PRISMA-अनुरूप) आयोजित की गई थी। वयस्क प्रतिभागियों पर मात्रात्मक डेटा (एन = 15 अध्ययन) के साथ सहकर्मी-समीक्षा अध्ययन शामिल थे। बहिष्कृत: गैर-अंग्रेजी, गैर-मानवीय, या अप्रत्यक्ष तुलना। निकाले गए डेटा में गति की संयुक्त सीमा (ROM), क्षण (Nm), EMG (%MVC), GRFs और स्पाइनल लोड शामिल हैं। विश्लेषण में बहु-तलीय तुलनाओं के लिए व्युत्क्रम गतिकी और MMSx रूपरेखाओं का उपयोग किया जाता है, पुन: विश्लेषण के बिना स्रोतों से सांख्यिकीय मान (मतलब ± एसडी, पी-मान, कोहेन डी) निकाला जाता है।

परिणाम

सीडीएल ने उच्च हिप विस्तार क्षणों (-303.3 ± 47.0 एनएम बनाम एसडीएल -276.2 ± 47.1 एनएम, पी<0.001, डी=-1.47) और पश्च-श्रृंखला ईएमजी (उदाहरण के लिए, बाइसेप्स फेमोरिस 78.0% एमवीसी बनाम 71.3%, पी=0.009) के साथ धनु प्रभुत्व दिखाया। एसडीएल ने ऊंचे घुटने के विस्तार क्षणों (80.2 ± 35.7 एनएम बनाम 52.8 ± 30.4 एनएम, पी<0.001, डी=-0.94), हिप एडिक्शन (101.0 ± 53.3 एनएम बनाम 30.2 ± 16.1 एनएम, पी<0.001, डी=-1.51) के साथ मल्टी-प्लानर मांगों को प्रदर्शित किया। और

क्वाड्रिसेप्स सक्रियण (वास्टस लेटरलिस 63.3% एमवीसी बनाम 55.5%, पी=0.014)। रीढ़ की हड्डी में संपीड़न (5-18 केएन) और कतरनी (1.3-3.2 केएन) दोनों में हुई, लेकिन एसडीएल ने छोटी गति वाली भुजाओं के माध्यम से फ्लेक्सन कतरनी को 10-20% (पी<0.05) कम कर दिया, जिससे घूर्णी मांग बढ़ गई।

निष्कर्ष

कोई भी तकनीक स्वाभाविक रूप से श्रेष्ठ नहीं है; प्रत्येक व्यक्तिगत मानवविज्ञान, इतिहास और लक्ष्यों के अनुकूल अद्वितीय बल वितरण प्रदान करता है। MMSx फ्रेमवर्क स्थिरता-केंद्रित अनुप्रयोगों के लिए एसडीएल के बहु-प्लानर लाभों पर प्रकाश डालते हैं।

कीवर्ड

डेडलिफ्ट बायोमैकेनिक्स, संयुक्त क्षण, स्पाइनल लोडिंग, ईएमजी, स्थिरीकरण, शक्ति प्रशिक्षण

1. परिचय

डेडलिफ्ट सबसे व्यापक रूप से अध्ययन किए गए प्रतिरोध प्रशिक्षण अभ्यासों में से एक है, जो अधिकतम शक्ति, शक्ति और न्यूरोमस्कुलर समन्वय को बढ़ाने की क्षमता के लिए मूल्यवान है। एथलेटिक प्रदर्शन से परे, पोस्टीरियर चेन और ट्रंक स्टेबलाइजर्स की लक्षित लोडिंग के कारण पुनर्वास और रिटर्न-टू-प्ले प्रोटोकॉल में डेडलिफ्ट विविधताएं तेजी से लागू हो रही हैं। डेडलिफ्ट वेरिएंट में, पारंपरिक डेडलिफ्ट (सीडीएल) और सूमो डेडलिफ्ट (एसडीएल) सबसे अधिक प्रचलित हैं। सीडीएल में घुटनों के बाहर हाथ और अधिक आगे धड़ झुकाव के साथ एक संकीर्ण रुख होता है, जबकि एसडीएल एक व्यापक रुख, बाहरी रूप से घुमाए गए कूल्हों, घुटनों के अंदर हाथ और अधिक सीधा धड़ का उपयोग करता है। व्यापक रूप से अपनाए जाने के बावजूद, ग़लतफ़हमियाँ बनी रहती हैं - विशेष रूप से निराधार दावे कि एक प्रकार स्वाभाविक रूप से "सुरक्षित" है या कम रीढ़ की हड्डी पर तनाव डालता है (उदाहरण के लिए, स्विंटन एट अल।, 2011; गुंडरसन एट अल।, 2025)। ये दावे अक्सर बहु-तलीय लोडिंग, आंतरिक क्षणों, स्थिरीकरण मांगों और मानवशास्त्रीय परिवर्तनशीलता को नजरअंदाज कर देते हैं।

Contemporary exercise science recognizes that injury risk and performance are multifactorial, influenced by force magnitude, direction, tissue tolerance, motor control, and adaptation (McGill, 2007; Behm et al., 2010). Thus, a nuanced comparison is essential for evidence-based technique selection.

जबकि पूर्व समीक्षाएँ (उदाहरण के लिए, एस्कैमिला एट अल।, 2000) किनेमेटिक्स और कैनेटीक्स पर जोर देती हैं, वे ललाट/अनुप्रस्थ विमान स्थिरीकरण और निष्क्रिय ऊतक तनाव की कम खोज करते हैं। यह व्यवस्थित समीक्षा कम्प्यूटेशनल मॉडल के बजाय बहु-प्लानर व्याख्या के लिए वैचारिक लेंस के रूप में MMSx रूपरेखाओं को एकीकृत करके इन अंतरालों को संबोधित करती है।

समीक्षा प्रश्न: सीडीएल और एसडीएल गति के विभिन्न स्तरों पर बायोमैकेनिकल और शारीरिक मांगों में कैसे भिन्न हैं? यह पांडुलिपि प्रशिक्षण और पुनर्वास में व्यक्तिगत अनुप्रयोगों को सूचित करने के लिए बलों, क्षणों, ईएमजी और लोडिंग पर साक्ष्य को संश्लेषित करती है।

तरीके

इस व्यवस्थित समीक्षा में पारंपरिक डेडलिफ्ट (सीडीएल) और सूमो डेडलिफ्ट (एसडीएल) तकनीकों की तुलना करते हुए बायोमैकेनिकल और फिजियोलॉजिकल डेटा को संश्लेषित करने के लिए व्यवस्थित समीक्षा और मेटा-विश्लेषण (पीआरआईएसएमए) दिशानिर्देशों के लिए

पसंदीदा रिपोर्टिंग आइटम का पालन किया गया। जनवरी 1996 से दिसंबर 2025 तक PubMed, Google Scholar, और Scopus डेटाबेस में एक व्यापक साहित्य खोज आयोजित की गई थी। खोज स्ट्रिंग्स में ("डेडलिफ्ट" और ("बायोमैकेन*" या "काइनेटिक*" या "कीनेमेटिक*" या "ईएमजी" या "इलेक्ट्रोमायोग्राफ*")) और ("सुमो" या "पारंपरिक" या "तुलना") जैसे संयोजन शामिल थे। दो स्वतंत्र समीक्षकों (एन.एम. और आई.ए.ओ.) ने शीर्षकों और सारांशों की जांच की, जिसके बाद पूर्ण-पाठ का मूल्यांकन किया गया, जिसमें सर्वसम्मति से असहमति का समाधान किया गया। एक तीसरे समीक्षक (के.जे.) ने अनसुलझे विवादों में मध्यस्थता की।

समावेशन मानदंड के लिए सहकर्मी-समीक्षित अध्ययनों की आवश्यकता होती है जो सीधे सीडीएल बनाम एसडीएल तुलना (एन = 15 अध्ययन चयनित) के साथ स्वस्थ वयस्क प्रतिभागियों (आयु ≥18 वर्ष) में किनेमेटिक्स, कैनेटीक्स, इलेक्ट्रोमायोग्राफी (ईएमजी), या बलों पर मात्रात्मक डेटा प्रदान करते हैं। बहिष्करण मानदंड में गैर-अंग्रेजी प्रकाशन, गैर-मानवीय या बाल चिकित्सा अध्ययन, मामले की रिपोर्ट, मूल डेटा के बिना समीक्षा, या आमने-सामने तुलना की कमी शामिल है।

पूर्वाग्रह के जोखिम का आकलन क्रॉस-सेक्शनल बायोमैकेनिकल अध्ययनों के लिए अनुकूलित न्यूकैसल-ओटावा स्केल (एनओएस) का उपयोग करके किया गया था, जिसमें चयन (जैसे, प्रतिनिधित्वशीलता), तुलनीयता (जैसे, लोड मानकीकरण), और परिणाम (जैसे, माप विश्वसनीयता) का मूल्यांकन किया गया था। अध्ययन

स्कोरिंग ≥7/9 को उच्च गुणवत्ता वाला माना जाता था; सभी शामिल अध्ययन इस सीमा को पूरा करते हैं (औसत एनओएस स्कोर: 7.8 ± 0.9)। डेटा निष्कर्षण को एक मानकीकृत एक्सेल टेम्पलेट का उपयोग करके प्रबंधित किया गया था, जो गति की संयुक्त सीमा (डिग्री में ROM), संयुक्त कोण, शुद्ध संयुक्त क्षण (Nm), EMG आयाम (% अधिकतम स्वैच्छिक संकुचन,% MVC), जमीनी प्रतिक्रिया बल (N या शरीर के वजन के गुणकों में GRF), और स्पाइनल लोडिंग (kN में संपीड़न / कतरनी) पर ध्यान केंद्रित करता था। अंतर-रेटर समझौते>95% के साथ दो समीक्षकों द्वारा स्वतंत्र रूप से निष्कर्षण किया गया था। तालिका 1. सम्मिलित अध्ययन की विशेषताएँ" और इसे पाठ में संदर्भित करें:

तालिका 1. सम्मिलित अध्ययन अध्ययन की विशेषताएँ (लेखक, वर्ष)

प्रतिभागी (एन, विशेषताएँ)

तरीके

[तालिका या चित्र — मूल अंग्रेज़ी PDF देखें।]

3डी किनेमेटिक्स, कैनेटीक्स (संयुक्त कोण, क्षण)

सीडीएल

अधिक कूल्हे का लचीलापन, काठ का क्षण; एसडीएल:

घुटने के अधिक क्षण, धड़ का झुकाव कम हो गया

एस्कैमिला एट अल.

(2001)

20 विशेष

ओलंपिक एथलीट

गतिकी (रुख, बार पथ), गतिकी (बल)

एसडीएल

व्यापक रुख, कम बार दूरी; सीडीएल: उच्च ऊर्ध्वाधर बल

[तालिका या चित्र — मूल अंग्रेज़ी PDF देखें।]

एसडीएल

उच्चतर

क्वाड्रिसेप्स ईएमजी (वास्टस लेटरलिस +13%); सीडीएल:

उच्चतर हैमस्ट्रिंग ईएमजी

Cholewicki et al. 6 elite (1991) powerlifters

काइनेटिक्स (रीढ़ की हड्डी पर भार, क्षण), मॉडलिंग

एसडीएल

10% कम एल4/एल5 क्षण, 8% कम कतरनी; सीडीएल: उच्च संपीड़न

मैकगुइगन और विल्सन (1996)

10 भारोत्तोलक

किनेमेटिक्स (संयुक्त सीडीएल: सैगिटल रॉम), कैनेटीक्स प्रभुत्व; एसडीएल: ग्रेटर योजक भागीदारी

[तालिका या चित्र — मूल अंग्रेज़ी PDF देखें।]

काइनेटिक्स (बल, प्रतिरोध-प्रशिक्षण शक्ति), डी पुरुष

सीडीएल

उच्चतर

शिखर बल; एसडीएल तुलनीय लेकिन हेक्स बार वैरिएंट के साथ

[तालिका या चित्र — मूल अंग्रेज़ी PDF देखें।]

सीडीएल

[तालिका या चित्र — मूल अंग्रेज़ी PDF देखें।]

एसडीएल

काठ का लचीलापन कम हो गया; सीडीएल: ऊंचा कूल्हा

समान मांसपेशी

सक्रियण; एसडीएल नौसिखियों में काठ का तनाव कम करता है

[तालिका या चित्र — मूल अंग्रेज़ी PDF देखें।]

21 प्रशिक्षित पुरुष काइनेटिक्स (रीढ़ की हड्डी पर भार),

एसडीएल

मल्टी-प्लानर, उच्च योजक ईएमजी; सीडीएल:

पश्च श्रृंखला फोकस

एसडीएल

[तालिका या चित्र — मूल अंग्रेज़ी PDF देखें।]

Lee et al. (2021) 12 lifters

कैनेटीक्स (जीआरएफ, वेग), फुटवियर प्रभाव

जीआरएफ में कोई बड़ा अंतर नहीं; न्यूनतम फुटवियर से एसडीएल को लाभ होता है

Gundersen et al. 18 participants (2024)

किनेमैटिक्स, ईएमजी, मल्टी-प्लानर विश्लेषण

एसडीएल

[तालिका या चित्र — मूल अंग्रेज़ी PDF देखें।]

एसडीएल

कम हो गया

धड़ का झुकाव, ऊंचे घुटने के एक्सटेंसर; सीडीएल:

20 स्वस्थ वयस्क

और सूमो डेडलिफ्ट (2025)

पारंपरिक, सूमो और हेक्स डेडलिफ्ट्स (2025) के बीच बायोमैकेनिकल 15 प्रशिक्षित भारोत्तोलकों की तुलना

[तालिका या चित्र — मूल अंग्रेज़ी PDF देखें।]

Comparative analyses were conducted across sagittal, frontal, and transverse planes using inverse dynamics principles and MMSx Authority conceptual frameworks for multi-planar interpretation. Due to heterogeneity in participant characteristics, loads (e.g., 1RM vs. submaximal), equipment, and methodologies, no meta-analysis was performed; instead, a narrative synthesis was employed, emphasizing effect sizes (Cohen's d) and p-values from primary sources. Relative loading patterns were prioritized over absolute values to account for anthropometric variability. No secondary statistical re-analysis was conducted; all reported values (means ± SD, p-values, effect sizes) were drawn directly from the original studies (e.g., Escamilla et al., 2000; Frontiers, 2025).

चित्र 1 प्रिज्मा प्रवाह आरेख को दर्शाता है: 1,200 प्रारंभिक रिकॉर्डों में से, 500 को डुप्लिकेट हटाने के बाद जांचा गया, पात्रता के लिए 50 पूर्ण पाठों का मूल्यांकन किया गया, और 15 को शामिल किया गया।

3. परिणाम

15 ± 4 प्रतिभागियों (मुख्य रूप से प्रशिक्षित पुरुष, 20-35 वर्ष की आयु) के औसत नमूना आकार के साथ, पंद्रह अध्ययन समावेशन मानदंडों को पूरा करते हैं। भार 60-100% 1आरएम तक होता है, जिसमें अधिकांश गतिकी के लिए व्युत्क्रम गतिशीलता और मांसपेशी सक्रियण के लिए सतह ईएमजी का उपयोग करते हैं। प्रभाव का आकार (कोहेन का डी) तकनीकों के बीच मध्यम से बड़े अंतर को दर्शाता है।

3.1 गतिकी और गति की सीमा

CDL exhibited greater sagittal-plane ROM, with hip flexion ~105° vs. SDL ~75° (pooled mean from Escamilla et al., 2000; Martin-Fuentes et al., 2020; d=1.2). Trunk inclination was higher in CDL (~90° forward lean) compared to SDL (~30°), reducing bar-to-body distance in SDL (Edington et al., 2018). SDL showed increased frontal-plane demands, with hip abduction ~45° and wider stance (1.5-2x shoulder width), leading to more upright posture (Swinton et al., 2011; Gundersen et al., 2024).

3.2 Kinetics: Joint Moments and Forces CDL demonstrated higher hip extension moments (-303.3 ± 47.0 Nm vs. SDL -276.2 ± 47.1 Nm; pooled from Cholewicki et al., 1991; Escamilla et al., 2002; $p<0.001$, d=-1.47). SDL had elevated knee extension (80.2 ± 35.7 Nm vs. 52.8 ± 30.4 Nm; d=-0.94) and hip adduction moments (101.0 ± 53.3 Nm vs. 30.2 ± 16.1 Nm; d=-1.51; Camara et al., 2016; Schellenberg et al., 2019). GRFs were similar vertically (1.5-2x body weight), but SDL increased medio-lateral shear (10-15%; Lee et al., 2021).

3.3 इलेक्ट्रोमायोग्राफी (ईएमजी)

Posterior-chain activation was higher in CDL (e.g., biceps femoris 78.0% MVC vs. 71.3%; p=0.009; Escamilla et al., 2002; McGuigan & Wilson, 1996). SDL showed greater quadriceps (vastus lateralis 63.3% MVC vs. 55.5%; p=0.014) and adductor EMG (up to 20% higher; Piper & Waller, 2001; Martin-Fuentes et al., 2020). Trunk stabilizers (e.g., erector spinae) were comparable, but SDL demanded more oblique activation for rotational stability (Biomechanical analysis, 2025).

3.4 स्पाइनल लोडिंग और स्थिरीकरण

Both techniques imposed compression (5-18 kN) and shear (1.3-3.2 kN), but SDL reduced anterior shear by 10-20% via shorter lumbar moment arms ($p<0.05$; Cholewicki et al., 1991; A Biomechanical Comparison, 2025). CDL increased flexion moments, heightening passive tissue stress (e.g., ligaments; Swinton et al., 2011). Stabilization demands were higher in SDL due to multi-planar forces (medio-lateral GRF variance 15-25%; Gundersen et al., 2024).

3.1.1 गति का तल: बायोमैकेनिकल ढांचा और गति का तल

3.1.1 पारंपरिक डेडलिफ्ट में धनु समतल प्रभुत्व

पारंपरिक डेडलिफ्ट मुख्य रूप से एक सैजिटल-प्लेन मूवमेंट है, जो शुरुआती स्थिति में पर्याप्त कूल्हे के लचीलेपन और आरोहण चरण के दौरान स्पष्ट कूल्हे के विस्तार की विशेषता है। यह कॉन्फ़िगरेशन भार और लुंबोसैक्रल जोड़ के बीच क्षैतिज दूरी को बढ़ाता है, जिससे काठ का लचीलापन क्षण बढ़ जाता है। बायोमैकेनिकल परिप्रेक्ष्य से, अधिक आगे ट्रंक झुकाव के लिए उच्च आंतरिक हिप विस्तार क्षणों की आवश्यकता होती है, जो मुख्य रूप से ग्लूटस मैक्सिमस, हैमस्ट्रिंग और लंबर इरेक्टर स्पाइना द्वारा उत्पन्न होता है। यह धनु-तल प्रभुत्व पश्च-श्रृंखला विकास के लिए फायदेमंद है, लेकिन साथ ही स्पाइनल एक्सटेंसर टॉर्क उत्पादन की मांग भी बढ़ाता है।

3.1.2 सूमो डेडलिफ्ट में मल्टी-प्लानर रणनीति

इसके विपरीत, सूमो डेडलिफ्ट एक बहु-प्लानर आंदोलन रणनीति अपनाती है, जिसमें ललाट और अनुप्रस्थ विमानों का पर्याप्त योगदान शामिल होता है। चौड़े रुख और बाहरी रूप से घुमाए गए कूल्हे धड़ के झुकाव को कम करते हैं, प्रभावी रूप से लम्बर मोमेंट आर्म को छोटा करते हैं जबकि हिप अपहरणकर्ताओं, एडक्टर्स और बाहरी रोटेटर्स की मांग बढ़ती है।

सीधा धड़ विन्यास बल-वेक्टर अभिविन्यास को बदल देता है, घुटने के एक्सटेंसर और हिप स्टेबलाइजर्स की ओर संयुक्त क्षणों को पुनर्वितरित करता है। स्पाइनल लोडिंग को खत्म करने के बजाय, सूमो तकनीक यह संशोधित करती है कि बलों को कैसे और कहाँ वितरित किया जाता है, विशेष रूप से मध्य-पार्श्व स्थिरीकरण पर जोर दिया जाता है।

तालिका 2. सीडीएल और एसडीएल (चरण 1 लिफ्ट-ऑफ) के बीच संयुक्त रोम (डिग्री) में गतिज अंतर

ज्वाइंट/प्लेन सीडीएल (मीन ± एसडीएल (मीन ±)।

[तालिका या चित्र — मूल अंग्रेज़ी PDF देखें।]

टखने का धनु 12.8 ± 4.0 (डोरसिफ्लेक्सियन)

[तालिका या चित्र — मूल अंग्रेज़ी PDF देखें।]

घुटने का धनु 33.4 ± 6.9 (विस्तार)

[तालिका या चित्र — मूल अंग्रेज़ी PDF देखें।]

तालिका 2. चरण 1 लिफ्ट-ऑफ के दौरान पारंपरिक डेडलिफ्ट (सीडीएल) और सूमो डेडलिफ्ट (एसडीएल) के बीच गति की संयुक्त सीमा में गतिज अंतर। प्रकाशित अध्ययनों से डेटा संश्लेषित किया गया। एसडीएल अधिक बहु-तलीय संयुक्त ROM प्रदर्शित करता है।

सकारात्मक मान पृष्ठोन्मुखता, विस्तार और सम्मिलन को दर्शाते हैं।

Quantitative kinematic data from Escamilla et al. (2000) and recent analyses (Frontiers, 2025) show that SDL reduces trunk lean by 5-10° and increases vertical thigh positioning, leading to 25-40% less vertical bar displacement compared to CDL. Hip flexion ROM is greater in CDL (38.3 ± 6.1° in Phase 1) vs. SDL (39.9 ± 5.8°), with SDL emphasizing frontal/transverse planes ($p<0.001$ for abduction/adduction differences).

3.2 जमीनी प्रतिक्रिया बल और बल वेक्टर अभिविन्यास

ग्राउंड रिएक्शन फोर्स (जीआरएफ) डेडलिफ्टिंग के दौरान सिस्टम पर कार्य करने वाली प्राथमिक बाहरी ताकतों का प्रतिनिधित्व करते हैं। सीडीएल और एसडीएल दोनों में, ऊर्ध्वाधर जीआरएफ परिमाण काफी हद तक भार द्रव्यमान और त्वरण से तय होता है।

हालाँकि, जीआरएफ के दिशात्मक घटक तकनीकों के बीच काफी भिन्न होते हैं।

3.2.1 पारंपरिक डेडलिफ्ट जीआरएफ विशेषताएँ पारंपरिक डेडलिफ्ट मुख्य रूप से ऊर्ध्वाधर जीआरएफ को सार्थक पूर्वकाल-पश्च घटकों के साथ प्रदर्शित करता है, जो आगे ट्रंक झुकाव और धनु-तल बल संचरण को दर्शाता है। ये बल विनियमन और पश्च-श्रृंखला जुड़ाव को संतुलित करने में योगदान करते हैं, लेकिन लुंबोसैक्रल क्षेत्र में कतरनी की मांग को भी बढ़ाते हैं।

3.2. 2 सूमो डेडलिफ्ट जीआरएफ विशेषताएं सूमो डेडलिफ्ट व्यापक रुख ज्यामिति के कारण बढ़े हुए मध्य-पार्श्व जीआरएफ घटकों का परिचय देती है। यह कॉन्फ़िगरेशन फ़ुट-ग्राउंड इंटरफ़ेस पर घर्षण संबंधी मांगों को बढ़ाता है और पार्श्व स्थिरता की आवश्यकता को बढ़ाता है। नतीजतन, घुटने की ट्रैकिंग और पेल्विक संरेखण को बनाए रखने के लिए न्यूरोमस्कुलर सिस्टम को अधिक से अधिक एंटी-पतन बल उत्पन्न करना चाहिए।

3.3.1. संयुक्त प्रतिक्रिया बल और आंतरिक संयुक्त क्षण

संयुक्त प्रतिक्रिया बल बाहरी लोडिंग के जवाब में जोड़ों में प्रसारित आंतरिक बलों का प्रतिनिधित्व करते हैं।

3.3.2 कूल्हे और घुटने के जोड़ की लोडिंग

पारंपरिक डेडलिफ्ट में, कूल्हे के विस्तार के क्षण हावी होते हैं, जिसमें घुटने के विस्तारक की भागीदारी अपेक्षाकृत कम होती है। इसके विपरीत, सूमो डेडलिफ्ट लिफ्ट की शुरुआत में अधिक घुटने के लचीलेपन और व्यापक रुख स्थिति के कारण घुटने के जोड़ के क्षणों को बढ़ाती है।

3.3.3 काठ का जोड़ यांत्रिकी

काठ का संयुक्त प्रतिक्रिया बल दोनों तकनीकों में मौजूद हैं। जबकि सूमो डेडलिफ्टिंग मुद्रा के माध्यम से काठ के लचीलेपन के क्षण को कम करती है, यह एक साथ घूर्णी और पार्श्व स्थिरीकरण मांगों को पेश करती है, जिसे ट्रंक की मांसपेशियों द्वारा सक्रिय रूप से नियंत्रित किया जाना चाहिए। महत्वपूर्ण बात यह है कि ट्रंक के कम झुकाव को स्पाइनल लोडिंग के उन्मूलन के रूप में गलत नहीं समझा जाना चाहिए; बल्कि, यह परिवर्तित क्षण वितरण को दर्शाता है।

तालिका 3. सीडीएल और एसडीएल (चरण 1) के बीच चरम संयुक्त क्षणों (एनएम) में गतिज अंतर

संयुक्त/ओमेंट एम

सीडीएल (मीन ± एसडीएल (मीन ±

[तालिका या चित्र — मूल अंग्रेज़ी PDF देखें।]

टखना −122.2 ± 31.9 −120.4 ± 31.4 0.683 प्लांटरफ्लेक्सियन

[तालिका या चित्र — मूल अंग्रेज़ी PDF देखें।]

−303.3 ± 47.0 −276.2 ± 47.1 < 0.001

[तालिका या चित्र — मूल अंग्रेज़ी PDF देखें।]

तालिका 3 पारंपरिक डेडलिफ्ट (सीडीएल) और सूमो डेडलिफ्ट (एसडीएल) के बीच चरम संयुक्त क्षणों में काइनेटिक अंतर। नकारात्मक मान विस्तार या प्लांटरफ़्लेक्सन क्षणों को दर्शाते हैं। सीडीएल एक हिप-प्रमुख लोडिंग रणनीति प्रदर्शित करता है, जबकि एसडीएल घुटने-प्रमुख है। चरण 1 डेटा.

बायोमैकेनिकल अध्ययन (पीएमसी, 2025; एस्कैमिला, 2000) इन अंतरों को मापते हैं: चरण 1 में, सीडीएल हिप विस्तार क्षण −303.3 ± 47.0 एनएम बनाम एसडीएल −276.2 ± 47.1 एनएम (पी<0.001, कोहेन का डी=−1.47) हैं, जबकि एसडीएल घुटने का विस्तार क्षण अधिक हैं (80.2 ± 35.7 एनएम बनाम 52.8 ± 30.4 एनएम; पी<0.001)। लंबी भुजाओं के कारण सीडीएल में काठ का क्षण बढ़ जाता है, लेकिन एसडीएल अधिक हिप एडिक्शन (101.0 ± 53.3 एनएम बनाम 30.2 ± 16.1 एनएम; पी<0.001) पेश करता है।

3.4. स्पाइनल लोडिंग: संपीड़न और कतरनी बल बायोमैकेनिकल मॉडल ने प्रदर्शित किया है कि भारी डेडलिफ्टिंग पर्याप्त रीढ़ की हड्डी में संपीड़न और कतरनी बल उत्पन्न कर सकती है, जो अक्सर व्यावसायिक बायोमैकेनिक्स साहित्य में बताई गई सीमाओं के करीब होती है। अनुमानित संपीड़न बल आमतौर पर 5-18 केएन के बीच होते हैं, जबकि कतरनी बल 1.3-3.2 केएन तक हो सकते हैं, जो आसन, भार परिमाण और मानवमिति पर निर्भर करता है।

यह ध्यान रखना महत्वपूर्ण है कि ऐसे मूल्य मॉडल-निर्भर अनुमान हैं और स्वाभाविक रूप से चोट के जोखिम का संकेत नहीं देते हैं, खासकर अनुकूली ऊतक सहिष्णुता के साथ प्रशिक्षित आबादी में। सूमो डेडलिफ्ट की अधिक सीधी धड़ मुद्रा लम्बर मोमेंट आर्म को छोटा कर देती है, संभावित रूप से लचीलेपन से प्रेरित कतरनी की मांग को कम करती है, जबकि ललाट और अनुप्रस्थ विमानों में स्थिरीकरण आवश्यकताओं को बढ़ाती है।

Model estimates from McGill (2007) and recent data (Frontiers, 2025) indicate compression forces of 5-18 kN and shear 1.3-3.2 kN in both techniques, with SDL reducing flexion-induced shear by ~10-20% via shorter moment arms ($p<0.05$ in posture comparisons). However, SDL increases multi-planar demands, potentially elevating rotational shear.

3.5 मांसपेशी सक्रियण पैटर्न और न्यूरोमस्कुलर

समन्वय

3.5.1 पारंपरिक डेडलिफ्ट की इलेक्ट्रोमोग्राफिक विशेषताएं

इलेक्ट्रोमायोग्राफिक (ईएमजी) जांच से लगातार पता चलता है कि पारंपरिक डेडलिफ्ट पश्च गतिज श्रृंखला, विशेष रूप से बाइसेप्स फेमोरिस, सेमिटेंडिनोसस, ग्लूटस मैक्सिमस और लम्बर इरेक्टर स्पाइना के अधिक सापेक्ष सक्रियण को प्राप्त करता है। यह सक्रियण पैटर्न धनु-तल

प्रभुत्व और लिफ्ट आरंभ के दौरान देखे गए बढ़े हुए कूल्हे के लचीलेपन कोण के साथ संरेखित होता है। आगे की ओर बढ़े हुए ट्रंक झुकाव के कारण बारबेल द्वारा लगाए गए बाहरी लचीलेपन के क्षण का प्रतिकार करने के लिए पर्याप्त एक्सटेंसर टॉर्क की आवश्यकता होती है। नतीजतन, स्पाइनल एक्सटेंसर पूरे संकेंद्रित चरण में ट्रंक कठोरता को बनाए रखने और खंडीय संरेखण को नियंत्रित करने में महत्वपूर्ण योगदान देते हैं।

इस बात पर जोर देना महत्वपूर्ण है कि ईएमजी आयाम प्रत्यक्ष मांसपेशी बल उत्पादन के बजाय तंत्रिका सक्रियण तीव्रता को दर्शाता है। इलेक्ट्रोड प्लेसमेंट, सामान्यीकरण प्रक्रियाओं, संकुचन वेग और अंतर-व्यक्तिगत मोटर रणनीतियों में भिन्नताएं सिग्नल परिमाण को प्रभावित कर सकती हैं। इसलिए, ईएमजी निष्कर्षों की व्याख्या सापेक्ष समन्वय पैटर्न के रूप में की जानी चाहिए, न कि यांत्रिक लोडिंग के पूर्ण संकेतक के रूप में।

3.5.3 सूमो डेडलिफ्ट की इलेक्ट्रोमोग्राफिक विशेषताएं

इसके विपरीत, सूमो डेडलिफ्ट क्वाड्रिसेप्स फेमोरिस (विशेष रूप से विशाल मेडियालिस और लेटरलिस) और हिप एडिक्टर कॉम्प्लेक्स के बढ़े हुए सापेक्ष सक्रियण को दर्शाता है, जो व्यापक रुख, बाहरी रूप से घुमाए गए कूल्हे की स्थिति और लिफ्ट की शुरुआत में घुटने के लचीलेपन को दर्शाता है। लोड एसेंट के दौरान ललाट तल में फीमर को सक्रिय रूप से स्थिर करने की आवश्यकता योजक भर्ती को बढ़ाने में योगदान करती है, जबकि सीधा धड़ एक्सटेंसर मांग के एक हिस्से को घुटने के जोड़ की ओर स्थानांतरित कर देता है। मांसपेशियों की मांग का यह पुनर्वितरण समग्र न्यूरोमस्कुलर प्रयास को कम नहीं करता है बल्कि समन्वय रणनीति को पुन: कॉन्फ़िगर करता है। शारीरिक दृष्टिकोण से, सूमो डेडलिफ्ट इंटरमस्कुलर समन्वय और फ्रंटल-प्लेन न्यूरोमस्कुलर नियंत्रण पर अधिक मांग लगा सकती है, विशेष रूप से सीमित कूल्हे की गतिशीलता या अपर्याप्त योजक शक्ति वाले भारोत्तोलकों में।

तालिका 4. ईएमजी सक्रियण अंतर (चरण 1)

[तालिका या चित्र — मूल अंग्रेज़ी PDF देखें।]

Table 4. EMG Activation Differences. SDL shifts activation toward the quadriceps, whereas CDL emphasizes the posterior chain. Values are reported as median (IQR); Phase 1 EMG data (Escamilla et al., 2002; PMC, 2025) reveal CDL elicits higher biceps femoris activation (78.0% MVC in Phase 1 vs. SDL 71.3%; p=0.009) and erector spinae (77.2% vs. 74.7%), aligning with posterior-chain focus. SDL shows elevated vastus lateralis (63.3% vs. 55.5%; p=0.014) and adductor activity, reflecting knee/frontal-plane emphasis.

3.5 स्थिरीकरण मांगें और मुख्य नियंत्रण

3.5.1 पारंपरिक डेडलिफ्ट में सैजिटल प्लेन स्थिरीकरण

पारंपरिक डेडलिफ्ट एंटी-फ्लेक्सन स्थिरता पर पर्याप्त मांग रखती है, जिससे लोड के तहत अत्यधिक काठ के लचीलेपन को रोकने के लिए ट्रंक की मांसपेशियों को पर्याप्त कठोरता उत्पन्न करने की आवश्यकता होती है। इस स्थिरीकरण रणनीति में मुख्य रूप से इरेक्टर स्पाइना, डीप स्पाइनल स्टेबलाइजर्स और पेट की दीवार का समन्वित सक्रियण शामिल है, जो तटस्थ स्पाइनल संरेखण को बनाए रखने के लिए सहक्रियात्मक रूप से कार्य करता है। जबकि धनु-तल कठोरता प्रभावी पारंपरिक डेडलिफ्टिंग की पहचान है, निष्क्रिय ऊतक कठोरता या अपर्याप्त न्यूरोमस्क्यूलर नियंत्रण पर अत्यधिक निर्भरता लंबे समय तक प्रशिक्षण चक्रों पर संचयी ऊतक तनाव की भेद्यता को बढ़ा सकती है।

3.5.2 सूमो डेडलिफ्ट में मल्टी-प्लानर स्थिरीकरण

सूमो डेडलिफ्ट बढ़ी हुई एंटी-रोटेशन और एंटी-लेटरल फ्लेक्सन मांगों का परिचय देती है, जिससे ललाट और अनुप्रस्थ विमानों पर परिष्कृत नियंत्रण की आवश्यकता होती है। व्यापक रुख ज्यामिति बाहरी क्षणों को उत्पन्न करती है जो पेल्विक संरेखण और ऊरु ट्रैकिंग को चुनौती देती है, जिसके लिए ओब्लिक, क्वाड्रेटस लुंबोरम, डीप हिप स्टेबलाइजर्स और एडक्टर्स की सक्रियता की आवश्यकता होती है।

शुद्ध धनु-तल कठोरता पर जोर देने के बजाय, सूमो तकनीक गतिशील ट्रंक कठोरता मॉड्यूलेशन की मांग करती है, जिससे लिफ्टर को बहु-दिशात्मक बलों को समायोजित करते हुए पतन का विरोध करने की अनुमति मिलती है। इस अंतर का प्रदर्शन प्रशिक्षण और पुनर्वास प्रोग्रामिंग दोनों पर महत्वपूर्ण प्रभाव पड़ता है।

3.6. निष्क्रिय ऊतक लोडिंग और तन्य बल

वितरण निष्क्रिय संयोजी ऊतक भारी प्रतिरोध प्रशिक्षण के दौरान बल संचरण में महत्वपूर्ण भूमिका निभाते हैं। टेंडन, लिगामेंट्स और फेशियल संरचनाएं लोड शेयरिंग, ऊर्जा भंडारण और संरचनात्मक अखंडता में योगदान करती हैं।

3.6.1 पारंपरिक डेडलिफ्ट में निष्क्रिय ऊतक तनाव

पारंपरिक डेडलिफ्ट हैमस्ट्रिंग टेंडन, एच्लीस टेंडन, थोरैकोलम्बर प्रावरणी और स्पाइनल लिगामेंट्स सहित पिछली श्रृंखला की निष्क्रिय संरचनाओं पर उच्च तन्यता की मांग करती है, विशेष रूप से बढ़े हुए ट्रंक लचीलेपन की स्थितियों में। उच्च तन्यता तनाव के निरंतर संपर्क से उत्तरोत्तर लोड होने पर ऊतक अनुकूलन को बढ़ावा मिल सकता है; हालाँकि, अपर्याप्त पुनर्प्राप्ति या अत्यधिक मात्रा से अति प्रयोग से संबंधित लक्षणों की संवेदनशीलता बढ़ सकती है।

3.6.2 सूमो डेडलिफ्ट में निष्क्रिय ऊतक तनाव

सूमो डेडलिफ्ट में, तन्यता की मांग पटेलर टेंडन, मीडियल घुटने की संरचनाओं और हिप एडिक्टर टेंडन की ओर स्थानांतरित हो जाती है, जो घुटने के विस्तारक की अधिक भागीदारी और फ्रंटल-प्लेन स्थिरीकरण आवश्यकताओं को दर्शाती है।

यह पुनर्वितरण एक महत्वपूर्ण सिद्धांत पर प्रकाश डालता है: तकनीक तनाव को खत्म नहीं करती है बल्कि इसे विभिन्न ऊतकों में पुनः वितरित करती है। नैदानिक दृष्टिकोण से, विशिष्ट कण्डरा या संयुक्त विकृति के इतिहास वाले व्यक्तियों के लिए डेडलिफ्ट विविधताओं का चयन करते समय यह समझ आवश्यक है।

3.7 एकीकृत परिणाम संश्लेषण

जब सामूहिक रूप से जांच की गई, तो बायोमैकेनिकल और शारीरिक निष्कर्षों से संकेत मिलता है कि पारंपरिक और सूमो डेडलिफ्ट तकनीक पदानुक्रमित विकल्पों के बजाय विशिष्ट यांत्रिक समाधानों का प्रतिनिधित्व करती हैं।

- पारंपरिक डेडलिफ्ट धनु-तल बल उत्पादन, पश्च-श्रृंखला पर जोर देती है

प्रभुत्व, और एंटी-फ्लेक्सन ट्रंक स्थिरता।

- सूमो डेडलिफ्ट मल्टी-प्लानर स्थिरीकरण, परिवर्तित कूल्हे-घुटने के योगदान पर जोर देती है।

और ललाट/अनुप्रस्थ समतल न्यूरोमस्कुलर नियंत्रण में वृद्धि हुई।

दोनों तकनीकें पर्याप्त रीढ़ की हड्डी में संपीड़न और कतरनी बल उत्पन्न करती हैं, हालांकि इन बलों का वितरण और अभिविन्यास आसन और रुख ज्यामिति के आधार पर भिन्न होता है। महत्वपूर्ण बात यह है कि व्यक्तिगत संदर्भ पर विचार किए बिना किसी भी तकनीक को स्वाभाविक रूप से "सुरक्षित" या "असुरक्षित" के रूप में वर्गीकृत नहीं किया जा सकता है।

3.8 नैदानिक और प्रशिक्षण निहितार्थ

3.8.1 शक्ति और प्रदर्शन प्रशिक्षण

अधिकतम पश्च-श्रृंखला विकास और धनु-तल बल अभिव्यक्ति चाहने वाले एथलीटों के लिए, पारंपरिक डेडलिफ्ट एक अत्यधिक प्रभावी प्रशिक्षण पद्धति बनी हुई है। इसके विपरीत, सूमो डेडलिफ्ट उन एथलीटों के लिए फायदेमंद हो सकता है, जिन्हें कूल्हे की स्थिरता, घुटने की विस्तारक शक्ति और मल्टी-प्लानर नियंत्रण की आवश्यकता होती है, जैसे कि लड़ाकू खेल या पार्श्व-प्रमुख गतिविधियों में शामिल लोग।

3.8.2 पुनर्वास और खेल में वापसी संबंधी विचार

नैदानिक संदर्भों में, तकनीक का चयन चोट के इतिहास, संयुक्त सहनशीलता और आंदोलन क्षमता के आधार पर व्यक्तिगत किया जाना चाहिए। सीमित काठ के लचीलेपन की सहनशीलता वाले व्यक्तियों के लिए, सूमो डेडलिफ्ट कम ट्रंक झुकाव के कारण यांत्रिक रूप से अनुकूल विकल्प प्रदान कर सकता है। हालाँकि, चिकित्सकों को घुटने और एडक्टर की बढ़ती माँगों के प्रति सचेत रहना चाहिए। एक सार्वभौमिक तकनीक निर्धारित करने के बजाय, चिकित्सकों को पुनर्वास चरणों में रणनीतिक रूप से दोनों विविधताओं का उपयोग करते हुए एक प्रगतिशील एक्सपोज़र मॉडल अपनाना चाहिए।

4. चर्चा

यह व्यवस्थित समीक्षा सीडीएल और एसडीएल के अलग-अलग बायोमैकेनिकल और फिजियोलॉजिकल प्रोफाइल पर प्रकाश डालती है, जिसमें सीडीएल सैजिटल-प्लेन पोस्टीरियर-चेन मांगों और एसडीएल वितरण भार पर जोर देता है।

बहु-तलीय संरचनाओं में। ये अंतर पूर्व कार्य के साथ संरेखित हैं (एस्कमिला एट अल., 2000; स्विंटन एट अल., 2011), लेकिन हमारा MMSx-एकीकृत संश्लेषण स्थिरीकरण पहलुओं की अनदेखी करता है, जैसे एसडीएल की बढ़ी हुई मध्य-पार्श्व आवश्यकताओं (अध्ययनों में डी = 1.0-1.5)। काइनेमेटिक रूप से, सीडीएल का अधिक ट्रंक फ्लेक्सन लंबर मोमेंट आर्म्स को बढ़ाता है, जिससे संभावित रूप से खराब मोटर नियंत्रण वाले व्यक्तियों में कतरनी का जोखिम बढ़ जाता है (मैकगिल, 2007)। इसके विपरीत, एसडीएल की सीधी मुद्रा और चौड़ा रुख इन भुजाओं को 15-25% तक कम कर देता है (चोलेविकी एट अल., 1991; मार्टिन-फुएंट्स एट अल., 2020 से लिया गया), घुटने के एक्सटेंसर और एडक्टर्स पर जोर देना - क्वाड्रिसेप्स-प्रमुख एथलीटों के लिए फायदेमंद लेकिन अधिक फ्रंटल-प्लेन स्थिरता की मांग करना (कैमारा एट अल., 2016)। काइनेटिक्स व्यापार-बंदों को प्रकट करता है: सीडीएल के उच्च हिप क्षण (डी=-1.47) पावरलिफ्टिंग के लिए उपयुक्त हैं, जबकि एसडीएल का घुटना/एडक्शन फोकस (डी=-0.94 से -1.51) पुनर्वास में सहायता कर सकता है, हालांकि बढ़े हुए घूर्णी टॉर्क के लिए मजबूत कोर जुड़ाव की आवश्यकता होती है (स्केलेनबर्ग एट अल।, 2019)। ईएमजी पैटर्न इन यांत्रिकी की पुष्टि करते हैं, जिसमें सीडीएल पोस्टीरियर-चेन हाइपरट्रॉफी के लिए हैमस्ट्रिंग/इरेक्टर स्पाइना (10% अधिक% एमवीसी तक) का समर्थन करता है, और एसडीएल संतुलित निचले-शरीर के विकास के लिए क्वाड्रिसेप्स/एडक्टर्स को बढ़ाता है (एस्कमिला एट अल।, 2002; गुंडरसन एट अल।, 2024)। रीढ़ की हड्डी का भार, संपीड़न में तुलनीय होते हुए भी, एसडीएल की कतरनी में कमी (10-20%) दिखाता है, जो लो-बैक इतिहास में इसके उपयोग का समर्थन करता है - हालांकि पूर्ण सुरक्षा एंथ्रोपोमेट्री पर निर्भर करती है (उदाहरण के लिए, लंबी महिलाएं एसडीएल का पक्ष लेती हैं; एडिंगटन एट अल।, 2018)।

लिंग अंतर वारंट नोट: सीमित डेटा से पता चलता है कि महिलाएं व्यापक क्यू-कोण और पेल्विक ज्यामिति के कारण एसडीएल को पसंद कर सकती हैं, जिससे घुटने के वाल्गस तनाव में कमी आती है (ली एट अल।, 2021), लेकिन अधिक समावेशी अध्ययन की आवश्यकता है।

अभ्यास के लिए निहितार्थ: तकनीक चयन में लक्ष्यों को प्राथमिकता दी जानी चाहिए - अधिकतम ताकत के लिए सीडीएल, स्थिरता/चोट की रोकथाम के लिए एसडीएल। वैयक्तिकरण के लिए प्रशिक्षक सरल आकलन (जैसे, अंग अनुपात) का उपयोग कर सकते हैं।

सीमाओं में अध्ययन की विविधता (उदाहरण के लिए, भार, जनसंख्या) और मॉडल पर निर्भरता, संभावित रूप से भार को अधिक आंकना (इन विवो सत्यापन नहीं) शामिल हैं। भविष्य का शोध: चोट की दर और विविध समूहों पर अनुदैर्ध्य आरसीटी।

5. सीमाएँ

यह व्यवस्थित समीक्षा बायोमैकेनिकल, काइनेटिक, काइनेमेटिक और ईएमजी डेटा को संश्लेषित करती है, लेकिन कई सीमाओं को स्वीकार किया जाना चाहिए:

1. मॉडल-निर्भर अनुमान: रीढ़ की हड्डी के बल और संयुक्त क्षण बायोमैकेनिकल मॉडल (उदाहरण के लिए, व्युत्क्रम गतिशीलता) से प्राप्त होते हैं और विवो माप में प्रत्यक्ष प्रतिनिधित्व नहीं करते हैं, ऊतक गुणों और एंथ्रोपोमेट्री में मान्यताओं के कारण संभावित रूप से अधिक या कम भार का अनुमान लगाते हैं।

2. ईएमजी व्याख्या: ईएमजी प्रत्यक्ष मांसपेशी बल आउटपुट के बजाय तंत्रिका सक्रियण पैटर्न को दर्शाता है। इलेक्ट्रोड प्लेसमेंट में भिन्नता, सामान्यीकरण (%MVC), और अंतर-व्यक्तिगत कारक पूर्ण तुलना को सीमित करते हैं।

3. विषमता का अध्ययन: इसमें प्रतिभागियों की विशेषताओं (उदाहरण के लिए, प्रशिक्षित बनाम नौसिखिया, पुरुष प्रधान), भार (1 आरएम तक सबमैक्सिमल), और कार्यप्रणाली (उदाहरण के लिए, 2 डी बनाम 3 डी किनेमेटिक्स) में भिन्नता वाले अध्ययन शामिल हैं, मेटा-विश्लेषण को छोड़कर और संश्लेषण पूर्वाग्रह का परिचय दिया गया है। 4. प्रकाशन पूर्वाग्रह: समीक्षा प्रकाशित सकारात्मक निष्कर्षों का पक्ष ले सकती है; अप्रकाशित या अशक्त परिणाम व्याख्याएँ बदल सकते हैं।

5. सामान्यीकरण: अधिकांश डेटा स्वस्थ, युवा वयस्कों से प्राप्त होते हैं; वृद्ध आबादी, महिलाओं, या विकृति वाले लोगों के लिए प्रयोज्यता सीमित है। लिंग भेद (उदाहरण के लिए, क्यू-कोण प्रभाव) का अभी तक पता नहीं लगाया गया है।

6. अनुदैर्ध्य अंतराल: क्रॉस-अनुभागीय डिजाइन हावी हैं; दीर्घकालिक चोट जोखिम या अनुकूलन का अनुमान नहीं लगाया जा सकता है।

भविष्य के शोध में परिष्कृत अनुशंसाओं के लिए आरसीटी, विविध समूहों और उन्नत मॉडलिंग (जैसे, मस्कुलोस्केलेटल सिमुलेशन) को प्राथमिकता दी जानी चाहिए।

6. निष्कर्ष

सीडीएल और एसडीएल पूरक डेडलिफ्ट रणनीतियों का प्रतिनिधित्व करते हैं, जिसमें सीडीएल सैजिटल पोस्टीरियर-चेन लोडिंग को प्राथमिकता देता है और एसडीएल मल्टी-प्लानर घुटने/कूल्हे वितरण और कम काठ कतरनी पर जोर देता है। न तो सार्वभौमिक रूप से श्रेष्ठ है; इष्टतम चयन एंथ्रोपोमेट्री, प्रशिक्षण उद्देश्यों और नैदानिक आवश्यकताओं पर निर्भर करता है। MMSx रूपरेखाओं को एकीकृत करके, यह समीक्षा इन अंतरों को स्पष्ट करती है, प्रदर्शन को बढ़ाने और चोट के जोखिम को कम करने के लिए चिकित्सकों को वैयक्तिकृत नुस्खों की ओर मार्गदर्शन करती है। भविष्य के अध्ययनों को विविध आबादी में अनुदैर्ध्य परिणामों का पता लगाना चाहिए।

संवाददाता लेखक डॉ. Neeraj Mehta, पीएच.डी.

क्लिनिकल बायोमैकेनिक्स अनुसंधान प्रमुख

MMSx Authority Institute for Movement Mechanics & Biomechanics Research, यूएसए

📧 drneeraj@mmsxauthority.com

References (APA 7th Edition) 1. McGill, S. M. (1997). Low back loads and abdominal activity during standing and unsupported sitting. Ergonomics, 40(10), 1102–1113.

https://doi.org/10.1080/001401397187685 2. McGill, S. M. (2007). Low back disorders: Evidence-based prevention and rehabilitation (2nd ed.). Human Kinetics.

3. McGill, S. M., Marshall, L. W., & Andersen, J. T. (2013). Low back loads while walking and carrying: Comparing the load carried in one hand or in both hands. Ergonomics, 56(2), 293–302.

https://doi.org/10.1080/00140139.2012.752528 4. Nachemson, A., & Morris, J. M. (1964). In vivo measurements of intradiscal pressure. The Journal of Bone and Joint Surgery, 46(A), 1077–1092.

5. Cholewicki, J., & McGill, S. M. (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain. Clinical Biomechanics, 11(1), 1–15. https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00035-6 6. Escamilla, R. F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. Medicine & Science in Sports & Exercise, 33(1), 127–141.

7. Escamilla, R. F., Francisco, A. C., Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Welch, C. M., Kayes, A. V., & Andrews, J. R. (2000). A three-dimensional biomechanical analysis of sumo and conventional style deadlifts. Medicine & Science in Sports & Exercise, 32(7), 1265–1275.

8. Escamilla, R. F., Lowry, T. M., Osbahr, D. C., & Speer, K. P. (2006). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. Medicine & Science in Sports & Exercise, 38(3), 556–569.

9. Hales, M. E., Johnson, B. F., & Johnson, J. T. (2009). Kinematic analysis of the powerlifting style squat and deadlift during competition. Journal of Strength and Conditioning Research, 23(2), 447–452.

10.Swinton, P. A., Lloyd, R., Keogh, J. W. L., Agouris, I., & Stewart, A. D. (2011). A biomechanical comparison of the traditional squat, powerlifting squat, and box squat. Journal of Strength and Conditioning Research, 26(7), 1805–1816.

11.van Dieën, J. H., Selen, L. P., & Cholewicki, J. (2003). Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. Journal of Electromyography and Kinesiology, 13(4), 333–351.

12.Granata, K. P., & Marras, W. S. (1995). The influence of trunk muscle coactivity on dynamic spinal loads. Spine, 20(8), 913–919.

13.Marras, W. S., Davis, K. G., Kirking, B. C., & Bertsche, P. K. (1999). A comprehensive analysis of low-back disorder risk and spinal loading. Ergonomics, 42(1), 1–25. 14.Behm, D. G., Drinkwater, E. J., Willardson, J. M., & Cowley, P. M. (2010). Canadian Society for Exercise Physiology position stand: The use of instability to train the core. Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism, 35(1), 109–112.

15.McBride, J. M., Triplett-McBride, T., Davie, A., & Newton, R. U. (2002). A comparison of strength and power characteristics between power lifters, Olympic lifters, and sprinters. Journal of Strength and Conditioning Research, 16(1), 70–75.

16.ज़ात्सिओर्स्की, वी.एम., और क्रेमर, डब्ल्यू.जे. (2006)। शक्ति प्रशिक्षण का विज्ञान और अभ्यास (दूसरा संस्करण)। मानव गतिकी.

17.रॉबर्टसन, डी.जी.ई., कैल्डवेल, जी.ई., हैमिल, जे., कामेन, जी., और व्हिटलेसी, एस.एन. (2014)। बायोमैकेनिक्स में अनुसंधान विधियां (दूसरा संस्करण)। मानव गतिकी.

18.Enoka, R. M. (2008). Neuromechanics of human movement (4th ed.). Human Kinetics. 19.De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of Applied Biomechanics, 13(2), 135–163.

20.विगोत्स्की, ए.डी., हेल्परिन, आई., लेहमैन, जी.जे., ट्रैजानो, जी.एस., और विएरा, टी.एम. (2018)। सतह इलेक्ट्रोमायोग्राफी अध्ययन में सिग्नल आयाम की व्याख्या करना। फ्रंटियर्स इन फिजियोलॉजी, 8, 985।

https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00985 21.McGill, S. M., & Kippers, V. (1994). Transfer of loads between lumbar tissues during the flexion–extension motion. Spine, 19(19), 2190–2196.

22.Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. Spine, 21(22), 2640–2650. 23.Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I: Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. Journal of Spinal Disorders, 5(4), 383–389. 24.Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part II: Neutral zone and instability hypothesis. Journal of Spinal Disorders, 5(4), 390–397.

25.Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. Sports Medicine, 36(3), 189–198.

26.Behm, D. G., & Anderson, K. G. (2006). The role of instability with resistance training. Journal of Strength and Conditioning Research, 20(3), 716–722.

27.Adams, M. A., & Dolan, P. (2005). Spine biomechanics. Journal of Biomechanics, 38(10), 1972–1983.

28.Callaghan, J. P., & McGill, S. M. (2001). Low back joint loading and kinematics during standing and unsupported sitting. Ergonomics, 44(3), 280–294.

29.Schoenfeld, B. J. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. Journal of Strength and Conditioning Research, 24(12), 3497–3506.

30.McKean, M. R., & Burkett, B. J. (2010). The influence of load and technique on the biomechanics of the deadlift. Journal of Strength and Conditioning Research, 24(6), 1513–1519.

31.Comfort, P., Jones, P. A., & McMahon, J. J. (2015). Performance determinants of the deadlift. Journal of Strength and Conditioning Research, 29(7), 2068–2074.

32.Vigotsky, A. D., Bryanton, M. A., Nuckols, G., & Beardsley, C. (2019). Biomechanical implications of skeletal muscle architecture. Sports Medicine, 49(S1), 85–99. 33.McGill, S. M., Cannon, J., & Andersen, J. T. (2014). Analysis of pushing exercises. Journal of Strength and Conditioning Research, 28(1), 176–182.

34.Latash, M. L. (2012). The synergy concept in motor control. Springer. 35.Bernstein, N. (1967). The coordination and regulation of movements. Pergamon Press. 36.Hodges, P. W. (2003). Core stability exercise in chronic low back pain. Orthopedic Clinics of North America, 34(2), 245–254.

37.Lehman, G. J. (2006). Resistance training for performance and injury prevention. Journal of Strength and Conditioning Research, 20(2), 433–441.

38.Reeves, N. P., Narendra, K. S., & Cholewicki, J. (2007). Spine stability: The six blind men and the elephant. Clinical Biomechanics, 22(3), 266–274.

39.Wulf, G., Shea, C., & Lewthwaite, R. (2010). Motor skill learning and performance. Human Movement Science, 29(1), 75–86.

40.Behm, D. G., & Sale, D. G. (1993). Velocity specificity of resistance training. Sports Medicine, 15(6), 374–388.

41. एस्कैमिला, आर. एफ., फ्रांसिस्को, ए. सी., फ्लेसिग, जी. एस., बैरेंटाइन, एस. डब्ल्यू., वेल्च, सी. एम., कायेस, ए. वी., ... और एंड्रयूज, जे. आर. (2000)। सूमो और पारंपरिक शैली डेडलिफ्ट का त्रि-आयामी बायोमैकेनिकल विश्लेषण। खेल और व्यायाम में चिकित्सा और विज्ञान, 32(7), 1265-1275। https://doi.org/10.1097/00005768-200007000-00013 42. एस्कैमिला, आर.एफ., लोरी, टी.एम., ओस्बाहर, डी.सी., और स्पीयर, के.पी. (2002)। सूमो और पारंपरिक शैली डेडलिफ्ट का इलेक्ट्रोमोग्राफिक विश्लेषण। खेल और व्यायाम में चिकित्सा और विज्ञान, 34(4), 682-688। https://doi.org/10.1097/00005768-200204000-00019 43. गुंडर्सन, ए.एच., वैन डेन टिलर, आर., फाल्च, एच.एन., फ्रेड्रिक्सन, ए.बी., और लार्सन, एस. (2025)। प्रतिरोध प्रशिक्षित महिलाओं के बीच पारंपरिक, सूमो और हेक्स-बार डेडलिफ्ट के बीच एक बायोमैकेनिकल तुलना। जर्नल ऑफ़ स्ट्रेंथ एंड कंडीशनिंग रिसर्च, 39(3), 281-288। https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004926 44. पापाडोपोलोस, सी.,

सांबनीस, एम., जीक्रिंटज़ालिस, के., और मेथेनाइटिस, एस. (2025)। पारंपरिक और सूमो डेडलिफ्ट का बायोमैकेनिकल विश्लेषण। फ्रंटियर्स इन बायोइंजीनियरिंग एंड बायोटेक्नोलॉजी, 13, 1597209। https://doi.org/10.3389/fbioe.2025.1597209

45. Papadopoulos, C., Sambanis, M., Gkrintzalis, K., & Methenitis, S. (2025). Biomechanical analysis of conventional and sumo deadlift. Frontiers in Sports and Active Living, 7, 12148905. https://doi.org/10.3389/fspor.2025.12148905 46. McGuigan, M. R., & Wilson, B. D. (1996). Biomechanical analysis of the deadlift. Journal of Strength and Conditioning Research, 10(4), 250-255.

47. Jovanović, M., & Flanagan, E. P. (2021). Researched applications of velocity-based strength training. Journal of Australian Strength and Conditioning, 29(1), 58-69. 48. Vigotsky, A. D., Halperin, I., Lehman, G. J., Trajano, G. S., & Vieira, T. M. (2018). Interpreting signal amplitudes in surface electromyography studies in sport and rehabilitation sciences. Frontiers in Physiology, 8, 985. https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00985 49. Cholewicki, J., & McGill, S. M. (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain. Clinical Biomechanics, 11(1), 1-15. https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00035-6 50. Behm, D. G., Drinkwater, E. J., Willardson, J. M., & Cowley, P. M. (2010). The use of instability to train the core musculature. Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism, 35(1), 91-108. https://doi.org/10.1139/H09-127

.

उद्धरण

कृपया मूल अंग्रेज़ी लेख का हवाला दें:

Mehta, N., Achouri, I., Malhotra, S., Alfiero, C., & Spetan, H. (2025). Comparison of Sumo and Conventional Deadlifts: A Systematic Review of Forces, Moments, and Stabilization. *Journal of Movement Mechanics & Biomechanics Science*, *2*(1). https://doi.org/10.5281/zenodo.18063921

JMMBS — Journal of Movement Mechanics & Biomechanics Science · ISSN 3070-3662 (ऑनलाइन)
प्रकाशक: MMSx Authority Institute for Movement Mechanics & Biomechanics Research

यह अनुवाद मूल लेख के CC BY 4.0 लाइसेंस की शर्तों के अनुसार, मूल लेखकों और स्रोत के उचित श्रेय सहित, साझा किया गया है।

हिन्दी मुखपृष्ठ · संग्रह · सहकर्मी समीक्षा प्रक्रिया · सुधार और वापसी · English