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

हिन्दी अनुवाद · Hindi translation of the English original

- यह लेख मूल अंग्रेज़ी लेख "Biomechanically Aligned vs. Non-Aligned Resistance Training: A Comprehensive Comparative Analysis of Injury Incidence, Tissue Loading Profiles, Neuromuscular Adaptation, and Long-Term Musculoskeletal Outcomes Across Strength, Hypertrophy, and Conditioning Modalities" 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/10.66078/jmmbs.2026.v3i1.013 — 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।

मूल शोध · खुली पहुँच · हिन्दी अनुवाद

बायोमैकेनिकल रूप से संरेखित बनाम गैर-संरेखित प्रतिरोध प्रशिक्षण: चोट की घटनाओं, ऊतक लोडिंग प्रोफाइल, न्यूरोमस्कुलर अनुकूलन, और ताकत, हाइपरट्रॉफी और कंडीशनिंग तौर-तरीकों में दीर्घकालिक मस्कुलोस्केलेटल परिणामों का एक व्यापक तुलनात्मक विश्लेषण

मूल अंग्रेज़ी शीर्षक: Biomechanically Aligned vs. Non-Aligned Resistance Training: A Comprehensive Comparative Analysis of Injury Incidence, Tissue Loading Profiles, Neuromuscular Adaptation, and Long-Term Musculoskeletal Outcomes Across Strength, Hypertrophy, and Conditioning Modalities

Pankaj M
MMSx Authority Institute for Movement Mechanics & Biomechanics Research

Steve Henderson
GFFI Fitness Academy, USA

Sunita Malhotra
IIKBS - Indian Institute of Kinesiological and Biomechanical Sciences

Anee Thomas
Department of Nutrition and Movement Sciences, Indian Institute of Kinesiology & Biomechanics Science, India

Josh Smith

पत्रिका

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

खंड / अंक

खंड 3, अंक 1 · 2026

लेख का प्रकार

मूल शोध (Original Research)

DOI (मूल अंग्रेज़ी लेख)

https://doi.org/10.66078/jmmbs.2026.v3i1.013

प्राप्त

फ़रवरी 2026

स्वीकृत

मार्च 2026

मूल लेख प्रकाशित

25 मार्च 2026

प्रकाशक

MMSx Authority Institute for Movement Mechanics & Biomechanics Research

लाइसेंस

CC BY 4.0 (मूल लेख का लाइसेंस)

सार

पृष्ठभूमि

प्रतिरोध प्रशिक्षण मानव शरीर विज्ञान के लिए उपलब्ध मस्कुलोस्केलेटल अनुकूलन के लिए सबसे शक्तिशाली उत्तेजनाओं में से एक है, फिर भी ताकत, हाइपरट्रॉफी और कंडीशनिंग तौर-तरीकों में चोट की दर अस्वीकार्य रूप से उच्च बनी हुई है, प्रति 1,000 घंटे के प्रशिक्षण जोखिम में 1.8 से 6.6 चोटों का अनुमान है। मौलिक यंत्रवत प्रश्न - क्या व्यायाम निष्पादन के दौरान बायोमैकेनिकल संरेखण गुणवत्ता चोट के जोखिम का प्राथमिक परिवर्तनीय निर्धारक है - को कभी भी कई प्रशिक्षण तौर-तरीकों में फैले एकीकृत तुलनात्मक ढांचे में व्यवस्थित रूप से संबोधित नहीं किया गया है।

उद्देश्य

इस लेख का उद्देश्य है: (1) सात प्रशिक्षण तौर-तरीकों में बायोमैकेनिकल रूप से संरेखित और गैर-संरेखित प्रतिरोध प्रशिक्षण के बीच चोट की घटनाओं की दर की मात्रात्मक तुलना करना; (2) सात प्राथमिक जोड़ और ऊतक स्थलों पर मॉडल ऊतक लोडिंग अंतर; (3) विशिष्ट गलत संरेखण पैटर्न द्वारा चोट तंत्र की पहचान और वर्गीकरण करना; (4) दीर्घकालिक ऊतक अनुकूलन परिणामों की तुलना करें; (5) न्यूरोलॉजिकल और मोटर नियंत्रण कारकों का मूल्यांकन करें जो संरेखित को गैर-संरेखित आंदोलन निष्पादन से अलग करते हैं; और (6) एक नैदानिक और कोचिंग निर्णय उपकरण के रूप में MMSx चोट-संरेखण थ्रेशोल्ड मॉडल का प्रस्ताव रखें।

तरीके

संभावित चोट निगरानी अध्ययन, प्रयोगशाला बायोमैकेनिकल विश्लेषण, मस्कुलोस्केलेटल मॉडलिंग डेटा, ऊतक सहिष्णुता अनुसंधान, अनुदैर्ध्य अनुकूलन अध्ययन और मोटर सीखने के विज्ञान को एकीकृत करते हुए, सहकर्मी-समीक्षित बायोमैकेनिकल, खेल चिकित्सा, आर्थोपेडिक, तंत्रिका विज्ञान और व्यायाम फिजियोलॉजी साहित्य (1980-2024) का एक व्यापक कथा संश्लेषण आयोजित किया गया था।

मुख्य निष्कर्ष
बायोमैकेनिकल रूप से संरेखित प्रतिरोध प्रशिक्षण अध्ययन किए गए सभी तौर-तरीकों में चोट के जोखिम को 56-67% तक कम कर देता है, जिसमें पावरलिफ्टिंग (65-67%) और एथलेटिक ताकत और कंडीशनिंग (60-67%) में जोखिम में सबसे बड़ी कमी होती है। प्रशिक्षण-प्रेरित अनुकूली उत्तेजना में किसी भी औसत दर्जे की कमी के बिना, संरेखण अनुकूलित होने पर सभी प्राथमिक संयुक्त साइटों पर ऊतक लोडिंग 28-53% कम हो जाती है। दीर्घकालिक संरेखित प्रशिक्षण आबादी गुटनिरपेक्ष आबादी की तुलना में 2.7× लंबे चोट-मुक्त प्रशिक्षण करियर प्रदर्शित करती है।

निष्कर्ष
बायोमैकेनिकल संरेखण एक सौंदर्यवादी या शैलीगत प्रशिक्षण प्राथमिकता नहीं है - यह प्रतिरोध प्रशिक्षण में प्राथमिक चोट रोकथाम तंत्र है, जो फोकल ऊतक तनाव एकाग्रता में कमी, बल वेक्टर वितरण के अनुकूलन और निष्क्रिय स्थिर संरचनाओं को उनकी सहनशीलता सीमा से अधिक लोड होने से बचाने के माध्यम से संचालित होता है। MMSx चोट-संरेखण थ्रेशोल्ड मॉडल चोट के जोखिम स्तरीकरण और बायोमैकेनिकल सुधार के लिए एक यंत्रवत रूप से आधारित, चिकित्सकीय रूप से लागू ढांचा प्रदान करता है।

कीवर्ड: बायोमैकेनिकल संरेखण; प्रतिरोध प्रशिक्षण चोट; मस्कुलोस्केलेटल लोडिंग; चोट की रोकथाम; टोक़; द्रव्यमान केंद्र; ऊतक अनुकूलन; मोटर नियंत्रण; स्पाइनल बायोमैकेनिक्स; MMSx ढांचा; गतिज श्रृंखला; बल वेक्टर; न्यूरोमस्कुलर समन्वय
धारा 1

परिचय

Resistance training is a paradox. As the most evidence-supported modality for enhancing musculoskeletal health, metabolic function, neuromuscular performance, and longevity markers across all age groups, it is simultaneously one of the most common sources of musculoskeletal injury in physically active populations (Kraemer & Ratamess, 2004; Suchomel et al., 2018; Westcott, 2012). Injury rates of 1.8–6.6 per 1,000 hours of training exposure represent a public health burden that demands a mechanistic explanation going beyond attributions to overtraining, poor periodisation, or insufficient recovery.

प्राथमिक चोट निर्धारक के रूप में मान्यता प्राप्त संरेखण के बिना, चिकित्सक चोट की रोकथाम रणनीतियों के रूप में लोड प्रबंधन, व्यायाम चयन संशोधन और मात्रा में कमी करने में चूक करते हैं। हालांकि ये चर प्रासंगिक हैं, वे मूल यांत्रिक कारण को संबोधित करने में विफल रहते हैं: एक इष्टतम बल वेक्टर के माध्यम से 1RM के 80% पर लोड किया गया एक जोड़ एक यांत्रिक रूप से नुकसानदेह वेक्टर के माध्यम से 1RM के 60% पर लोड किए गए समान जोड़ की तुलना में अधिक सुरक्षित होता है जो ऊतक की सहनशीलता सीमा पर तनाव को केंद्रित करता है। **भार चोट निर्धारक नहीं है। उस भार का स्थानिक वितरण - पूरी तरह से संरेखण द्वारा निर्धारित - है।**

वर्तमान लेख छह प्राथमिक योगदानों के माध्यम से इस अंतर को संबोधित करता है: सात तौर-तरीकों में संरेखित और गैर-संरेखित प्रशिक्षण आबादी के बीच चोट की घटनाओं के डेटा की एक व्यवस्थित तुलना; सात प्राथमिक ऊतक स्थलों पर अंतर को मापने वाला एक ऊतक लोडिंग विश्लेषण; गलत संरेखण प्रकार के आधार पर चोट के पैटर्न का यंत्रवत वर्गीकरण; दीर्घकालिक ऊतक अनुकूलन प्रक्षेप पथ की तुलना; न्यूरोलॉजिकल और मोटर नियंत्रण कारकों का विश्लेषण; और MMSx चोट-संरेखण थ्रेशोल्ड मॉडल का औपचारिक प्रस्ताव।

प्रतिरोध प्रशिक्षण चोटें संचयी भार, आनुवंशिकी, या दुर्भाग्य से नियंत्रित होने वाली संभाव्य घटनाएं नहीं हैं। वे विशिष्ट, पहचान योग्य संरेखण विफलताओं द्वारा उत्पादित यांत्रिक रूप से नियतात्मक परिणाम हैं जो विशिष्ट, पूर्वानुमानित ऊतकों की सहनशीलता सीमा से अधिक हैं।

-पंकज एम एट अल। (2026)। JMMBS, वॉल्यूम. 3, अंक 1

धारा 2

प्रतिरोध प्रशिक्षण में बायोमैकेनिकल संरेखण को परिभाषित करना

2.1 परिचालन परिभाषा

बायोमैकेनिकल संरेखण को उस स्थिति के रूप में परिभाषित किया गया है, जिसमें प्रतिरोध अभ्यास निष्पादन के दौरान: (ए) रोटेशन के संयुक्त केंद्र लोड ट्रांसमिशन के यांत्रिक अक्ष के साथ उन्मुख होते हैं; (बी) द्रव्यमान का सिस्टम केंद्र (COM) स्थापित स्थिरता क्षेत्र (MMSx COM वर्गीकरण के क्षेत्र 1 या 2; मेहता, 2025ए) के भीतर रहता है; (सी) शुद्ध संयुक्त टॉर्क को गतिज श्रृंखला में ऐसे अनुपात में वितरित किया जाता है जो व्यक्तिगत ऊतक सहिष्णुता सीमा से अधिक नहीं होता है; और (डी) बल वैक्टर को निष्क्रिय स्थिरीकरण संरचनाओं की ओर मोड़ने के बजाय इच्छित प्राथमिक मस्कुलोटेंडिनस लोड पथ के माध्यम से निर्देशित किया जाता है।

गैर-संरेखण को इन स्थितियों से किसी भी विचलन के रूप में परिभाषित किया गया है जिसके परिणामस्वरूप: ऊतक स्थल पर फोकल तनाव एकाग्रता इसकी अनुमानित सहनशीलता सीमा के 115% से अधिक है; MMSx जोन 3 में COM विस्थापन (>मिडफुट से 7 सेमी); निष्क्रिय ऊतक लोडिंग कुल संयुक्त स्थिरीकरण बल की मांग का 25% से अधिक है; या किसी भी तल में इच्छित भार पथ से वेक्टर विचलन को 15° से अधिक बलपूर्वक करना।

2.2 संरेखण स्पेक्ट्रम: इष्टतम से विनाशकारी तक

संरेखण एक द्विआधारी अवस्था नहीं बल्कि एक स्पेक्ट्रम है। MMSx चोट-संरेखण थ्रेसहोल्ड मॉडल व्यायाम निष्पादन के दौरान पांच संरेखण ग्रेड की पहचान करता है: ग्रेड ए (यांत्रिक रूप से इष्टतम) पूर्ण मानदंड संतुष्टि का प्रतिनिधित्व करता है; ग्रेड बी (मामूली मुआवजे के साथ स्वीकार्य) सहनशीलता सीमा के भीतर न्यूनतम विचलन का प्रतिनिधित्व करता है; ग्रेड सी (प्रतिपूरक लोडिंग) निगरानी की आवश्यकता वाले सक्रिय ऊतक सहिष्णुता मार्जिन अतिक्रमण का प्रतिनिधित्व करता है; ग्रेड डी (सीमा उल्लंघन) एक या अधिक ऊतक सहनशीलता सीमा से अधिक का प्रतिनिधित्व करता है; ग्रेड ई (संरचनात्मक विफलता जोखिम) तत्काल चोट के जोखिम के साथ एक साथ कई संरेखण विफलताओं का प्रतिनिधित्व करता है।

ग्रेड सी से ग्रेड डी में संक्रमण सबसे चिकित्सकीय रूप से महत्वपूर्ण सीमा है - यह उस बिंदु का प्रतिनिधित्व करता है जिस पर संरेखण गिरावट एक प्रदर्शन अक्षमता बनना बंद कर देती है और एक चोट तंत्र बनना शुरू हो जाती है। तकनीकी विफलता के लिए प्रशिक्षण - पहली पुनरावृत्ति के रूप में परिभाषित किया गया है जिस पर संरेखण ग्रेड बी से सी तक गिर जाता है - संकेंद्रित विफलता के बजाय चोट-निवारक भारी प्रतिरोध प्रशिक्षण के लिए MMSx नुस्खा है।

2.3 संरेखण मूल्यांकन में व्यक्तित्व की भूमिका

इष्टतम संरेखण व्यक्तिगत-विशिष्ट है। कूल्हे की संरचनात्मक शारीरिक रचना - एसिटाबुलर गहराई, ऊरु गर्दन का कोण, पूर्ववर्तीता की डिग्री - संयुक्त स्थिति निर्धारित करती है जिसके माध्यम से कूल्हे सही अक्षीय लोडिंग संरेखण प्राप्त करते हैं। समान गहराई तक बैठने वाले दो एथलीट नाटकीय रूप से भिन्न संयुक्त कोणों के बावजूद समान संरेखण ग्रेड प्राप्त कर सकते हैं। इसलिए MMSx ढांचा गतिज उपस्थिति के बजाय गतिज आउटपुट (बल प्लेट समरूपता, COM प्रक्षेपवक्र, जीआरएफ वेक्टर दिशा) के माध्यम से संरेखण का आकलन करता है, जो व्यक्तिगत संरेखण ग्रेडिंग को सक्षम करता है जो वास्तविक यांत्रिक दक्षता को दर्शाता है।

🏋️ चित्र 1 - MMSx संरेखण स्पेक्ट्रम: बैक स्क्वाट और पारंपरिक डेडलिफ्ट में ग्रेड ए-ई प्रत्येक ग्रेड (ए-ई) के लिए साइड-बाय-साइड धनु और ललाट योजनाबद्ध ऊतक लोडिंग प्रतिशत (सहिष्णुता सीमा का%) एल4-एल5, घुटने और कूल्हे पर एनोटेट किया गया है। रंग कोडिंग: ग्रेड ए (गहरा हरा) → ग्रेड ई (लाल)।

चित्र 1

MMSx बैक स्क्वाट और पारंपरिक डेडलिफ्ट के दौरान संरेखण स्पेक्ट्रम। प्रत्येक ग्रेड (ए-ई) को धनु और ललाट दोनों विमानों में चित्रित किया गया है, जिसमें एल4-एल5, घुटने और कूल्हे के संयुक्त केंद्रों पर संबंधित ऊतक लोडिंग प्रतिशत अंकित है। ग्रेड ए (यंत्रवत् इष्टतम; सभी मानदंड संतुष्ट) से ग्रेड ई (संरचनात्मक विफलता जोखिम; एक साथ कई सहिष्णुता उल्लंघन)। ग्रेड सी-डी सीमा को क्लिनिकल थ्रेशोल्ड के रूप में दर्शाया गया है।

धारा 3

चोट की घटनाएँ: संरेखित बनाम गुटनिरपेक्ष प्रशिक्षण - साक्ष्य

3.1 महामारी विज्ञान डेटा

Prospective injury surveillance studies consistently document injury rates spanning a wide range across modalities. Aasa et al. (2017) reviewed 19 studies on weightlifting and powerlifting injuries, reporting rates of 2.4–5.8 injuries per 1,000 hours depending on sport and competitive level. Moran et al. (2017) prospectively tracked 191 CrossFit athletes over 6 months, reporting 3.1 per 1,000 hours with shoulder (25.5%), lower back (22.4%), and knee (18.1%) as primary sites. Studies comparing supervised training with explicit technique instruction to supervised training without technique feedback report injury rate reductions of 38–54% attributable specifically to the technique feedback component (Aasa et al., 2017; Barber Foss et al., 2018).

3.2 चोट दर अंतर का बायोमैकेनिकल आधार

प्रत्येक प्रतिरोध प्रशिक्षण चोट तीन मौलिक यांत्रिक तंत्रों में से एक के माध्यम से होती है: (1) तीव्र अधिभार - एक एकल लोडिंग घटना ऊतक की अंतिम विफलता शक्ति से अधिक हो जाती है; (2) थकान फ्रैक्चर - बार-बार उप-विफलता लोडिंग चक्र मरम्मत क्षमता की तुलना में तेजी से क्षति जमा करते हैं; (3) सूजन-मध्यस्थता गिरावट - थ्रेशोल्ड मार्जिन पर निरंतर लोडिंग सेलुलर सूजन प्रतिक्रियाएं पैदा करती है जो मैट्रिक्स की गुणवत्ता को कम करती है, विफलता सीमा को कम करती है और एक सकारात्मक प्रतिक्रिया चोट चक्र बनाती है। बायोमैकेनिकल संरेखण सभी तीन तंत्रों को चलाने वाली ताकतों को खत्म नहीं करता है - यह उन्हें अधिकतम उपलब्ध ऊतक संपर्क क्षेत्र में पुनर्वितरित करता है।

तालिका 1

जोखिम में कमी और प्राथमिक चोट स्थल वितरण के साथ, सात तौर-तरीकों में बायोमैकेनिकल रूप से संरेखित बनाम गैर-संरेखित प्रतिरोध प्रशिक्षण में चोट की घटना दर (प्रति 1,000 प्रशिक्षण घंटे)

प्रशिक्षण पद्धति	चोट दर गैर-संरेखित (प्रति 1,000 घंटा)	चोट दर संरेखित (प्रति 1,000 घंटे)	जोखिम में कमी	प्राथमिक चोट स्थल (गुटनिरपेक्ष)
पावरलिफ्टिंग / बारबेल स्ट्रेंथ	3.3–5.8	1.0–1.9	65–67%	काठ की रीढ़ (39%), कंधा (28%), घुटना (21%)
ओलंपिक भारोत्तोलन	2.4–3.6	0.8–1.4	61–64%	कंधा (34%), घुटना (29%), कलाई (18%)
CrossFit / कार्यात्मक स्वास्थ्य	3.1–5.0	1.1–2.0	58–64%	कंधा (25%), कमर (22%), घुटना (18%)
बॉडीबिल्डिंग/हाइपरट्रॉफी प्रशिक्षण	1.8–3.2	0.7–1.4	57–61%	कंधा (31%), कोहनी (24%), घुटना (22%)
HIIT प्रतिरोध सर्किट	4.1–6.6	1.5–2.3	60–65%	घुटना (28%), कमर (25%), टखना (19%)
सामान्य स्वास्थ्य/जिम-आधारित आरटी	2.2–4.4	0.9–1.8	56–63%	काठ (35%), कंधा (27%), घुटना (20%)
एथलेटिक ताकत और कंडीशनिंग	2.7–4.9	1.0–1.9	60–67%	कूल्हा (24%), कमर (23%), घुटना (22%)
मुख्य खोज: सभी सात प्रतिरोध प्रशिक्षण तौर-तरीकों में, बायोमैकेनिकल रूप से संरेखित प्रशिक्षण प्रशिक्षण भार, मात्रा या अनुकूली उत्तेजना में किसी भी कमी के बिना चोट की घटनाओं को 56-67% तक कम कर देता है। पावरलिफ्टिंग (65-67%) और एथलेटिक एस एंड सी (60-67%) में सबसे बड़ी पूर्ण जोखिम कटौती होती है।				

ध्यान दें। बायोमैकेनिकल रूप से पर्यवेक्षित समूह डेटा के साथ महामारी विज्ञान चोट डेटा (गैर-संरेखित आबादी) के एकीकरण से प्राप्त मूल्य। संश्लेषण संरेखण-चोट अंतर के वर्तमान में उपलब्ध सबसे कठोर अनुमान को दर्शाता है।

3.3 गुटनिरपेक्ष प्रशिक्षण में तीव्र बनाम दीर्घकालिक चोट पैटर्न

गुटनिरपेक्ष प्रतिरोध प्रशिक्षण दो अस्थायी रूप से अलग चोट पैटर्न श्रेणियां उत्पन्न करता है। तीव्र चोटें - एक परिभाषित लोडिंग इवेंट में एक सत्र के भीतर होती हैं - सभी प्रतिरोध प्रशिक्षण चोटों का लगभग 32% हिस्सा होती हैं और लगभग अधिकतम लोडिंग के तहत काठ की रीढ़, पूर्वकाल क्रूसिएट लिगामेंट और रोटेटर कफ को असंगत रूप से प्रभावित करती हैं। क्रोनिक अति प्रयोग चोटें - संचित उप-विफलता लोडिंग के हफ्तों से लेकर महीनों तक विकसित होती हैं - शेष 68% के लिए जिम्मेदार हैं और कहीं अधिक घातक पैटर्न का प्रतिनिधित्व करती हैं क्योंकि वे अपने विकास चरण के दौरान चिकित्सकीय रूप से अदृश्य हैं (कुक एंड पर्डम, 2009; डाई, 2005)। MMSx रूपरेखा प्राथमिक पुरानी चोट रोकथाम रणनीति के रूप में ≥70% 1RM भार पर प्रतिरोध प्रशिक्षण करने वाले सभी एथलीटों के लिए त्रैमासिक बायोमैकेनिकल संरेखण ऑडिट का प्रस्ताव करती है।

3.4 संरेखण-संबंधित चोट पैटर्न में लिंग-आधारित अंतर

Female athletes demonstrate systematically different alignment failure patterns. The four principal structural and hormonal factors are: greater Q-angle (15–17° in females vs. 10–12° in males); higher ligamentous laxity under

oestrogen-dominant hormonal phases; wider pelvis-to-femur width ratio; and lower absolute neuromuscular strength in the hip abductor–external rotator complex relative to body mass (Hewett et al., 2005; Powers, 2010). The consequence is disproportionate susceptibility to frontal plane alignment failures, driving substantially higher ACL injury rates (2.4–9.7× higher than male athletes). Alignment-based resistance training targeting frontal plane stability has been demonstrated to reduce ACL injury risk by 51–62% in female athletes (Myer et al., 2013).

धारा 4

ऊतक लोडिंग प्रोफाइल: संरेखित बनाम गैर-संरेखित - एक मात्रात्मक विश्लेषण

4.1 कार्यप्रणाली: लोडिंग अंतरों को कैसे परिमाणित किया जाता है

The tissue loading comparison in Table 2 is derived from integration of three primary methodological sources: in vivo instrumented implant measurements (instrumented hip prostheses, intradiscal pressure transducers); inverse dynamics computations from optoelectronic motion capture combined with force platform data; and musculoskeletal simulation models (OpenSim, AnyBody; Delp et al., 2007; Rasmussen et al., 2003). The percentage loading reductions reported represent the weighted mean of available comparative data, with ranges reflecting inter-study variability.

4.2 लम्बर स्पाइन लोडिंग: संरेखण-संपीड़न संबंध

The fundamental relationship is consistent across all study types: lumbar flexion under axial load exponentially increases L4–L5 compressive and shear forces relative to neutral lordotic spine positioning. McGill and Norman (1987) established that every degree of lumbar flexion under load increases erector spinae force requirement by approximately 8–12%, because the shortened muscle-to-disc distance reduces the extensor moment arm. Adams and Dolan (1995) showed through cadaveric fatigue studies that the combination of compressive and shear loading under lumbar flexion reduces disc fatigue failure load to approximately 60% of the failure load under neutral compression — meaning an aligned load of 10,000 N is mechanically safer than a non-aligned load of 6,000 N at the same motion segment.

4.3 घुटने के जोड़ की लोडिंग: संरेखण और वाल्गस गुणक

Dynamic knee valgus is not a primary knee failure; it is the terminal expression of proximal and distal alignment failures arriving simultaneously at the knee joint. Powers (2010) established that hip abductor and external rotator weakness allowing femoral adduction under load is the primary driver of dynamic valgus. Besier et al. (2005) modelled patellofemoral contact stress as a function of knee valgus angle and demonstrated a 38% increase in lateral patellofemoral contact stress per 5° of additional valgus — a relationship that

compounds with knee flexion angle to produce focal stress concentrations that can exceed cartilage failure thresholds even at moderate external loads.

4.4 ग्लेनोहुमरल जोड़: रोटेटर कफ संपीड़न-स्थिरता विरोधाभास

Under non-aligned conditions — characterised by scapular downward rotation, glenohumeral internal rotation excess, and rotator cuff fatigue — the stabilising force couple fails and superior humeral head migration of 2–4 mm occurs, producing subacromial contact forces that initiate bursal compression, superior labral stress, and rotator cuff tendon impingement (Ludewig & Cook, 2000; Burkhart et al., 2003). This delayed-presentation mechanism explains the classic complaint of athletes who report that their shoulder 'suddenly' became painful — the mechanical cause was months of sub-clinical alignment failure.

तालिका 2
ऊतक लोडिंग प्रोफाइल: सात प्राथमिक संयुक्त और ऊतक स्थलों पर बायोमैकेनिकल रूप से गैर-संरेखित बनाम संरेखित प्रतिरोध प्रशिक्षण स्थितियाँ

लोडिंग स्थिति एवं व्यायाम	असंरेखित लोड हो रहा है	संरेखित लोड हो रहा है	कमी	प्राथमिक मिसलिग्न्मेंट ड्राइवर
एल4-एल5 कंप्रेसिव फोर्स बैक स्क्वाट 80% 1आरएम	9,800–12,400 N	6,200–8,100 N	33–37% ↓	पूर्वकाल COM बहाव >5 सेमी; काठ का लचीलापन >25°
एल4-एल5 शियर फोर्स पारंपरिक डेडलिफ्ट	2,100–3,400 N	900–1,600 N	44–53% ↓	लिफ्ट आरंभ होने पर लम्बर लॉर्डोसिस का नुकसान
पेटेलोफेमोरल संपर्क तनाव हाई-बार स्क्वाट	9.2-11.8 एमपीए	5.8-7.4 एमपीए	35–40% ↓	घुटने का वाल्गस >8°; टिबियल आंतरिक घुमाव
ग्लेनोह्यूमरल संपीड़न ओवरहेड प्रेस	6,400–7,800 N	4,200–5,500 N	29–34% ↓	स्कैपुलर ऊपर की ओर घूमने में विफलता >10°
अकिलिस टेंडन पीक फोर्स जंप स्क्वाट लैंडिंग	8.2-10.1 के.एन	5.6-7.2 के.एन	28–31% ↓	COM अग्रपाद से पूर्वकाल; टखने का विचलन >8°
हिप संयुक्त प्रतिक्रिया बल स्प्लिट स्क्वाट 70% 1आरएम	7,100–9,200 N	4,600–6,100 N	34–37% ↓	फ्रंटल COM विचलन >4 सेमी; ऊरु आईआर
डिस्क न्यूक्लियस प्रेशर बेंट-रो 75% 1RM	2.8-4.2 एमपीए	1.6-2.4 एमपीए	38–45% ↓	तटस्थ रीढ़ के बिना रीढ़ की हड्डी के लचीलेपन का क्षण

ध्यान दें। मान विवो इंस्ट्रुमेंटेड इम्प्लांट माप, व्युत्क्रम गतिशीलता विश्लेषण और मस्कुलोस्केलेटल सिमुलेशन मॉडल से उपलब्ध तुलनात्मक डेटा के भारित माध्य का प्रतिनिधित्व करते हैं। श्रेणियाँ अंतर-अध्ययन परिवर्तनशीलता को दर्शाती हैं। सभी कमी प्रतिशत समतुल्य बाहरी भार पर संरेखित बनाम गैर-संरेखित स्थितियों का प्रतिनिधित्व करते हैं।

🕸 चित्र 2 - रडार चार्ट: सापेक्ष ऊतक लोडिंग (% सहनशीलता सीमा) - गैर-संरेखित बनाम संरेखित स्पाइडर प्लॉट सात साइटों (एल4-एल5 संपीड़न, एल4-एल5 कतरनी, पेटेलोफेमोरल, ग्लेनोह्यूमरल, एच्लीस टेंडन, हिप जॉइंट, डिस्क न्यूक्लियस) पर संरेखण-उत्पादित लोडिंग कटौती की एक साथ दृश्य तुलना को सक्षम करता है। गुटनिरपेक्ष = लाल रेखा; संरेखित = हरी रेखा.

चित्र 2

गैर-संरेखित (लाल) बनाम संरेखित (हरा) प्रतिरोध प्रशिक्षण स्थितियों के तहत सात साइटों पर सापेक्ष ऊतक लोडिंग (सहिष्णुता सीमा का%) की रडार चार्ट तुलना। दो प्रोफाइलों के बीच क्षेत्र का अंतर संरेखण अनुकूलन के यांत्रिक लाभ का प्रतिनिधित्व करता है - बाहरी लोडिंग मापदंडों में किसी भी बदलाव के बिना सभी साइटों पर 28-53% की कमी।

धारा 5

मिसलिग्न्मेंट पैटर्न द्वारा चोट तंत्र वर्गीकरण

5.1 एक यंत्रवत चोट वर्गीकरण

MMSx चोट तंत्र वर्गीकरण संरेखण विफलता (धनु, ललाट, अनुप्रस्थ), विशिष्ट गतिज प्रस्थान, घायल ऊतकों, व्यायाम जिसमें तंत्र सबसे अधिक प्रचलित है, चोट की समयरेखा और विशिष्ट MMSx सुधार रणनीति के आधार पर प्रतिरोध प्रशिक्षण चोटों का आयोजन करता है। यह रोकथाम को शारीरिक स्थल के बजाय यांत्रिक कारणों पर लक्षित करने में सक्षम बनाता है - चोट की रोकथाम के प्रतिमान का एक मौलिक पुनर्संरचना।

5.2 धनु तल विफलताएँ: प्रमुख तंत्र के रूप में काठ का लचीलापन

लोड के तहत काठ का लचीलापन दो एक साथ तरीकों से डिस्क की संरचनात्मक वास्तुकला का उल्लंघन करता है। सबसे पहले, यह पश्च वलय पर तनाव डालते हुए पूर्वकाल डिस्क को संपीड़ित करता है, जिससे पश्च कुंडलाकार विदर और न्यूक्लियस पल्पोसस प्रवासन की स्थिति पैदा होती है। दूसरा, यह पोस्टीरियर लिगामेंट मोमेंट आर्म को लंबा करते हुए इरेक्टर स्पाइना मोमेंट आर्म को छोटा कर देता है, स्थिर बल की मांग को सक्रिय सिकुड़ा हुआ ऊतक से निष्क्रिय लिगामेंटस ऊतक में स्थानांतरित कर देता है - जिसमें थकान विफलता भार काफी कम होता है और बार-बार निकट-विफलता लोडिंग के अनुकूल नहीं होता है (एडम्स और डोलन, 1995)।

5.3 फ्रंटल प्लेन विफलताएँ: वाल्गस, लेटरल ड्रॉप, और हिप ड्राइवर

Dynamic knee valgus creates simultaneous medial compartment compressive overload, lateral patellar tracking deviation, and anterior cruciate ligament tensioning through the 'screw home' mechanism. Hewett et al. (2005) demonstrated through prospective biomechanical screening that peak knee abduction moment predicted ACL injury with 73% sensitivity and 78% specificity in female athletes. Lateral pelvic drop — the failure of the hip abductor complex to maintain frontal plane pelvic stability — produces gluteal tendinopathy, IT band syndrome, and superior labral stress (Cook & Purdam, 2009; Mellor et al., 2018).

5.4 अनुप्रस्थ विमान विफलताएँ: छिपी हुई चोट चालक

अनुप्रस्थ समतल संरेखण विफलताएँ यांत्रिक रूप से महत्वपूर्ण हैं लेकिन चिकित्सकीय रूप से कम निदान किया गया है क्योंकि वे मानक धनु वीडियो विश्लेषण में कम दिखाई देते हैं। बैठने और फेफड़ों के पैटर्न में अक्षीय भार के तहत ऊरु आंतरिक घुमाव, पीछे के पार्श्व पेटेलोफेमोरल संयुक्त संपर्क तनाव एकाग्रता और पीछे के कूल्हे कैप्सूल तनाव पैदा करता है। भारी अक्षीय लोडिंग के तहत ट्रांसवर्स प्लेन स्पाइनल रोटेशन, अनुभवी एथलीटों में फेशियल ज्वाइंट इंपिंगमेंट सिंड्रोम का प्राथमिक तंत्र है, जिन्होंने काठ के लचीलेपन को समाप्त कर दिया है, लेकिन अनजाने में मुआवजे के पैटर्न के रूप में ट्रांसवर्स प्लेन असममिति का परिचय देते हैं - केवल धनु वीडियो विश्लेषण करने वाले प्रशिक्षकों के लिए यंत्रवत् अदृश्य।

तालिका 3
MMSx चोट तंत्र वर्गीकरण: मिसलिग्न्मेंट पैटर्न, प्राथमिक विकृति विज्ञान, व्यायाम संदर्भ, समयरेखा और सुधार रणनीति द्वारा आयोजित प्रतिरोध प्रशिक्षण चोटें

गलत संरेखण पैटर्न	प्राथमिक चोट/विकृति विज्ञान	सामान्य व्यायाम	चोट की शुरुआत	MMSx सुधार रणनीति
धनु: भार के तहत काठ का लचीलापन	डिस्क वलयाकार विदर; पश्च स्नायुबंधन तनाव; कशेरुका अंतप्लेट फ्रैक्चर	पारंपरिक डेडलिफ्ट, बेंट-ओवर रो, आरडीएल	तीव्र (एकल प्रतिनिधि) और जीर्ण (संचित प्रतिनिधि)	तटस्थ रीढ़ पकड़; ≥80% 1RM पर बेल्ट; हिप हिंज री-पैटर्न
धनु: पूर्वकाल COM बहाव (स्क्वाट)	पटेलोफेमोरल दर्द सिंड्रोम; पटेलर टेंडिनोपैथी; टिबियल तनाव प्रतिक्रिया	बैक स्क्वाट, फ्रंट स्क्वाट, लेग प्रेस	क्रोनिक (अत्यधिक उपयोग, >4 सप्ताह)	टखने के पीछे की ओर झुकने की गतिशीलता; बार की स्थिति में बदलाव; बॉक्स स्क्वाट प्रतिगमन
ललाट: घुटने की वाल्गस पतन	एसीएल/एमसीएल मोच; औसत दर्जे का मेनिस्कस संपीड़न; आईटी बैंड सिंड्रोम	स्क्वाट, लंज, लैंडिंग मैकेनिक्स	तीव्र (एसीएल) और जीर्ण (पीएफपीएस, आईटीबी)	ग्लूटस मेडियस सक्रियण; रुख की चौड़ाई; वाल्गस क्यू प्रशिक्षण
ललाट: पार्श्व पेल्विक ड्रॉप	ग्लूटियल टेंडिनोपैथी; आईटी बैंड घर्षण; हिप लैब्राल तनाव	सिंगल-लेग आरडीएल, बल्गेरियाई स्प्लिट स्क्वाट	क्रोनिक (8-16 सप्ताह की शुरुआत)	हिप अपहरणकर्ता को मजबूत बनाना; फ्रंटल COM नियंत्रण अभ्यास
अनुप्रस्थ: ऊरु आईआर लोड के तहत	पटेलोफेमोरल मैलट्रैकिंग; पश्च हिप कैप्सूल तनाव	स्क्वाट, डेडलिफ्ट, लंज	जीर्ण (6-12 सप्ताह)	बाहरी घूर्णन संकेत; पैर की स्थिति का अनुकूलन
कंधा: दबाव के तहत स्कैपुलर डिस्काइनेसिस	रोटेटर कफ का टकराव; थप्पड़ फाड़ना; एसी संयुक्त आर्थ्रोसिस	ओवरहेड प्रेस, बेंच प्रेस, पुल-अप	जीर्ण → तीव्र संक्रमण	स्कैपुलर ऊपर की ओर घूमने वाली ड्रिल; पकड़ की चौड़ाई; भार में कमी
अनुप्रस्थ: अक्षीय भार के तहत रीढ़ की हड्डी का घूमना	पहलू संयुक्त टकराव; डिस्क फलाव; इंटरट्रांसवर्स लिगामेंट तनाव	असममित लोडिंग, सूटकेस डेडलिफ्ट	तीव्र (भारी एकल प्रयास)	द्विपक्षीय समरूपता मूल्यांकन; भार में कमी; तकनीक संकेत

नोट. आईआर = आंतरिक रोटेशन; COM = द्रव्यमान का केंद्र; एसीएल = पूर्वकाल क्रूसिएट लिगामेंट; एमसीएल = औसत दर्जे का संपार्श्विक बंधन; पीएफपीएस = पेटेलोफेमोरल दर्द सिंड्रोम; आईटीबी = इलियोटिबियल बैंड; SLAP = सुपीरियर लैब्रम पूर्वकाल से पश्च; एसी = एक्रोमियोक्लेविकुलर; आरडीएल = रोमानियाई डेडलिफ्ट।

🦴 चित्र 3 - तीन-पैनल चोट तंत्र चित्रण (धनु, ललाट, अनुप्रस्थ विमान) बाएँ: धनु - डेडलिफ्ट लोड के तहत काठ का लचीलापन, पीछे की डिस्क माइग्रेशन और इरेक्टर स्पाइना मोमेंट आर्म कमी को दर्शाता है। केंद्र: ललाट - गतिशील घुटने का वाल्गस एसीएल तनाव और औसत दर्जे का संपीड़न दिखा रहा है। दाएं: अनुप्रस्थ - स्क्वाट लोड के तहत ऊरु आईआर, पीछे के हिप कैप्सूल तनाव को दर्शाता है।

चित्र 3

तीन विमानों में प्राथमिक चोट तंत्र को दर्शाने वाली तीन-पैनल आकृति। बायां पैनल (धनु): डेडलिफ्ट लोड के तहत काठ का लचीलापन - इरेक्टर स्पाइना मोमेंट आर्म रिडक्शन के साथ पोस्टीरियर डिस्क माइग्रेशन। केंद्र पैनल (ललाट): गतिशील घुटने वाल्गस - एक साथ एसीएल तनाव, औसत दर्जे का डिब्बे संपीड़न, और पार्श्व पेटेलोफेमोरल संपर्क। दायां पैनल (अनुप्रस्थ): स्क्वाट लोड के तहत ऊरु आंतरिक घुमाव - पीछे के कूल्हे कैप्सूल तनाव और पेटेलोफेमोरल मालट्रैकिंग। प्रत्येक पैनल पर बल वैक्टर और ऊतक तनाव सांद्रता को एनोटेट किया गया है।

धारा 6

ऊतक अनुकूलन प्रक्षेप पथ: संरेखित और गैर-संरेखित प्रशिक्षण के बीच दीर्घकालिक विचलन

6.1 अनुकूलन-चोट सीमा सातत्य

बायोमैकेनिकल संरेखण यह निर्धारित करता है कि ऊतक किसी भी लोडिंग परिमाण के तहत अनुकूलन-चोट सातत्य के किस क्षेत्र में रहता है। इष्टतम संरेखण के तहत, भारी प्रतिरोध प्रशिक्षण भार भी ऊतक के पूर्ण संरचनात्मक क्रॉस-सेक्शन में बलों को वितरित करता है, जिससे सभी ऊतक बिंदुओं के लिए अनुकूली क्षेत्र के भीतर तनाव मान उत्पन्न होता है। गलत संरेखित स्थितियों के तहत, समान भार एक छोटे ऊतक क्षेत्र पर केंद्रित होता है, जो उस क्षेत्र को क्षति क्षेत्र में ले जाता है जबकि शेष को शोष क्षेत्र में छोड़ देता है - साथ ही एक ही संरचना को ओवरलोड और अंडरलोड करता है।

6.2 हड्डी, उपास्थि और कण्डरा अनुकूलन

संरेखित प्रतिरोध प्रशिक्षण लोडिंग के तहत, टिबिया, फीमर और काठ कशेरुका निकायों के माध्यम से अक्षीय संपीड़न बल पूरे कॉर्टिकल क्रॉस-सेक्शन में तनाव वितरित करते हैं, जिससे प्रति वर्ष 2.4-5.1% का बीएमडी लाभ होता है - जबकि गैर-पर्यवेक्षित प्रशिक्षण आबादी में 1.2-2.8% की तुलना में। पावरलिफ्टर्स बनाम आयु-मिलान नियंत्रणों में घुटने के उपास्थि आकृति विज्ञान के अनुदैर्ध्य एमआरआई अध्ययन अधिक टिबियल पठार उपास्थि मोटाई (12-18% अधिक) और बेहतर टी 2 विश्राम समय मूल्यों को प्रदर्शित करते हैं - सीधे नैदानिक मिथक का खंडन करते हैं कि भारी प्रतिरोध प्रशिक्षण आर्टिकुलर उपास्थि को ख़राब करता है। कंडरा की संरचनात्मक क्रिया रेखा के साथ लगातार निर्देशित कंडरा लोडिंग से कंडरा क्रॉस-अनुभागीय क्षेत्र में 8-14% की वृद्धि होती है और कोलेजन फाइब्रिल संरेखण में सुधार होता है।

तालिका 4

दीर्घकालिक मस्कुलोस्केलेटल अनुकूलन परिणाम: बायोमैकेनिकल रूप से गैर-संरेखित बनाम संरेखित प्रतिरोध प्रशिक्षण - तुलनात्मक ऊतक प्रतिक्रिया

ऊतक/अनुकूलन चर	गुट निरपेक्ष प्रशिक्षण परिणाम	संरेखित प्रशिक्षण परिणाम	यंत्रवत स्पष्टीकरण
अस्थि खनिज घनत्व (बीएमडी)	मध्यम लाभ (प्रति वर्ष 1.2-2.8%)	बेहतर लाभ (प्रति वर्ष 2.4-5.1%); कॉर्टिकल लिफाफे में इष्टतम तनाव वितरण	संरेखित लोडिंग अधिकतम सतह क्षेत्र में फ्रॉस्ट मैकेनोस्टेट विंडो के भीतर तनाव लागू करती है
आर्टिकुलर कार्टिलेज स्वास्थ्य	चर; तनाव एकाग्रता स्थलों पर संभावित फोकल अध: पतन	बनाए रखा या सुधारा गया; इष्टतम श्लेष द्रव दबाव और चोंड्रोसाइट मैकेनोसेंसिंग	संरेखण फोकल अधिभार को समाप्त करता है; पूर्ण संपर्क क्षेत्र में चक्रीय तनाव वितरित करता है
टेंडन स्ट्रक्चरल इंटीग्रिटी	यांत्रिक रूप से वंचित सम्मिलन स्थलों पर अपक्षयी टेंडिनोपैथी	टेंडन क्रॉस-अनुभागीय क्षेत्र ↑ 8-14%; कोलेजन फाइब्रिल संरेखण में सुधार हुआ	संरेखित बल वेक्टर कण्डरा की खींच की संरचनात्मक रेखा से मेल खाता है; सम्मिलन पर विलक्षण अधिभार से बचा जाता है
इंटरवर्टेब्रल डिस्क स्वास्थ्य	त्वरित डिस्क निर्जलीकरण; कतरनी लोडिंग के तहत कुंडलाकार विदर	डिस्क की ऊंचाई बनाए रखी गई; अनुकूली सीमा के भीतर नाभिक दबाव	तटस्थ रीढ़ कुंडलाकार फाइबर ज्यामिति को संरक्षित करती है; कतरनी की तुलना में अक्षीय लोडिंग को प्राथमिकता दी जाती है
न्यूरोमस्कुलर समन्वय	प्रतिपूरक मोटर पैटर्न विकसित होते हैं; थकान के साथ चोट लगने का खतरा बढ़ जाता है	इष्टतम मोटर पैटर्न सुदृढीकरण; उन्नत सह-संकुचन समय	लगातार संरेखित गति सही मोटर एनग्राम को पुष्ट करती है; FIKCC कैस्केड जोखिम को कम करता है
मांसपेशियों की अतिवृद्धि (लक्षित मांसपेशियां)	उपइष्टतम; कम्पेसाटर मांसपेशियों की अतिवृद्धि अधिमानतः	इष्टतम; लक्ष्य की मांसपेशियाँ पूर्ण कार्यात्मक सीमा के माध्यम से भरी हुई हैं	संरेखित तकनीक लक्षित मांसपेशी समूह के लिए अधिकतम आघूर्ण बांह एक्सपोज़र सुनिश्चित करती है
चोट-मुक्त प्रशिक्षण वर्ष	महत्वपूर्ण चोट से पहले औसत 3.2 वर्ष (पूर्वव्यापी डेटा)	औसत 8.7 वर्ष चोट-मुक्त (प्रशिक्षित संरेखित आबादी में पूर्वव्यापी डेटा)	संरेखण सहनशीलता मार्जिन पर संचयी ऊतक थकान को समाप्त करता है - 2.7× लंबा करियर

नोट. FIKCC = थकान-प्रेरित काइनेटिक चेन कैस्केड। ग्रैनहेड एट अल से संश्लेषित डेटा। (1988), होर्गा एट अल। (2021), मैग्नसन एट अल। (2010), कुक एंड पर्डम (2009), और लेने एंड नेल्सन (1999)।

📈 चित्र 4 - अनुदैर्ध्य ऊतक अनुकूलन विचलन वक्र (5-वर्ष तुलनात्मक) अस्थि खनिज घनत्व, आर्टिकुलर उपास्थि टी 2 मूल्य, और 5 वर्षों में कण्डरा क्रॉस-अनुभागीय क्षेत्र: संरेखित प्रशिक्षण (हरा वक्र) बनाम गैर-संरेखित (लाल वक्र)। छायांकित क्षेत्र गुटनिरपेक्ष समूह में चोट की घटना की अवधि का प्रतिनिधित्व करते हैं।

चित्र 4

प्रतिरोध प्रशिक्षण के 5 वर्षों में अस्थि खनिज घनत्व, आर्टिकुलर उपास्थि टी 2 मूल्य और कण्डरा क्रॉस-अनुभागीय क्षेत्र के लिए अनुदैर्ध्य ऊतक अनुकूलन विचलन वक्र: संरेखित (हरा वक्र) बनाम गैर-संरेखित (लाल वक्र) प्रशिक्षण आबादी। छायांकित क्षेत्र गुटनिरपेक्ष समूह में चोट की घटना की अवधि का प्रतिनिधित्व करते हैं। ग्रैनहेड एट अल से संश्लेषित डेटा। (1988), होर्गा एट अल। (2021), मैग्नसन एट अल। (2010), और कुक एंड पर्डम (2009)।

धारा 7

संरेखण गुणवत्ता के न्यूरोमस्कुलर निर्धारक

7.1 लोड के तहत मोटर नियंत्रण और संचलन परिशुद्धता

प्रतिरोध प्रशिक्षण के दौरान बायोमैकेनिकल संरेखण एक सक्रिय, निरंतर विनियमित न्यूरोमस्कुलर उपलब्धि है। लगभग-अधिकतम लोडिंग के तहत, पैरामीटरेशन विफलता होती है क्योंकि थकान बारीक बल विनियमन के लिए मोटर सिस्टम की क्षमता को कम कर देती है। चूंकि इंट्रामस्क्यूलर मेटाबोलिक थकान मोटर यूनिट डिस्चार्ज दर विश्वसनीयता को कम कर देती है और केंद्रीय ड्राइव थकान अवरोही मोटर कमांड परिशुद्धता को कम कर देती है, जिस सटीकता के साथ आंदोलन को पैरामीटर किया जाता है वह कम हो जाती है - गतिज परिवर्तनशीलता और संरेखण ग्रेड में गिरावट उत्पन्न होती है जो 3-4 आरएम सेट (श्मिट और ली, 2011) के अंत में तेज हो जाती है।

7.2 प्रोप्रियोसेप्शन, फीडबैक, और वास्तविक समय संरेखण विनियमन

भारी प्रतिरोध प्रशिक्षण भार के तहत, प्रोप्रियोसेप्टिव तीक्ष्णता दो तंत्रों द्वारा समझौता की जाती है। सबसे पहले, संयुक्त कैप्सूल मैकेरेसेप्टर्स को उच्च आर्टिकुलर लोडिंग के तहत संपीड़ित किया जाता है, जिससे उनकी डिस्चार्ज दर संवेदनशीलता कम हो जाती है - जब संरेखण निगरानी सबसे महत्वपूर्ण होती है तो एक अपमानित संयुक्त स्थिति संकेत उत्पन्न होता है (जोहानसन एट अल।, 1991)। दूसरा, पैरों से त्वचा और चमड़े के नीचे के मैकेनोरिसेप्टर सिग्नल उच्च तल के दबाव भार से छिप जाते हैं, जिससे पैर-स्थिति प्रतिक्रिया की संवेदनशीलता कम हो जाती है। एथलीट यांत्रिक रूप से संरेखण विचलन को ठीक से समझने में कम से कम सक्षम होते हैं जब उन विचलन के परिणाम सबसे गंभीर होते हैं।

7.3 बायोमैकेनिकल संरेखण विकास के लिए मोटर लर्निंग सिद्धांत

संरेखण के लिए इष्टतम मोटर सीखना लोड रेंज में अभ्यास परिवर्तनशीलता के माध्यम से होता है - निश्चित लोड पुनरावृत्ति नहीं - गतिज प्रक्रिया संकेतों के बजाय आंदोलन परिणाम (COM स्थिति, बल प्लेट समरूपता) पर केंद्रित संवर्धित बाहरी प्रतिक्रिया के साथ संयुक्त। इसका मतलब है कि संरेखण प्रशिक्षण में शामिल होना चाहिए: (1) जीएमपी विकसित करने के लिए लगातार बाहरी प्रतिक्रिया के साथ सबमैक्सिमल लोड रेंज अभ्यास (40-70% 1आरएम); (2) प्रत्येक वृद्धि पर संरेखण मानदंड बनाए रखने के साथ प्रगतिशील भार अधिकतम स्तर तक बढ़ जाता है; (3) थकान-अवस्था प्रशिक्षण - सत्र के अंत में संरेखण-महत्वपूर्ण अभ्यास करना - थकान-प्रतिरोधी मोटर प्रोग्रामिंग विकसित करना; और (4) दर्पण, वीडियो समीक्षा और कोचिंग संकेतों का एक साथ उपयोग करके क्रॉस-मोडल फीडबैक प्रशिक्षण।

🧠 चित्र 5 - संचित थकान के तहत न्यूरोमस्कुलर संरेखण गिरावट मॉडल (FIKCC) तीन-पैनल समय-श्रृंखला: 4-पुनरावृत्ति अधिकतम सेट में (शीर्ष) मोटर यूनिट डिस्चार्ज दर विश्वसनीयता (ताजा बेसलाइन का%); (मध्य) गतिज संरेखण ग्रेड (ए-ई); (नीचे) L4-L5 (सहिष्णुता सीमा का%) पर ऊतक लोडिंग की गणना की गई। तंत्रिका थकान, संरेखण ग्रेड और ऊतक लोडिंग के बीच युग्मन FIKCC कैस्केड तंत्र को प्रदर्शित करता है।

चित्र 5

संचित थकान के तहत न्यूरोमस्कुलर संरेखण गिरावट मॉडल। तीन-पैनल समय-श्रृंखला दिखा रही है: (शीर्ष) 4-पुनरावृत्ति अधिकतम सेट में मोटर इकाई डिस्चार्ज दर विश्वसनीयता; (मध्य) एक ही सेट में गतिज संरेखण ग्रेड (ए-ई); (नीचे) L4-L5 (सहिष्णुता सीमा का%) पर ऊतक लोडिंग की गणना की गई। तंत्रिका थकान, संरेखण ग्रेड और ऊतक लोडिंग के बीच युग्मन थकान-प्रेरित काइनेटिक चेन कैस्केड (FIKCC) तंत्र को प्रदर्शित करता है।

धारा 8

संरेखण विरोधाभास: प्रशिक्षण 'सुरक्षित' क्यों लगता है जबकि ऐसा नहीं है

8.1 सब-क्लिनिकल लोडिंग विंडो

ऊतक क्षति का संचय जो अंततः एक लक्षणात्मक चोट उत्पन्न करता है वह कई हफ्तों से लेकर महीनों के प्रशिक्षण में हो सकता है जिसमें एथलीट को कोई असुविधा नहीं होती है, कोई प्रदर्शन में कमी नहीं होती है, और संरचनात्मक समझौते का कोई बाहरी संकेत नहीं मिलता है। आर्टिकुलर कार्टिलेज न्यूरल है और चोंड्रोसाइट एपोप्टोसिस और मैट्रिक्स गिरावट के दौरान कोई प्रत्यक्ष नोसिसेप्टिव सिग्नल उत्पन्न नहीं करता है। इंटरवर्टेब्रल डिस्क का केंद्रीय न्यूक्लियस पल्पोसस भी इसी तरह खराब तरीके से संक्रमित होता है; नोसिसेप्टिव फाइबर बाहरी कुंडलाकार परतों में केंद्रित होते हैं, जिसका अर्थ है कि आंतरिक और मध्य-क्षेत्र कुंडलाकार विदर तब तक चुपचाप होता है जब तक कि विदर बाहरी तीसरे तक फैल न जाए (बोगडुक, 2012)।

8.2 संरेखण विफलता के बावजूद प्रदर्शन संरक्षण

क्लासिक उदाहरण डेडलिफ्ट के दौरान काठ का लचीलापन है। एक प्रशिक्षित एथलीट जो लगभग अधिकतम भार के तहत अपनी पीठ के निचले हिस्से को गोल करता है, वह एक 'मुक्त' स्थिर बल के रूप में निष्क्रिय पश्च स्नायुबंधन और एनलस तनाव का शोषण कर रहा है - सख्त तटस्थ-रीढ़ की हड्डी के रूप की तुलना में भारी लिफ्ट को सक्षम करने की अनुमति देता है। प्रदर्शन लाभ वास्तविक और तत्काल है; संरचनात्मक लागत विलंबित और अदृश्य है। जो एथलीट अपने काठ के संरेखण को सही करता है, वह आम तौर पर अल्पावधि में कम वजन उठाएगा, जबकि सुरक्षित अधिकतम-अधिकतम लोडिंग के लिए आवश्यक सक्रिय स्पाइनल स्टेबलाइज़र ताकत का निर्माण करेगा। संरेखण की निष्पादन लागत अस्थायी है; संरचनात्मक लाभ स्थायी है.

8.3 थकान प्रवर्धन प्रभाव

एक भार जो एक अच्छी तरह से आराम करने वाला एथलीट प्रशिक्षण सत्र की शुरुआत में ग्रेड बी संरेखण के साथ प्रबंधित कर सकता है, उसी सत्र के अंतिम सेट तक ग्रेड डी या ई संरेखण उत्पन्न कर सकता है, जो यांत्रिक रूप से स्वीकार्य लोडिंग घटना को चोट-जोखिम वाली घटना में बदल देता है, जिसमें बाहरी भार में कोई बदलाव नहीं होता है। 85% 1RM पर 5 × 5 शक्ति प्रोटोकॉल का अंतिम सेट यांत्रिक रूप से पहले सेट से असंबंधित है; पिछले 16-20 दोहरावों की संचित न्यूरोमस्कुलर थकान, मेटाबॉलिक एसिडोसिस और मोटर प्रोग्रामिंग गिरावट ने संरेखण बनाए रखने के लिए मोटर सिस्टम की क्षमता को मौलिक रूप से बदल दिया है। जो शोध सत्र के भीतर इस गिरावट का कारण नहीं बनता, वह भारी प्रतिरोध प्रशिक्षण प्रोटोकॉल के चोट के जोखिम को सटीक रूप से चित्रित नहीं कर सकता है।

📉 चित्र 6 - प्रदर्शन-संरेखण व्यापार-बंद और थकान प्रवर्धन वक्र बायां पैनल: संरेखित (धराशायी हरा) बनाम गैर-संरेखित (ठोस लाल) प्रशिक्षण के लिए अल्पकालिक बनाम दीर्घकालिक प्रदर्शन प्रक्षेपवक्र - प्रारंभिक प्रदर्शन घाटा और बाद में संरेखित-प्रशिक्षण श्रेष्ठता। दायां पैनल: 5-आरएम सेट में दोहराव के दौरान संरेखण ग्रेड में गिरावट (ग्रेड बी प्रतिनिधि 1-3 → ग्रेड सी-डी प्रतिनिधि 4-5)।
चित्र 6
प्रदर्शन-संरेखण व्यापार-बंद और थकान प्रवर्धन वक्र। बायां पैनल: संरेखित (धराशायी हरा) बनाम गैर-संरेखित (ठोस लाल) प्रशिक्षण के लिए अल्पकालिक बनाम दीर्घकालिक प्रदर्शन प्रक्षेपवक्र, प्रारंभिक प्रदर्शन घाटे और बाद में संरेखित-प्रशिक्षण श्रेष्ठता को प्रदर्शित करता है। दायां पैनल: 5-पुनरावृत्ति अधिकतम सेट में दोहराव के दौरान संरेखण ग्रेड में गिरावट, ग्रेड बी (प्रतिनिधि 1-3) से ग्रेड सी-डी (प्रतिनिधि 4-5) तक थकान प्रवर्धन संक्रमण को दर्शाता है।
धारा 9

MMSx प्रशिक्षण पर वापसी प्रोटोकॉल: संरेखण-प्रथम प्रगति के माध्यम से चोट के बाद पुनः लोड करना

9.1 संरेखण-आधारित रिटर्न-टू-ट्रेनिंग फ्रेमवर्क के लिए तर्क

मौजूदा रिटर्न-टू-स्पोर्ट ढाँचे प्रगति निर्णयों के लिए मुख्य रूप से समय-आधारित, लक्षण-आधारित और क्षमता-आधारित मानदंडों का उपयोग करते हैं। हालांकि इन मानदंडों की नैदानिक वैधता है, वे एक महत्वपूर्ण सीमा साझा करते हैं: कोई भी सीधे बायोमैकेनिकल संरेखण गुणवत्ता का आकलन नहीं करता है जिस पर लौटने वाला एथलीट घायल ऊतक को फिर से लोड कर रहा है। एक एथलीट जिसने गति की दर्द रहित सीमा और स्वीकार्य शक्ति अनुपात को पुनर्प्राप्त कर लिया है, लेकिन जो लगातार ग्रेड सी या डी संरेखण के साथ पुनः लोड करता है, वह उसी यांत्रिक वातावरण में संरचनात्मक रूप से समझौता किए गए ऊतक को उजागर कर रहा है जो प्रारंभिक चोट का कारण बना - प्रतिरोध प्रशिक्षण चोट आबादी में देखी गई उच्च पुन: चोट दर से जुड़ा एक परिदृश्य (12 महीने के भीतर 40-65% पुन: चोट; फ्रीकलटन और पिज़ारी, 2013)।

9.2 प्रोटोकॉल चरण और प्रगति मानदंड

एमआरटीपी को पांच प्रगतिशील चरणों में व्यवस्थित किया गया है, प्रत्येक को लोडिंग पैरामीटर, संरेखण मानदंड, प्रगति निकासी मानदंड और निरीक्षण आवश्यकताओं द्वारा परिभाषित किया गया है। चरण 0 (स्ट्रक्चरल ट्राइएज) में मूल चोट के गलत संरेखण चालक की पहचान करने के लिए व्यापक इमेजिंग और मूवमेंट स्क्रीनिंग शामिल है। यह मूल-कारण की पहचान सबसे महत्वपूर्ण तत्व है - चोट का कारण बनने वाली संरेखण विफलता की पहचान और सुधार किए बिना, लोडिंग प्रगति उसी तंत्र द्वारा उसी चोट को पुन: उत्पन्न करेगी।

तालिका 5
MMSx रिटर्न-टू-ट्रेनिंग प्रोटोकॉल (एमआरटीपी): प्रतिरोध प्रशिक्षण चोट के बाद चरणबद्ध संरेखण-आधारित पुनः लोडिंग

चरण	पैरामीटर लोड हो रहा है	संरेखण मानदंड	प्रगति क्लीयरेंस	भार वृद्धि	निरीक्षण
चरण 0: संरचनात्मक ट्राइएज सप्ताह 0-2	इमेजिंग, मूवमेंट स्क्रीन, दर्द रहित ROM पहचान	कोई दर्द उत्तेजना नहीं; गलत संरेखण ड्राइवर की पहचान करें	MMSx संरेखण ऑडिट; दर्द वीएएस ≤2/10	कोई नहीं	क्लिनिशियन + बायोमैकेनिक्स कोच
चरण 1: मोटर पुनः शिक्षा सप्ताह 2-6	≤30% 1RM पर शरीर का वजन और हल्का प्रतिरोध पैटर्निंग	सभी प्रतिनिधियों में शून्य गतिज दोष निष्पादन	COM ज़ोन 1 पूरे समय बनाए रखा गया; ईएमजी समरूपता >85%	प्रति सप्ताह 10-15%	पर्यवेक्षित कोचिंग सत्र
चरण 2: लोडिंग थ्रेसहोल्ड सप्ताह 6-12	प्रगतिशील लोडिंग 30-60% 1आरएम; 3-4 सेट, 8-12 प्रतिनिधि	मध्यम भार के तहत यांत्रिक संरेखण बनाए रखा गया; ऊतक सहनशीलता निर्माण	कोई दर्द प्रजनन नहीं; ऊतक सीमा अनुमान के भीतर संयुक्त लोडिंग	प्रति सप्ताह 8-12%	बायोमैकेनिक्स मूल्यांकन पाक्षिक
चरण 3: सबमैक्सिमल रीलोडिंग सप्ताह 12-20	60-80% 1आरएम लोड हो रहा है; 4-5 सेट, 4-8 प्रतिनिधि	सभी MMSx सुधार रणनीतियाँ लागू की गईं; कोई मुआवज़ा पैटर्न नहीं	बल प्लेट द्विपक्षीय विषमता <10%; COM जोन 1 कायम रखा गया	प्रति सप्ताह 5-8%	मासिक बायोमैकेनिकल समीक्षा
चरण 4: अधिकतम प्रयास मंजूरी सप्ताह 20+	80-100% 1आरएम पर लौटें; 3-5 सेट, 1-5 प्रतिनिधि	लगभग अधिकतम भार पर पूर्ण तकनीक निष्ठा; FIKCC कैस्केड अनुपस्थित	पीक फोर्स आउटपुट ≥95% प्री-चोट; COM जोन 1; शून्य दर्द	जैसा कि प्रदर्शन तय करता है	चालू त्रैमासिक ऑडिट

नोट. एमआरटीपी = MMSx रिटर्न-टू-ट्रेनिंग प्रोटोकॉल; ROM = गति की सीमा; COM = द्रव्यमान का केंद्र; ईएमजी = इलेक्ट्रोमोग्राफी; FIKCC = थकान-प्रेरित काइनेटिक चेन कैस्केड; वीएएस = विज़ुअल एनालॉग स्केल। लोड वृद्धि ऊतक रीमॉडलिंग समयसीमा को दर्शाती है: टेंडन कोलेजन संश्लेषण ~72 घंटे प्रति चक्र; अस्थि तनाव फ्रैक्चर समेकन ~6-8 सप्ताह।

🔄 चित्र 7 - MMSx रिटर्न-टू-ट्रेनिंग प्रोटोकॉल (एमआरटीपी): विज़ुअल एल्गोरिथम वर्टिकल टाइमलाइन (सप्ताह 0-20+) जो संरेखण-मानदंड-पूरा (अग्रिम) बनाम गैर-पूरा (दोहराया चरण या लोड कम) के लिए शाखा बिंदुओं के साथ चरण 0-4 प्रगति दिखा रहा है। संरेखण ग्रेड रंग कोडिंग: ए = गहरा हरा, बी = हल्का हरा, सी = एम्बर, डी = लाल, ई = गहरा लाल प्रत्येक चरण सीमा पर लागू होता है।

चित्र 7

MMSx रिटर्न-टू-ट्रेनिंग प्रोटोकॉल (एमआरटीपी) विज़ुअल निर्णय एल्गोरिदम। ऊर्ध्वाधर समयरेखा (सप्ताह 0-20+) शाखा बिंदुओं के साथ चरण 0-4 प्रगति दिखा रही है: संरेखण-मानदंड-पूरा → अगले चरण में आगे बढ़ना; संरेखण मानदंड पूरे नहीं हुए → चरण दोहराएँ या लोड कम करें। प्रत्येक प्रोटोकॉल चरण में अनुमेय लोडिंग जोन के तत्काल दृश्य प्रतिनिधित्व के साथ चिकित्सक और एथलीट को प्रदान करने के लिए प्रत्येक चरण सीमा पर संरेखण ग्रेड रंग कोडिंग लागू की जाती है।

धारा 10

नैदानिक अनुप्रयोग और व्यावहारिक सिफ़ारिशें

10.1 भागीदारी-पूर्व बायोमैकेनिकल स्क्रीनिंग

भारी प्रतिरोध प्रशिक्षण शुरू करने या फिर से शुरू करने वाले व्यक्तियों के लिए एक मानकीकृत पूर्व-भागीदारी संरेखण स्क्रीन का आकलन करना चाहिए: (1) MMSx संरेखण ग्रेडिंग मानदंड का उपयोग करके प्राथमिक आंदोलन पैटर्न (स्क्वाट, हिंज, पुश, पुल, कैरी) में कार्यात्मक आंदोलन की गुणवत्ता; (2) संरेखण मुआवजे को चलाने की संभावना वाली गति सीमाओं की सीमा की पहचान करने के लिए कूल्हे की गतिशीलता और संरचनात्मक मूल्यांकन; (3) मौजूदा लोडिंग विषमताओं की पहचान करने के लिए प्लेट द्विपक्षीय विषमता को बल दें जो प्रगतिशील भार के तहत गलत संरेखण की भविष्यवाणी करती हैं; और (4) फ्रंटल प्लेन COM नियंत्रण क्षमता को मापने के लिए सिंगल-लेग स्थिरता मूल्यांकन। भारी प्रशिक्षण शुरू करने से पहले प्राथमिक आंदोलन पैटर्न में ग्रेड सी या डी के रूप में पहचाने जाने वाले एथलीटों को भार ≥70% 1RM की ओर बढ़ने से पहले लक्षित संरेखण हस्तक्षेप प्राप्त करना चाहिए।

10.2 निष्कर्ष

प्रस्तुत साक्ष्य यह स्थापित करते हैं कि बायोमैकेनिकल संरेखण एक सौंदर्यवादी या शैलीगत प्रशिक्षण प्राथमिकता नहीं है - यह प्रतिरोध प्रशिक्षण में प्राथमिक चोट निवारण तंत्र है, जो फोकल ऊतक तनाव एकाग्रता में कमी, बल वेक्टर वितरण के अनुकूलन और लोडिंग से निष्क्रिय स्थिर संरचनाओं की सुरक्षा के माध्यम से काम करता है जो उनकी सहनशीलता सीमा से अधिक है। संरेखण ढांचे के बिना काम करने वाले चिकित्सक न केवल अपनी चोट की रोकथाम में उप-इष्टतम हैं - वे अपने द्वारा निर्धारित प्रत्येक प्रतिरोध प्रशिक्षण सत्र में मस्कुलोस्केलेटल जोखिम को नियंत्रित करने वाले प्राथमिक चर को याद नहीं कर रहे हैं।

जहां संरेखण संरक्षित है, भारी लोडिंग एक अनुकूली उत्तेजना है। जहां संरेखण विफल हो जाता है, वहां कोई भी लोडिंग परिमाण एक विनाशकारी शक्ति बन सकता है।

-पंकज एम एट अल। (2026)। JMMBS, वॉल्यूम. 3, अंक 1 · 10.66078/jmmbs.2026.v3i1.013
मुख्य निष्कर्षों का सारांश
बायोमैकेनिकल रूप से संरेखित प्रतिरोध प्रशिक्षण प्रशिक्षण भार, मात्रा या अनुकूली उत्तेजना में किसी भी कमी के बिना सभी सात तौर-तरीकों में चोट की घटनाओं को **56-67%** तक कम कर देता है। संरेखित स्थितियों के तहत सभी सात प्राथमिक संयुक्त और ऊतक स्थलों पर ऊतक लोडिंग **28-53%** कम हो जाती है। दीर्घकालिक संरेखित प्रशिक्षण आबादी औसतन **8.7 साल** के चोट-मुक्त करियर को प्रदर्शित करती है, जबकि गैर-संरेखित आबादी में 3.2 साल की तुलना में - एक **2.7× अंतर** संरेखण-आधारित प्रतिरोध प्रशिक्षण अभ्यास के लिए सबसे सम्मोहक परिणाम साक्ष्य का प्रतिनिधित्व करता है।

घोषणाएँ

घोषणाएँ

नैतिकता कथन
यह एक व्यापक कथात्मक समीक्षा लेख है. इस अध्ययन के लिए कोई मानव प्रतिभागी, पशु विषय या नैदानिक परीक्षण डेटा सीधे उत्पन्न नहीं किया गया था। नैतिकता अनुमोदन की आवश्यकता नहीं थी. सभी उद्धृत डेटा सार्वजनिक रूप से उपलब्ध सहकर्मी-समीक्षित स्रोतों से हैं।

हितों का टकराव

लेखकों ने प्रतिस्पर्धी वित्तीय हितों की अनुपस्थिति की घोषणा की।

फंडिंग

इस शोध को कोई बाहरी फंडिंग नहीं मिली। यह कार्य MMSx Authority Institute for Movement Mechanics & Biomechanics Research, IIKBS, और GFFI फिटनेस अकादमी के स्वतंत्र शैक्षणिक तत्वावधान में तैयार किया गया था।

लेखक का योगदान

संकल्पना और रूपरेखा: एन.एम. साहित्य संश्लेषण: एन.एम., पी.एम., एस.एम. नैदानिक अनुप्रयोग: एस.एच., एन.एम. पांडुलिपि लेखन: एन.एम. समीक्षा और संपादन: पी.एम., एस.एम., एस.एच. सभी लेखकों ने अंतिम पांडुलिपि को मंजूरी दे दी।

संदर्भ

संदर्भ मूल अंग्रेज़ी में यथावत दिए गए हैं।

References

All references formatted in accordance with APA 7th Edition. Citations follow the indexing standards of Google Scholar, PubMed, and Scopus.

1. Aasa, U., Svartholm, I., Andersson, F., & Berglund, L. (2017). Injuries among weightlifters and powerlifters: A systematic review. *British Journal of Sports Medicine, 51*(4), 211–219. https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096037
2. Adams, M. A., & Dolan, P. (1995). Recent advances in lumbar spinal mechanics and their clinical significance. *Clinical Biomechanics, 10*(1), 3–19.
3. Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1985). Gradual disc prolapse. *Spine, 10*(6), 524–531.
4. Barber Foss, K. D., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2018). Neuromuscular control and injury risk in youth athletes. *British Journal of Sports Medicine, 52*(18), 1154–1162.
5. Bennell, K. L., Malcolm, S. A., Thomas, S. A., et al. (1996). Risk factors for stress fractures in track and field athletes. *American Journal of Sports Medicine, 24*(6), 810–818.
6. Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., et al. (2001). Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics, 34*(7), 859–871.
7. Besier, T. F., Draper, C. E., Gold, G. E., Beaupre, G. S., & Delp, S. L. (2005). Patellofemoral joint contact area increases with knee flexion and weight bearing. *Journal of Orthopaedic Research, 23*(2), 345–350.
8. Bogduk, N. (2012). *Clinical and radiological anatomy of the lumbar spine* (5th ed.). Churchill Livingstone.
9. Buckwalter, J. A., & Mankin, H. J. (1998). Articular cartilage: Tissue design and chondrocyte-matrix interactions. *Instructional Course Lectures, 47*, 477–486.
10. Burkhart, S. S., Morgan, C. D., & Kibler, W. B. (2003). The disabled throwing shoulder: Spectrum of pathology Part I: Pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy, 19*(4), 404–420.
11. Cook, J. L., & Purdam, C. R. (2009). Is tendon pathology a continuum? A pathology model to explain the clinical presentation of load-induced tendinopathy. *British Journal of Sports Medicine, 43*(6), 409–416. https://doi.org/10.1136/bjsm.2008.051193

12. Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., et al. (2007). OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 54*(11), 1940–1950.

13. Dix, J., Marsh, S., Dingenen, B., & Malliaras, P. (2019). The relationship between hip muscle strength and clinical outcomes in patients with patellofemoral pain: A systematic review. *Physical Therapy in Sport, 36*, 17–28.

14. Dye, S. F. (2005). The pathophysiology of patellofemoral pain. *Clinical Orthopaedics and Related Research, 436*, 100–110.

15. Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., et al. (2001). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 33*(9), 1552–1566.

16. Freckleton, G., & Pizzari, T. (2013). Risk factors for hamstring muscle strain injury in sport: A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine, 47*(6), 351–358.

17. Frost, H. M. (1994). Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: An overview for clinicians. *Angle Orthodontist, 64*(3), 175–188.

18. Granhed, H., Jonson, R., & Hansson, T. (1988). Mineral content and strength of lumbar vertebrae — a cadaver study. *Acta Orthopaedica Scandinavica, 59*(1), 90–95.

19. Grindem, H., Snyder-Mackler, L., Moksnes, H., Engebretsen, L., & Risberg, M. A. (2016). Simple decision rules can reduce reinjury risk by 84% after ACL reconstruction. *British Journal of Sports Medicine, 50*(13), 804–808.

20. Hamill, B. P. (1994). Relative safety of weightlifting and weight training. *Journal of Strength and Conditioning Research, 8*(1), 53–57.

21. Hannila, I., Räinä, S. S., Tervonen, O., Ojala, R., & Nieminen, M. T. (2009). Topographical relationships of MRI T2 relaxation time with bone mineral density and subchondral bone density in knee cartilage. *Journal of Magnetic Resonance Imaging, 30*(2), 293–298.

22. Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., et al. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes. *American Journal of Sports Medicine, 33*(4), 492–501.

23. Hodge, W. A., Carlson, K. L., Fijan, R. S., et al. (1989). Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis. *Journal of Bone and Joint Surgery, 71*(9), 1378–1386.

24. Horga, L. M., Hirschmann, A. C., Henckel, J., et al. (2021). Prevalence of abnormal findings in 230 knees of asymptomatic adults using 3.0 T MRI. *Skeletal Radiology, 50*, 1063–1071.

25. Johansson, H., Sjölander, P., & Sojka, P. (1991). A sensory role for the cruciate ligaments. *Clinical Orthopaedics and Related Research, 268*, 161–178.

26. Kjaer, M., Magnusson, P., Krogsgaard, M., et al. (2009). Mechanical and biological effects of physical activity on tendons. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 19*(6), 801–808.

27. Kraemer, W. J., & Ratamess, N. A. (2004). Fundamentals of resistance training: Progression and exercise prescription. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 36*(4), 674–688.

28. Lahti, J., Hegyi, A., Vigotsky, A. D., & Ahtiainen, J. P. (2019). Effects of barbell back squat stance width on sagittal-plane kinematics and predicted muscle lengths. *European Journal of Sport Science, 19*(6), 745–754.

29. Layne, J. E., & Nelson, M. E. (1999). The effects of progressive resistance training on bone density: A review. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 31*(1), 25–30.

30. Lewis, C. L., Sahrmann, S. A., & Moran, D. W. (2015). Effect of position and alteration in synergist muscle force contribution on hip forces when performing hip strengthening exercises. *Clinical Biomechanics, 30*(1), 42–48.

31. Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy, 80*(3), 276–291.

32. Magnusson, S. P., Langberg, H., & Kjaer, M. (2010). The pathogenesis of tendinopathy: Balancing the response to loading. *Nature Reviews Rheumatology, 6*(5), 262–268.

33. McGill, S. M. (2007). *Low back disorders: Evidence-based prevention and rehabilitation* (2nd ed.). Human Kinetics.

34. McGill, S. M., & Norman, R. W. (1987). Effects of an anatomically detailed erector spinae model on L4/L5 disc compression and shear. *Journal of Biomechanics, 20*(6), 591–600.

35. McLean, S. G., Myers, P. T., Neal, R. J., & Walters, M. R. (2004). A quantitative analysis of knee joint kinematics during the sidestep cutting manoeuvre. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases, 57*(1), 30–38.

36. Mellor, R., Grimaldi, A., Wajswelner, H., et al. (2018). Exercise and load modification versus corticosteroid injection versus 'wait and see' for persistent gluteus medius/minimus tendinopathy. *British Journal of Sports Medicine, 52*(18), 1170–1178.

37. Moran, S., Cross, J. M., Sibbons, P., et al. (2017). Prospective cohort study of injury in CrossFit. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine, 5*(3), 2325967117693543.

38. Myer, G. D., Faigenbaum, A. D., Ford, K. R., et al. (2014). When to initiate integrative neuromuscular training to reduce sports-related injuries and enhance health in youth? *Current Sports Medicine Reports, 10*(3), 155–166.

39. Myer, G. D., Ford, K. R., Brent, J. L., & Hewett, T. E. (2013). Real-time assessment and neuromuscular training feedback techniques to prevent ACL injury in female athletes. *Strength and Conditioning Journal, 29*(3), 19–35.

40. Powers, C. M. (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 40*(2), 42–51.

41. Potvin, J. R., McGill, S. M., & Norman, R. W. (1991). Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. *Spine, 16*(9), 1099–1107.

42. Proske, U., & Gandevia, S. C. (2012). The proprioceptive senses: Their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiological Reviews, 92*(4), 1651–1697.

43. Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, Part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training, 37*(1), 71–79.

44. Robling, A. G., Castillo, A. B., & Turner, C. H. (2006). Biomechanical and molecular regulation of bone remodelling. *Annual Review of Biomedical Engineering, 8*, 455–498.

45. Schmidt, R. A., & Lee, T. D. (2011). *Motor control and learning: A behavioural emphasis* (5th ed.). Human Kinetics.

46. Stracciolini, A., Casciano, R., Levey Friedman, H., Stein, C. J., Meehan, W. P., & Micheli, L. J. (2016). Pediatric sports injuries: A comparison of males versus females. *American Journal of Sports Medicine, 44*(1), 39–46.

47. Suchomel, T. J., Nimphius, S., Bellon, C. R., & Stone, M. H. (2018). The importance of muscular strength: Training considerations. *Sports Medicine, 48*(4), 765–785.

48. Westcott, W. L. (2012). Resistance training is medicine: Effects of strength training on health. *Current Sports Medicine Reports, 11*(4), 209–216.

49. Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., & Claes, L. E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine, 24*(8), 755–762.

50. Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). Wiley.

उद्धरण

कृपया मूल अंग्रेज़ी लेख का हवाला दें:

M, P., Henderson, S., Malhotra, S., Thomas, A., & Smith, J. (2026). Biomechanically Aligned vs. Non-Aligned Resistance Training: A Comprehensive Comparative Analysis of Injury Incidence, Tissue Loading Profiles, Neuromuscular Adaptation, and Long-Term Musculoskeletal Outcomes Across Strength, Hypertrophy, and Conditioning Modalities. *Journal of Movement Mechanics & Biomechanics Science*, *3*(1). https://doi.org/10.66078/jmmbs.2026.v3i1.013

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