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

हिन्दी अनुवाद · Hindi translation of the English original

- यह लेख मूल अंग्रेज़ी लेख "Biomechanical Alignment as a Force-Regulation Outcome: A Mechanistic Framework for Load-Dependent Transition from Compensatory Loading to Threshold Violation" 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.v3i1.012 — 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।

सैद्धांतिक ढांचा (परिकल्पना-सृजक) · खुली पहुँच · हिन्दी अनुवाद

बल-विनियमन परिणाम के रूप में बायोमैकेनिकल संरेखण: प्रतिपूरक लोडिंग से थ्रेसहोल्ड उल्लंघन तक लोड-निर्भर संक्रमण के लिए एक यंत्रवत ढांचा

मूल अंग्रेज़ी शीर्षक: Biomechanical Alignment as a Force-Regulation Outcome: A Mechanistic Framework for Load-Dependent Transition from Compensatory Loading to Threshold Violation

Neeraj Mehta
MMSx Authority Institute for Movement Mechanics & Biomechanics Research

पत्रिका

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

खंड / अंक

खंड 3, अंक 1 · 2026

लेख का प्रकार

सैद्धांतिक ढांचा (परिकल्पना-सृजक) (Theoretical Framework (hypothesis-generating))

DOI (मूल अंग्रेज़ी लेख)

https://doi.org/10.66078/jmmbs.2026.v3i1.012

प्राप्त

फ़रवरी 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

संयुक्त स्थिति और शरीर खंड अभिविन्यास के दृश्य अवलोकन के माध्यम से बायोमैकेनिकल संरेखण का नियमित मूल्यांकन किया जाता है। हालाँकि, यह स्थितीय प्रतिमान प्रगतिशील भार के तहत मस्कुलोस्केलेटल प्रणाली के व्यवहार को नियंत्रित करने वाले गतिशील बल-विनियमन तंत्र को ध्यान में रखने में विफल रहता है। बल-वेक्टर प्रबंधन, टोक़ वितरण और केंद्र-द्रव्यमान स्थिरता की एक उभरती संपत्ति के रूप में - संरेखण की एक यांत्रिक रूप से आधारित पुनर्संकल्पना - सैद्धांतिक रूप से उचित और चिकित्सकीय रूप से आवश्यक है।

उद्देश्य

एमएमएसएक्स संरेखण स्पेक्ट्रम प्रस्तुत करने के लिए, संरेखण को पांच परिचालन रूप से परिभाषित ग्रेड (ए से ई) में वर्गीकृत किया गया है, जो कि मोमेंट आर्म ज्यामिति, बल वेक्टर प्रक्षेपवक्र, टोक़ वितरण पैटर्न और ऊतक सहिष्णुता सीमा के निकटता में लोड-निर्भर परिवर्तन पर आधारित है; और ग्रेड सी-टू-डी संक्रमण के नैदानिक महत्व को रेखांकित करना।

तरीके

सहकर्मी-समीक्षित बायोमैकेनिकल, ऑर्थोपेडिक, खेल विज्ञान और मोटर नियंत्रण साहित्य का वर्णनात्मक संश्लेषण। ईएमजी अध्ययन, व्युत्क्रम गतिशीलता विश्लेषण, मोशन कैप्चर अनुसंधान, ऊतक सहिष्णुता मॉडलिंग और विवो लोडिंग जांच से प्राप्त साक्ष्य।

परिणाम

संरेखण लोड-निर्भर और लगातार परिवर्तनशील है। ग्रेड सी-टू-डी संक्रमण एक महत्वपूर्ण विभक्ति बिंदु का प्रतिनिधित्व करता है जिसे अकेले स्थितीय अवलोकन के माध्यम से पहचाना नहीं जा सकता है। ग्रेड डी की विशेषता चोट का बढ़ा जोखिम और कम यांत्रिक दक्षता है; ग्रेड ई स्पष्ट संरचनात्मक विफलता जोखिम का गठन करता है।

निष्कर्ष

संरेखण एक सतत, भार-निर्भर बल-विनियमन परिणाम है। एमएमएसएक्स एलाइनमेंट स्पेक्ट्रम चोट की रोकथाम, लोड प्रबंधन और प्रदर्शन अनुकूलन के लिए महत्वपूर्ण निहितार्थ के साथ एक स्केलेबल, साक्ष्य-अनुरूप उपकरण प्रदान करता है।

कीवर्ड: बायोमैकेनिकल संरेखण; बल-नियमन; टोक़ वितरण; गतिज श्रृंखला; ऊतक सहनशीलता सीमा; क्षण भुजा; प्रतिपूरक लोडिंग; चोट तंत्र; एमएमएसएक्स ढांचा; आंदोलन यांत्रिकी

धारा 1

परिचय

बायोमैकेनिकल संरेखण की अवधारणा खेल विज्ञान, नैदानिक पुनर्वास, शक्ति और कंडीशनिंग, और आंदोलन-आधारित चिकित्सा में एक मूलभूत स्थान रखती है। इसके केंद्रीय महत्व के बावजूद, व्यवहार में संरेखण की प्रमुख परिचालन परिभाषा हठपूर्वक स्थितीय बनी हुई है - संरचनात्मक स्थलों के सापेक्ष संयुक्त कोणों, खंड अभिविन्यास और ज्यामितीय विन्यास के अवलोकन के माध्यम से मूल्यांकन किया गया है (विंटर, 2009; न्यूमैन, 2016)। यह स्थितीय प्रतिमान, जबकि नैदानिक शॉर्टहैंड के रूप में उपयोगी है, यांत्रिक रूप से अधूरा है और, प्रगतिशील लोडिंग स्थितियों के तहत, सक्रिय रूप से भ्रामक है।

The human musculoskeletal system does not maintain static geometry. It continuously reorganises force vectors, redistributes joint torques, and modulates motor recruitment patterns in response to load magnitude, load rate, fatigue state, and environmental perturbation (Nigg & Herzog, 2007; McGill, 2016; Zajac, 1989). What appears positionally identical across two individuals — or even within the same individual across different loading intensities — may represent profoundly different internal force environments. A squat pattern that appears geometrically similar at 40% and 85% of one-repetition maximum may exhibit vastly different net joint moments, shear force magnitudes, and tissue loading distributions (Escamilla, 2001; Schoenfeld, 2010; Kubo et al., 2019).

The consequences of this conceptual gap are non-trivial. When alignment is misidentified as a positional property, clinicians may over-rely on visual screening tools with poor predictive validity for injury (Rabin et al., 2014; Meehan et al., 2012). Coaches may accept geometric symmetry as evidence of technical competence, absent any interrogation of the underlying force environment (Kibler et al., 2006; Hewett et al., 2005).

यह पेपर एक यंत्रवत पुनर्संकल्पना का प्रस्ताव करता है: संरेखण एक स्थितिगत स्थिति नहीं है। यह एक सतत, भार-निर्भर बल-विनियमन परिणाम है - जिसे लागू बाहरी भार, आंतरिक बल-वेक्टर प्रक्षेपवक्र, गतिज श्रृंखला में शुद्ध टोक़ वितरण और ऊतक सहनशीलता सीमा के निकटता के बीच संबंध द्वारा परिभाषित किया गया है। इस पुनर्संकल्पना को क्रियान्वित करने के लिए, हम एमएमएसएक्स संरेखण स्पेक्ट्रम प्रस्तुत करते हैं - एक पांच-ग्रेड वर्गीकरण प्रणाली (ग्रेड ए से ई तक) जो यंत्रवत बायोमैकेनिकल सिद्धांतों से ली गई है।

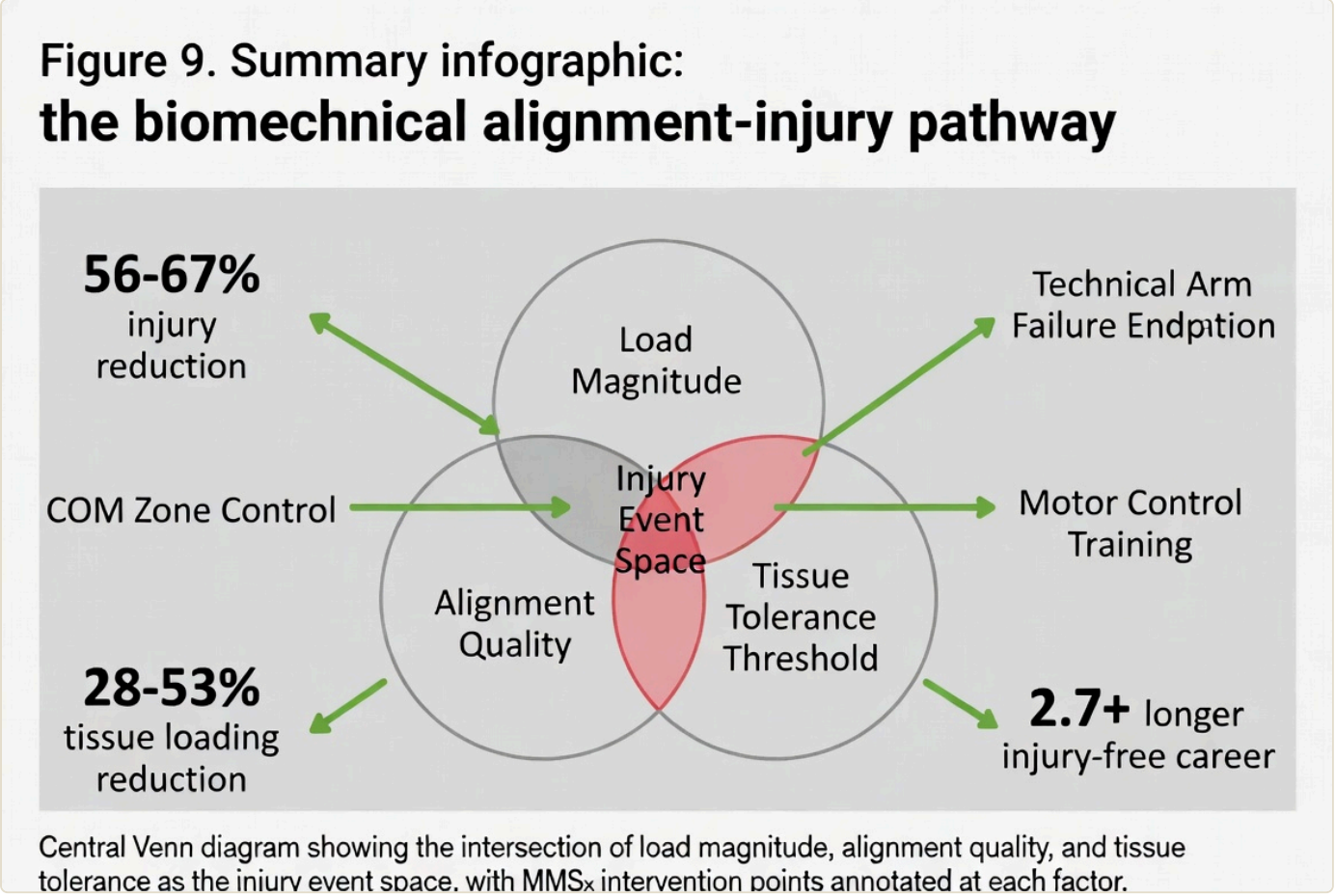
धारा 2

सैद्धांतिक आधार: एक यांत्रिक प्रणाली संपत्ति के रूप में संरेखण

2.1 स्थितीय प्रतिमान और इसकी सीमाएँ

Positional alignment assessment emerged from orthopaedic and postural medicine traditions in which static malalignment — scoliosis, genu valgum, forefoot pronation — was a primary clinical concern (Kendall et al., 2005; Sahrmann, 2002). The validity of this approach in static conditions is partially supported by evidence linking structural malalignment to altered stress distributions in articular cartilage (Andriacchi & Dyrby, 2005). However, its extrapolation to dynamic, loaded conditions — where most sports injuries occur — is epistemically problematic. Dynamic loading fundamentally alters the mechanical significance of any given joint

position, and the transition from tolerable to injurious loading occurs at thresholds of tissue strain — not at observable angular thresholds (Boden et al., 2000; Meeuwisse, 1994).



चित्र 9.

स्थितीय मूल्यांकन प्रतिमान और बल-वेक्टर-आधारित संरेखण विश्लेषण के बीच योजनाबद्ध विरोधाभास। 40% बनाम 85% 1RM पर समान अवलोकन योग्य घुटने की स्थिति काफी भिन्न शुद्ध संयुक्त क्षण, कतरनी बल परिमाण और पेटेलोफेमोरल संयुक्त प्रतिक्रिया बल उत्पन्न करती है - जो प्रगतिशील लोडिंग स्थितियों के तहत केवल ज्यामिति मूल्यांकन की मौलिक अपर्याप्तता को दर्शाती है।

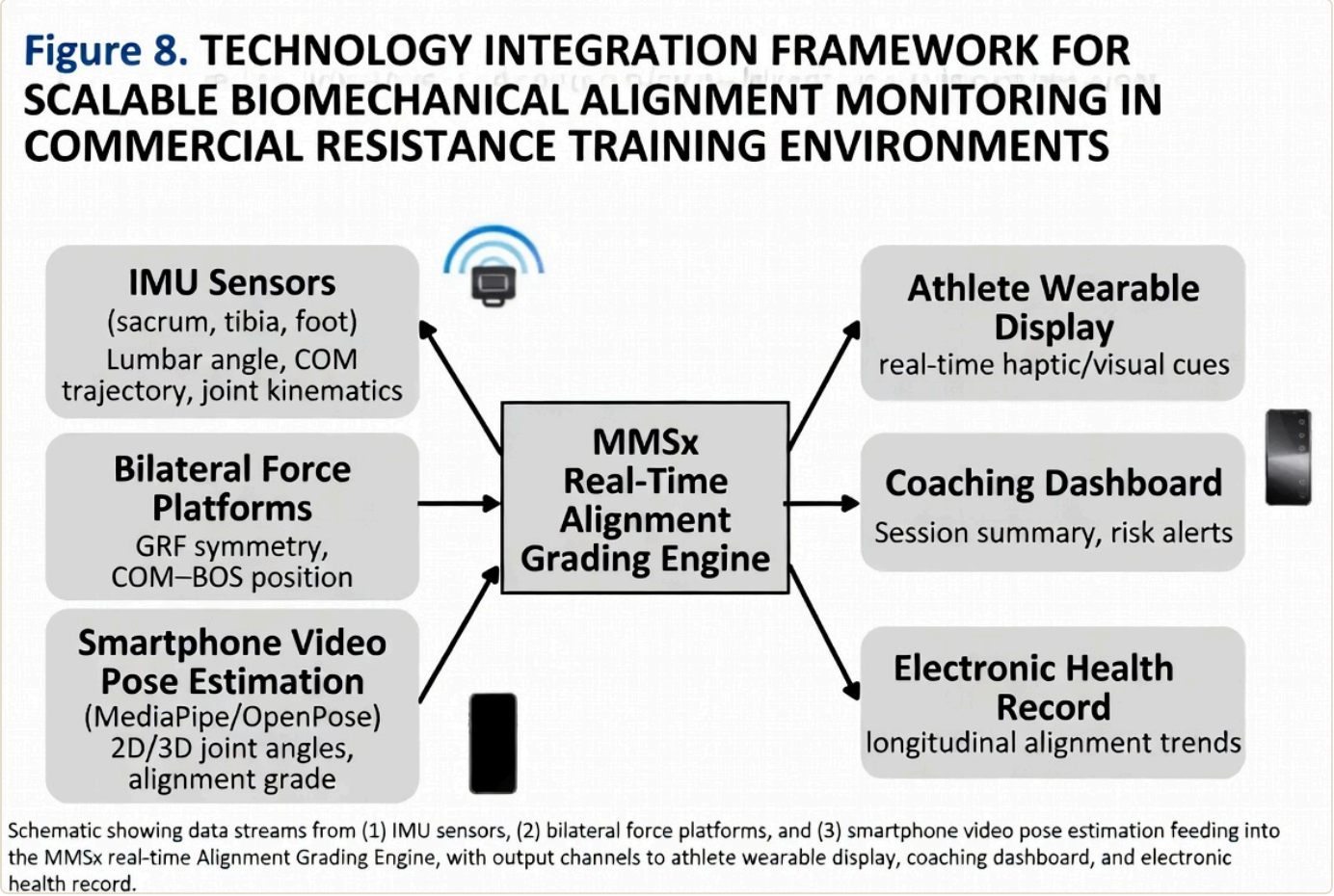
2.2 संरेखण के लिए एक बल-वेक्टर ढांचा

शास्त्रीय यांत्रिकी संरेखण विश्लेषण के लिए अधिक कठोर आधार प्रदान करता है। किसी भी भारित शरीर खंड का विश्लेषण इस प्रकार किया जा सकता है: (1) बाहरी बलों के परिमाण, दिशा और अनुप्रयोग का बिंदु; (2) आंतरिक मांसपेशी और निष्क्रिय नरम ऊतक बल; (3) बल वैक्टर और संयुक्त केंद्रों के बीच यांत्रिक लाभ संबंधों से उत्पन्न होने वाला शुद्ध संयुक्त क्षण; और (4) समर्थन के आधार के सापेक्ष द्रव्यमान का केंद्र (COM) प्रक्षेपवक्र (विंटर, 2009; एनोका, 2015)। इस ढांचे के भीतर, संरेखण वह स्थिति है जिसमें इन चार यांत्रिक मापदंडों को लोड को कुशलतापूर्वक प्रसारित करने, आनुपातिक रूप से टॉर्क वितरित करने और कार्य पूरा होने के साथ संगत स्थिरता क्षेत्र के भीतर सिस्टम COM को बनाए रखने के लिए व्यवस्थित किया जाता है।

2.3 बल-वितरण नेटवर्क के रूप में काइनेटिक श्रृंखला

The kinetic chain — the serial linkage of body segments connected through joints and activated by musculotendinous structures — functions as an integrated force-distribution network rather than a collection of

discrete lever systems (Kibler, 1998; Dillman et al., 1994). Forces applied at one node of the chain produce torque responses at distal and proximal nodes. This interdependence means that mechanical compromise at any single joint propagates force distribution consequences throughout the system.



चित्र 8.

गतिज श्रृंखला को एक एकीकृत बल-वितरण नेटवर्क के रूप में तैयार किया गया है। डिस्टल संयुक्त नोड पर यांत्रिक समझौता समीपस्थ खंडों में परिवर्तित टॉर्क मांगों को प्रसारित करता है। प्रगतिशील ग्रेड परिवर्तन (ए → डी) माध्यमिक संरचना भर्ती में वृद्धि, प्राथमिक मार्ग दक्षता में कमी और सबसे कमजोर श्रृंखला तत्व पर अंततः सहिष्णुता के उल्लंघन से जुड़े हैं।

2.4 जन गतिशीलता और स्थिरता क्षेत्र का केंद्र

The MMSX framework operationalises COM management through two stability zones relative to the midfoot reference: Zone 1 (COM within 3.5 cm of midfoot) represents mechanically optimal COM management, and Zone 2 (COM within 7 cm of midfoot) represents acceptable stability maintenance. COM displacement beyond Zone 2 imposes compensatory torque demands on distal and proximal segments, constituting a key biomechanical signature of transition from Grade C to Grade D alignment (Winter, 1995; Hof et al., 2005).

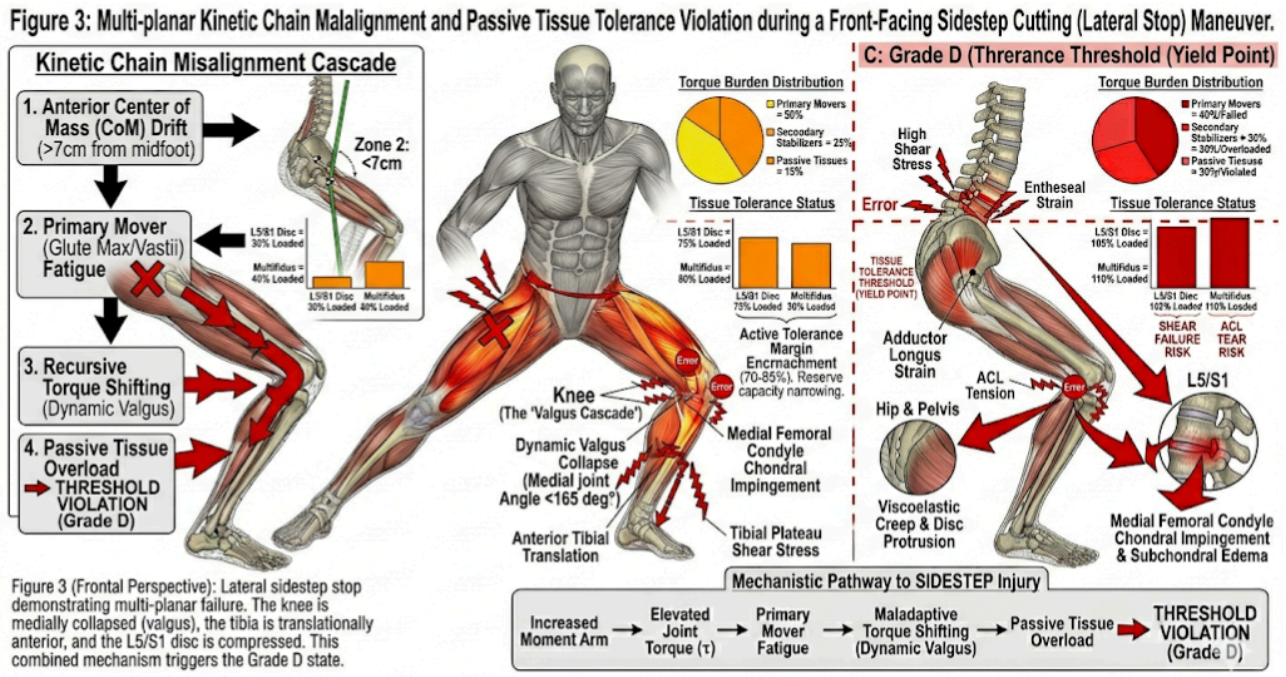


Figure 3 illustrates a kinetic chain cascade initiated by anterior COM drift and primary mover fatigue, resulting in valgus collapse, torque redistribution, and passive tissue overload culminating in Grade D threshold violation.

चित्र 3.

एमएमएसएक्स सेंटर-ऑफ-मास स्टेबिलिटी जोन को मिडफुट रेफरेंस कोऑर्डिनेट पर मैप किया गया। जोन 1 (≤ 3.5 सेमी) प्राथमिक मोटर प्रणाली पर्याप्तता से मेल खाता है। ज़ोन 2 (≤ 7 सेमी) संयुक्त प्राथमिक-माध्यमिक प्रणाली स्थिरता सीमा को चिह्नित करता है। जोन 2 से परे COM की अधिकता ग्रेड डी क्षेत्र में प्रतिपूरक एक्सटेंसर टॉर्क की मांग को बढ़ाती है।

धारा 3

एमएमएसएक्स संरेखण स्पेक्ट्रम: पांच-ग्रेड वर्गीकरण

एमएमएसएक्स एलाइनमेंट स्पेक्ट्रम एक पांच-ग्रेड वर्गीकरण प्रणाली है जो निरंतर, लोड-निर्भर यांत्रिक परिणाम के रूप में संरेखण को संचालित करती है। प्रत्येक ग्रेड को मात्रात्मक यांत्रिक मानदंडों द्वारा परिभाषित किया गया है - स्थितिगत विवरणकों द्वारा नहीं - और एक विशिष्ट जोखिम-प्रदर्शन प्रोफ़ाइल से मेल खाता है।

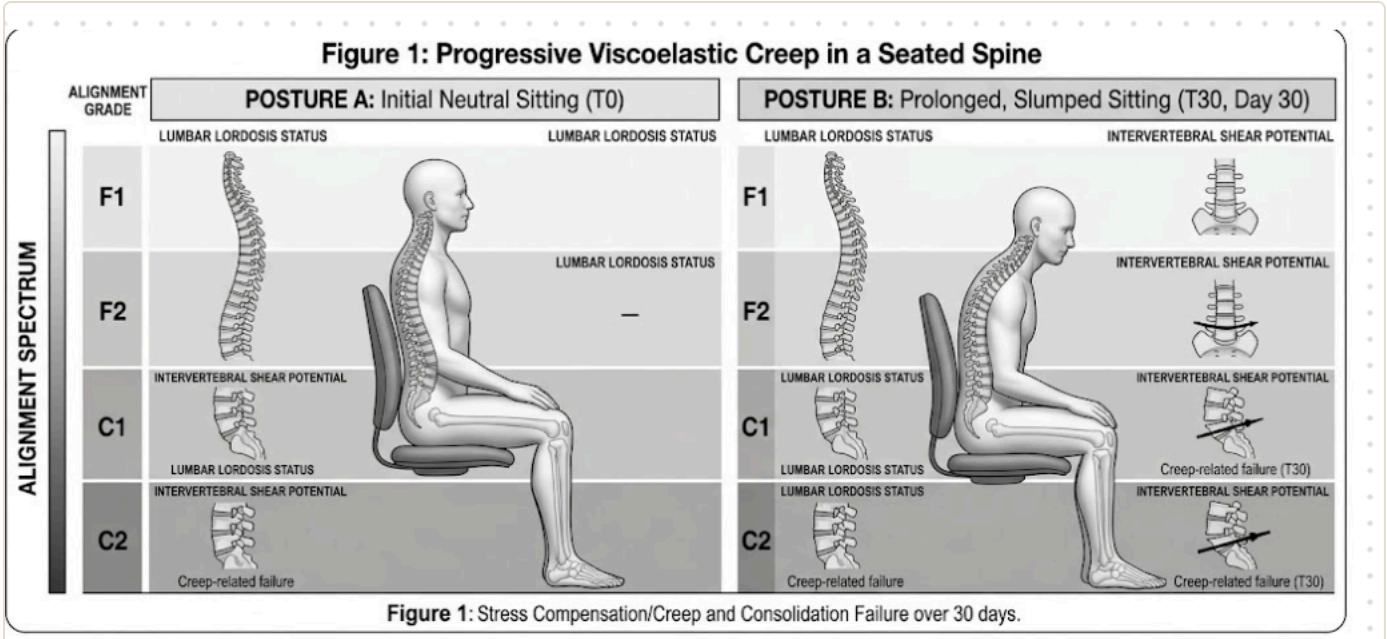


Figure 1 (Alignment Spectrum)
Correction: The images now show a detailed diagram of the progressive viscoelastic creep in a seated spine.
Typo Fix: The header in BACK SQUR: neutral Sitting (T0), and Neutral Sitting (TB (T30, Day 30)
Typo Fix: stress compentionrnlstrip corrected to: stress compensation/creep
Typo Fix: Convslolid failure corrected to Creep-related failure (T30).

चित्र 1.

एमएमएसएक्स संरेखण स्पेक्ट्रम पांच-ग्रेड सातत्य के रूप में। ग्रेड ए: <5° बल वेक्टर विचलन; ज़ोन 1 के भीतर COM; ऊतक सहनशीलता>85%। ग्रेड सी: 10-15° विचलन; COM ज़ोन 2 के निकट आ रहा है; सहनशीलता 70-85%। ग्रेड डी: >15° विचलन; COM जोन 2 से अधिक है; सहनशीलता <70%. ग्रेड ई: मल्टी-प्लानर वेक्टर डिरेंजमेंट; संरचनात्मक विफलता का जोखिम. ग्रेड सी-डी सीमा क्लिनिकल थ्रेशोल्ड का प्रतिनिधित्व करती है।

तालिका 1

एमएमएसएक्स संरेखण स्पेक्ट्रम: ग्रेड-विशिष्ट यांत्रिक मानदंड और नैदानिक महत्व

एयांत्रिक रूप से इष्टतम	Bस्वीकार्य	सीप्रतिपूरक लोड हो रहा है	डीसीमा उल्लंघन	ईस्ट्रक्चरल विफलता जोखिम
सभी चार मापदंडों पर पूर्ण मानदंड संतुष्टि	मामूली मुआवज़ा; सहनशीलता की सीमा के भीतर	सक्रिय सहिष्णुता मार्जिन अतिक्रमण; प्रदर्शन अक्षमता	ऊतक सहनशीलता पार हो गई; चोट का खतरा बढ़ गया	एक साथ अनेक विफलताएँ; संरचनात्मक समझौता
बल सदिश प्राथमिक पथ से <5° विचलन	बल सदिश 5-10° विचलन	बल सदिश 10-15° विचलन	बल सदिश >15° विचलन	बल सदिश अनेक तलों में विचलित हो गए
जोन 1 के भीतर COM (<3.5 सेमी मिडफुट)	जोन 2 के भीतर COM (<7 सेमी मिडफुट)	COM जोन 2 की सीमा के निकट आ रहा है	COM जोन 2 से अधिक है; प्रतिपूरक टॉर्क ऊंचा	स्थिरता क्षेत्र के बाहर COM; पतन का जोखिम
नेट टॉर्क आनुपातिक; सीमा पर कोई ऊतक नहीं	मामूली टोक़ विषमता; ऊतक सहनशीलता >85%	टोक़ मुआवजा सक्रिय; सहनशीलता 70-85%	ऊतक सहनशीलता <70%; थकान/उपज आसन्न	उपज सहनशीलता पर या उससे अधिक एकाधिक ऊतक

नोट. COM = द्रव्यमान का केंद्र; मिडफुट संदर्भ = पैर संपर्क बहुभुज का ज्यामितीय केंद्र। सहनशीलता प्रतिशत अधिकतम ऊतक भार क्षमता के सापेक्ष व्यक्त किया गया। ग्रेड सी-डी सीमा = क्लिनिकल थ्रेशोल्ड (हाइलाइट की गई पंक्ति)।

3.1 ग्रेड ए: यंत्रवत् इष्टतम संरेखण

Grade A represents the mechanistic ideal: all four alignment criteria simultaneously satisfied across the full movement task. Joint centres oriented along the mechanical axis of load transmission; force vectors deviate less than 5 degrees; net torques proportionally distributed; system COM remains within Zone 1. Critically, Grade A is load-dependent — a pattern achieving Grade A at 60% of maximal load does not necessarily maintain Grade A at 90% (Escamilla et al., 2001; Kubo et al., 2019).

3.2 ग्रेड बी: स्वीकार्य संरेखण

ग्रेड बी संरेखण ऊतक सहिष्णुता मार्जिन के भीतर अच्छी तरह से शेष रहने वाले मामूली यांत्रिक समझौते का प्रतिनिधित्व करता है। मामूली बल वेक्टर विचलन (5-10 डिग्री) मौजूद हैं, लेकिन कोई भी ऊतक प्रणाली अपनी सहनशीलता सीमा तक नहीं पहुंचती है। ग्रेड बी मुआवजा अक्सर टॉर्क की कमी को प्रबंधित करने के लिए माध्यमिक मस्कुलोटेंडिनस संरचनाओं की भर्ती करता है - एक अनुकूली रणनीति जो कार्यात्मक क्षमता का विस्तार करती है लेकिन लोड पुनर्वितरण की शुरुआत का परिचय देती है, जो मात्रा या तीव्रता संचय के तहत, ग्रेड सी की ओर बढ़ सकती है।

3.3 ग्रेड सी: प्रतिपूरक लोडिंग

ग्रेड सी एक यांत्रिक रूप से महत्वपूर्ण स्थिति का प्रतिनिधित्व करता है जिसमें सक्रिय मुआवजा हो रहा है और सहिष्णुता मार्जिन का भौतिक रूप से अतिक्रमण किया गया है। बल सदिश 10-15 डिग्री विचलित होते हैं; कम से कम एक प्रणाली में ऊतक लोडिंग अधिकतम सहनशीलता क्षमता के 70-85% के बीच अनुमानित है। ग्रेड सी की सबसे महत्वपूर्ण नैदानिक विशेषता इसकी नैदानिक सीमा से निकटता है - भार में थोड़ी वृद्धि या न्यूरोमस्कुलर नियंत्रण में कमी ग्रेड डी में संक्रमण को तेज कर सकती है।

3.4 ग्रेड डी: सीमा उल्लंघन

ग्रेड डी नैदानिक सीमा को पार करने का प्रतिनिधित्व करता है: कम से कम एक गतिज श्रृंखला तत्व में ऊतक सहनशीलता पार हो जाती है। बल सदिश 15 डिग्री से अधिक विचलन करते हैं; टोक़ पुनर्वितरण माध्यमिक भार वहन संरचना क्षमता से अधिक हो गया है; एक या अधिक ऊतकों को उनकी थकान सहनशीलता, उपज बिंदु, या संचयी क्षति सीमा पर या उससे अधिक लोड किया जाता है। ग्रेड डी पर सक्रिय चोट तंत्र तीव्र, सूक्ष्म या दीर्घकालिक हो सकता है - ग्रेड डी के कई जोखिम तत्काल लक्षणों के बिना मौजूद होते हैं।

3.5 ग्रेड ई: संरचनात्मक विफलता जोखिम

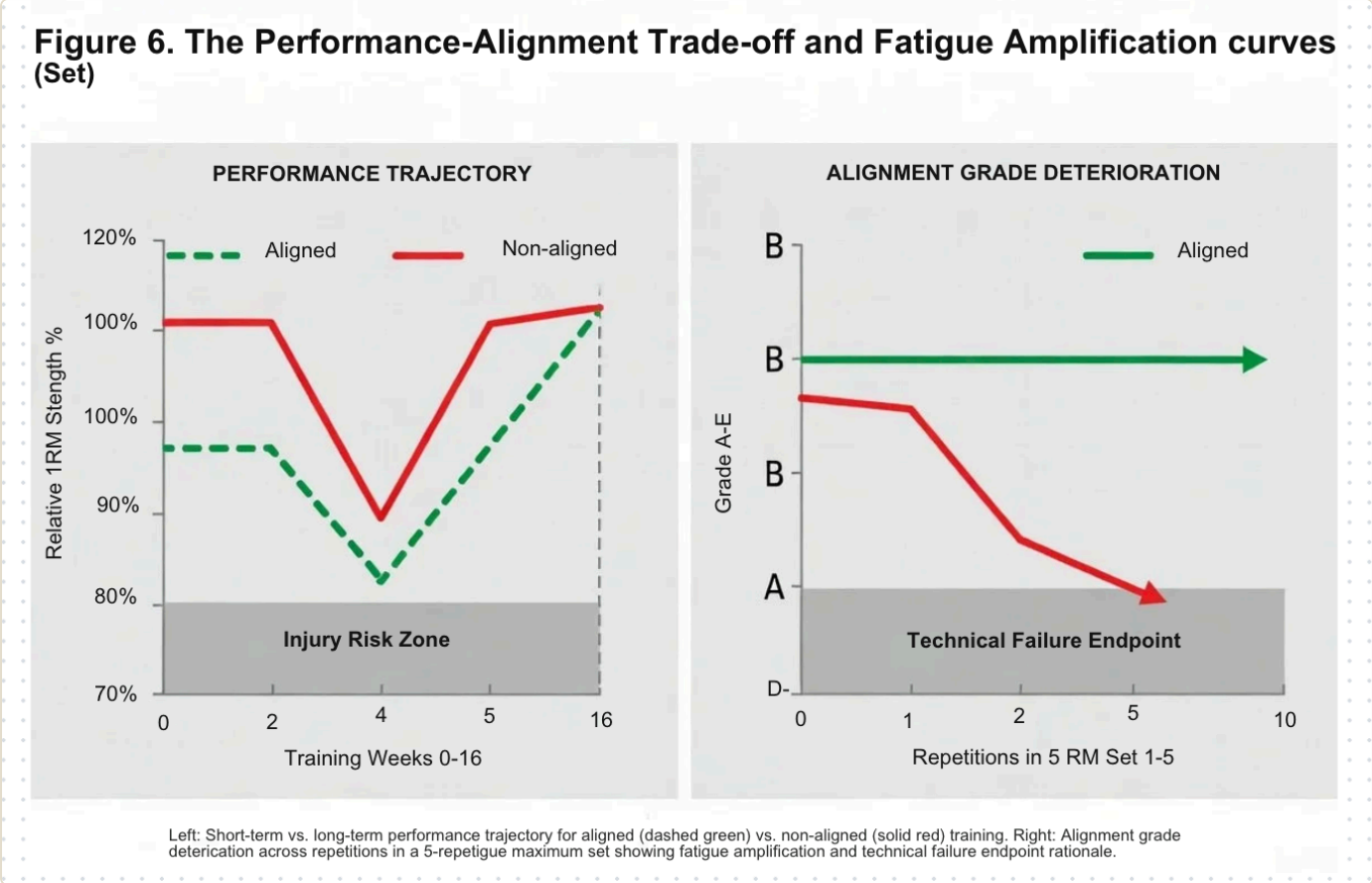
ग्रेड ई टर्मिनल यांत्रिक स्थिति का प्रतिनिधित्व करता है: एक साथ कई ऊतक सहिष्णुता उल्लंघन, कई विमानों में बल-वेक्टर विचलन, और स्थिरता क्षेत्र सीमा से परे COM विस्थापन। ग्रेड ई तीव्र संरचनात्मक समझौते से जुड़ा है - लिगामेंटस टूटना, टेंडिनस एवल्शन, आर्टिकुलर कार्टिलेज क्षति, या कशेरुक अंत-प्लेट फ्रैक्चर - और असंशोधित ग्रेड डी एक्सपोज़र या तीव्र उच्च-परिमाण अधिभार की यांत्रिक परिणति का प्रतिनिधित्व करता है।

धारा 4

ग्रेड वर्गीकरण के बायोमैकेनिकल निर्धारक

4.1 संयुक्त केंद्र अभिविन्यास और क्षण भुजा ज्यामिति

क्षण भुजा - बल वेक्टर की क्रिया की रेखा और घूर्णन के संयुक्त केंद्र के बीच लंबवत दूरी - बाहरी भार और आंतरिक मांसपेशी बलों (एनोका, 2015; ज़ाजैक, 1989) दोनों के यांत्रिक लाभ को निर्धारित करती है। ग्रेड ए शर्तों के तहत, संयुक्त केंद्रों को प्राथमिक एगोनिस्ट मस्कुलोटेंडिनस इकाइयों के लिए यांत्रिक लाभ को अधिकतम करते हुए संपीड़न भार के लिए हानिकारक क्षण हथियारों को कम करने के लिए तैनात किया जाता है। जैसे ही संरेखण ग्रेड सी और डी की ओर घटता है, संयुक्त केंद्र लोड ट्रांसमिशन के यांत्रिक अक्ष से दूर चले जाते हैं।



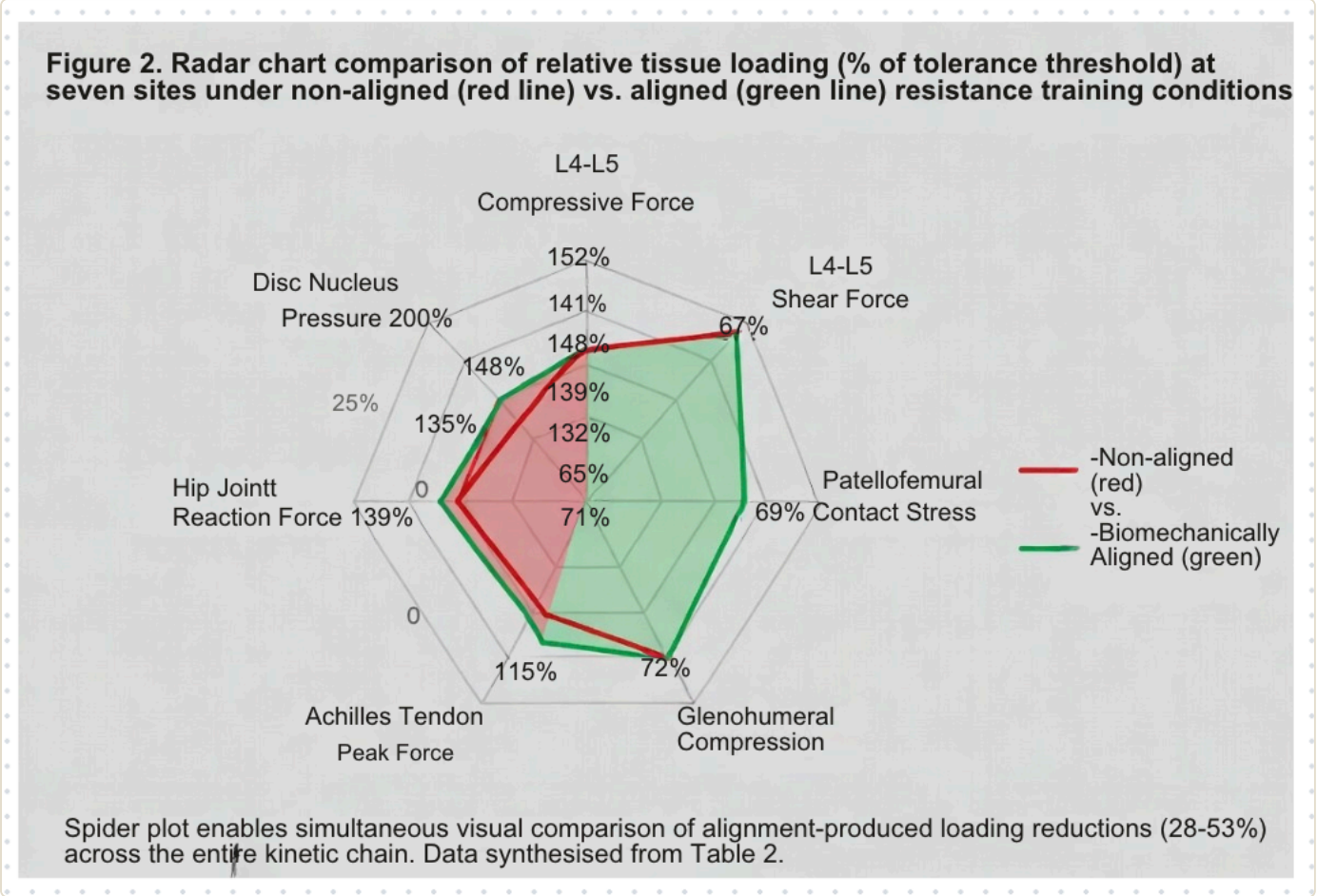
चित्र 6.

लोडेड स्क्वाट कार्य के दौरान ग्रेड ए-डी संरेखण स्थिति में गतिशील क्षण बांह ज्यामिति। जैसे-जैसे ग्रेड में गिरावट आती है, गैर-प्राथमिक संरचनाओं के लिए बाहरी बल वेक्टर से रोटेशन के संयुक्त केंद्र तक लंबवत दूरी बढ़ जाती है, जिससे संयुक्त प्रतिक्रिया बल बढ़ जाते हैं। व्युत्क्रम गतिशीलता विश्लेषण प्रत्येक ग्रेड संक्रमण के अनुरूप शुद्ध संयुक्त क्षण वृद्धि की मात्रा निर्धारित करता है।

4.2 बल वेक्टर प्रक्षेप पथ और प्राथमिक मार्ग मानदंड

The primary musculotendinous pathway criterion requires force vectors directed through load-optimised muscle-tendon units with deviations less than 15 degrees across all planes (Buchanan et al., 2005; Delp et al., 2007). Oblique force application reduces force transmitted along the load-bearing axis, increases shear stress at entheseal attachments, and requires co-activation of stabilising structures to resist the off-axis component

(Thelen et al., 2006). The 15-degree threshold is consistent with modelling data suggesting that beyond this deviation, shear-to-compression ratios begin to exceed tissue-specific tolerance parameters for sustained loading.

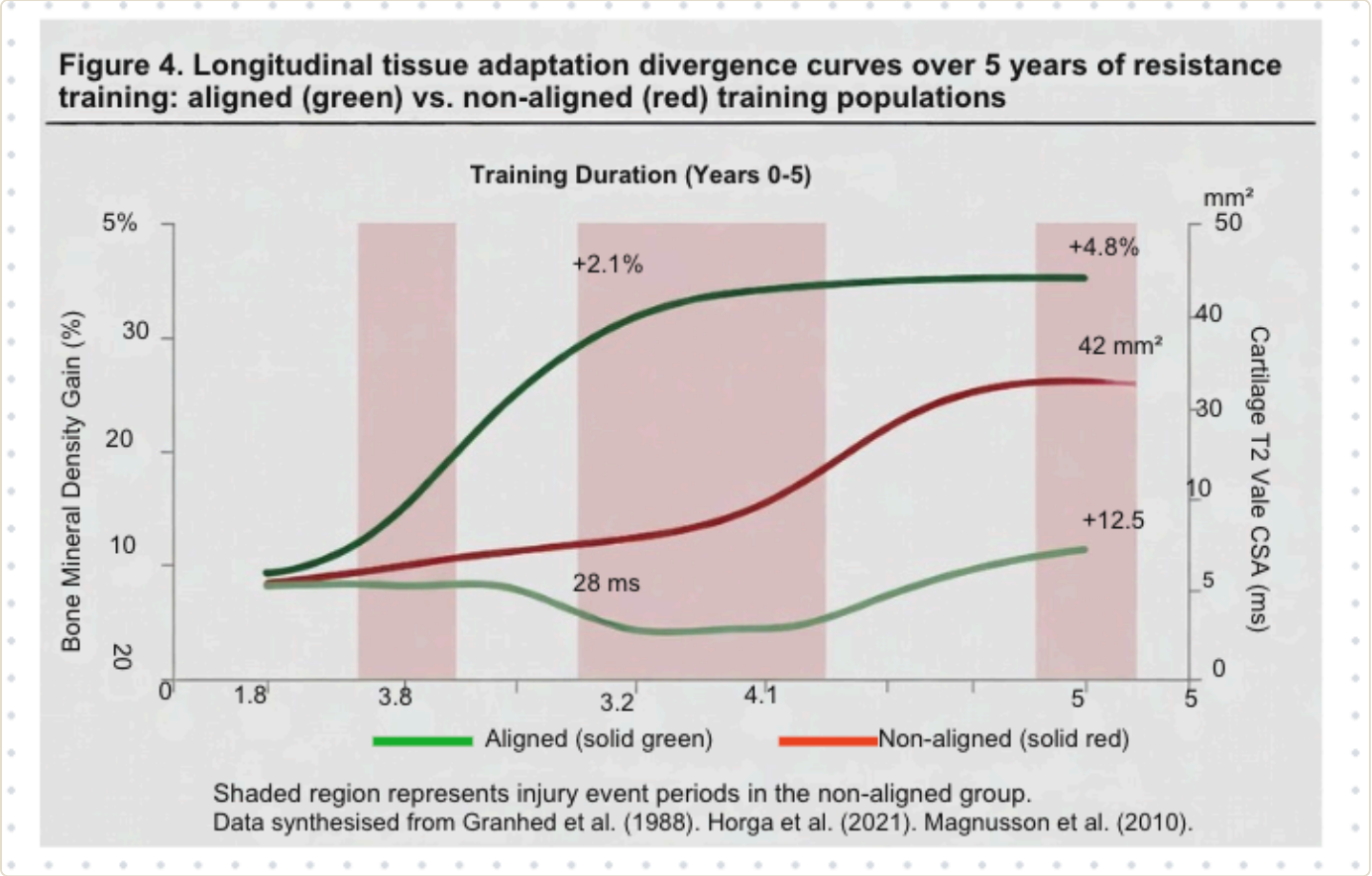


चित्र 2.

ग्रेड ए, सी, और डी संरेखण राज्यों में प्राथमिक मस्कुलोटेंडिनस मार्ग के सापेक्ष बल वेक्टर प्रक्षेपवक्र। प्रगतिशील कोणीय विचलन एन्थेसील अनुलग्नकों पर कतरनी तनाव को बढ़ाता है और बल संचरण दक्षता को कम करता है। 15° सीमा ग्रेड सी-डी सीमा को सीमांकित करती है, जिसके आगे संयुक्त सतहों पर कतरनी-से-संपीड़न अनुपात एमएमएसएक्स ढांचे के अनुसार निरंतर-लोडिंग ऊतक सहनशीलता से अधिक है।

4.3 काइनेटिक श्रृंखला में नेट टॉर्क वितरण

किसी भी जोड़ पर शुद्ध जोड़ आघूर्ण बाहरी भार और उसकी आघूर्ण भुजा के उत्पाद द्वारा निर्धारित होता है, जो मांसपेशियों और निष्क्रिय ऊतक बलों द्वारा उत्पन्न आंतरिक आघूर्ण से मेल खाता है। जैसे-जैसे संरेखण ख़राब होता है, प्राथमिक मूवर्स यांत्रिक लाभ खो देते हैं और माध्यमिक संरचनाओं को आनुपातिक रूप से अधिक योगदान देना होगा। ग्रेड सी-टू-डी थ्रेशोल्ड को टॉर्क पुनर्वितरण रिजर्व की थकावट से बायोमैकेनिकल रूप से परिभाषित किया जाता है: जब माध्यमिक और तृतीयक संरचनाएं अधिकतम भर्ती होती हैं और व्यक्तिगत ऊतक सहिष्णुता से अधिक के बिना कुल टॉर्क मांग को प्रबंधित करने के लिए अभी भी अपर्याप्त होती हैं, तो ग्रेड डी प्राप्त होता है।



चित्र 4.

ग्रेड ए-डी संरेखण राज्यों में प्राथमिक मूवर्स, माध्यमिक स्टेबलाइजर्स और निष्क्रिय संयोजी ऊतकों से आनुपातिक टोक़ योगदान। ग्रेड डी को पुनर्वितरण रिजर्व की कमी से परिभाषित किया गया है - वह बिंदु जिस पर माध्यमिक संरचनाएं क्षमता पर हैं, फिर भी व्यक्तिगत ऊतक सहनशीलता अभी भी पार हो गई है, जिससे चोट के लिए यांत्रिक आधार बनता है।

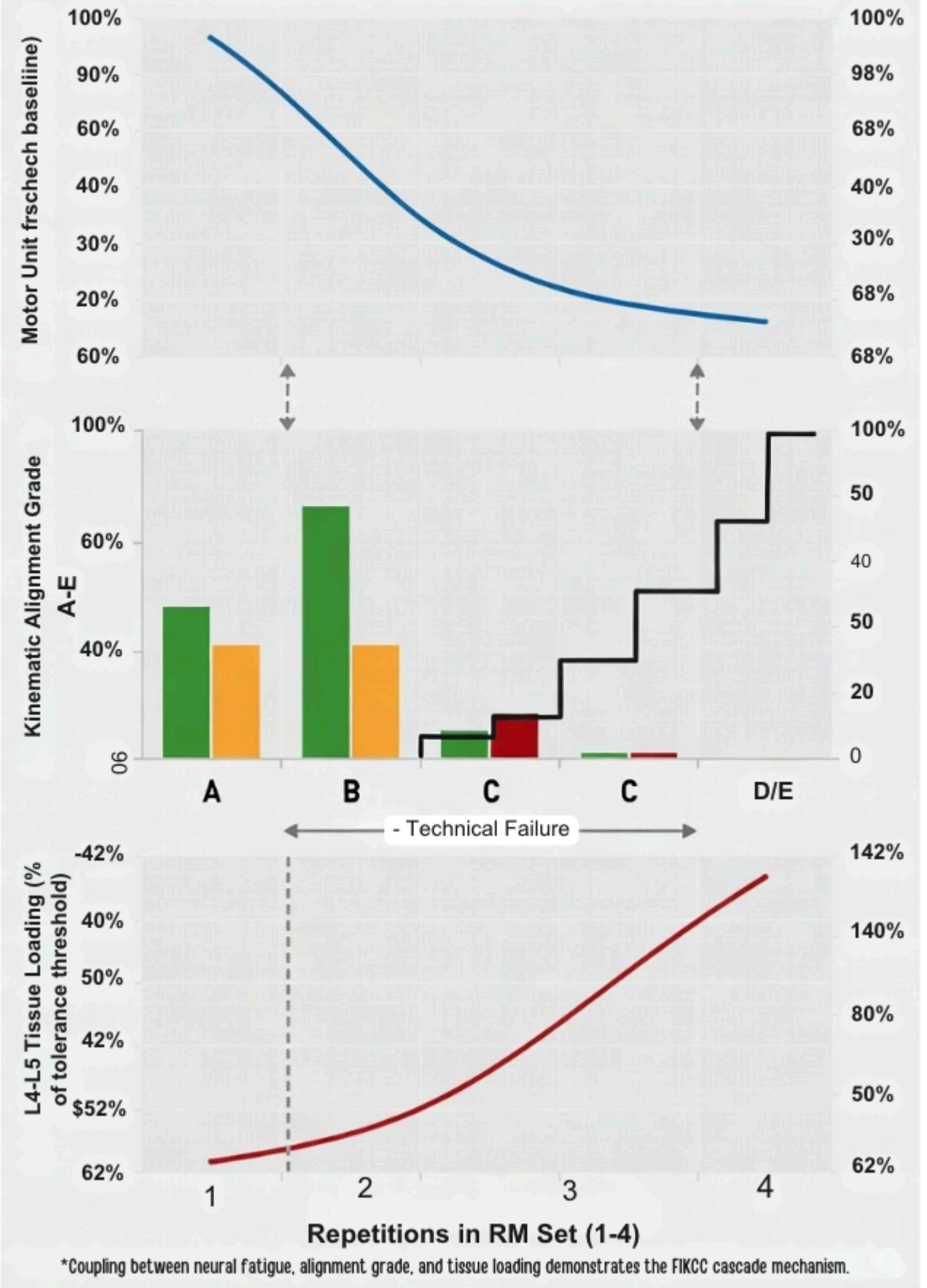
धारा 5

ग्रेड सी-टू-डी ट्रांज़िशन: क्लिनिकल थ्रेशोल्ड

5.1 दहलीज का यंत्रवत आधार

The transition from Grade C to Grade D is the single most consequential event in the MMSX Alignment Spectrum for injury prevention and performance management. At the clinical threshold, three concurrent mechanical events define the shift: (1) primary musculotendinous units reach or exceed their force-velocity curve limits; (2) secondary structures — passive connective tissues, stabilising muscles far from optimal fibre length, or articular surfaces under elevated shear loading — are required to absorb loads exceeding their fatigue or yield tolerances; and (3) the system's neuromuscular control capacity is insufficient to restore Grade C or higher mechanical organisation within available response latency (Boden et al., 2000; Granata & Marras, 2000).

Figure 5: Motor Unit Discharge Rate Reliability (% of fresh baseline)



*Coupling between neural fatigue, alignment grade, and tissue loading demonstrates the FIKCC cascade mechanism.

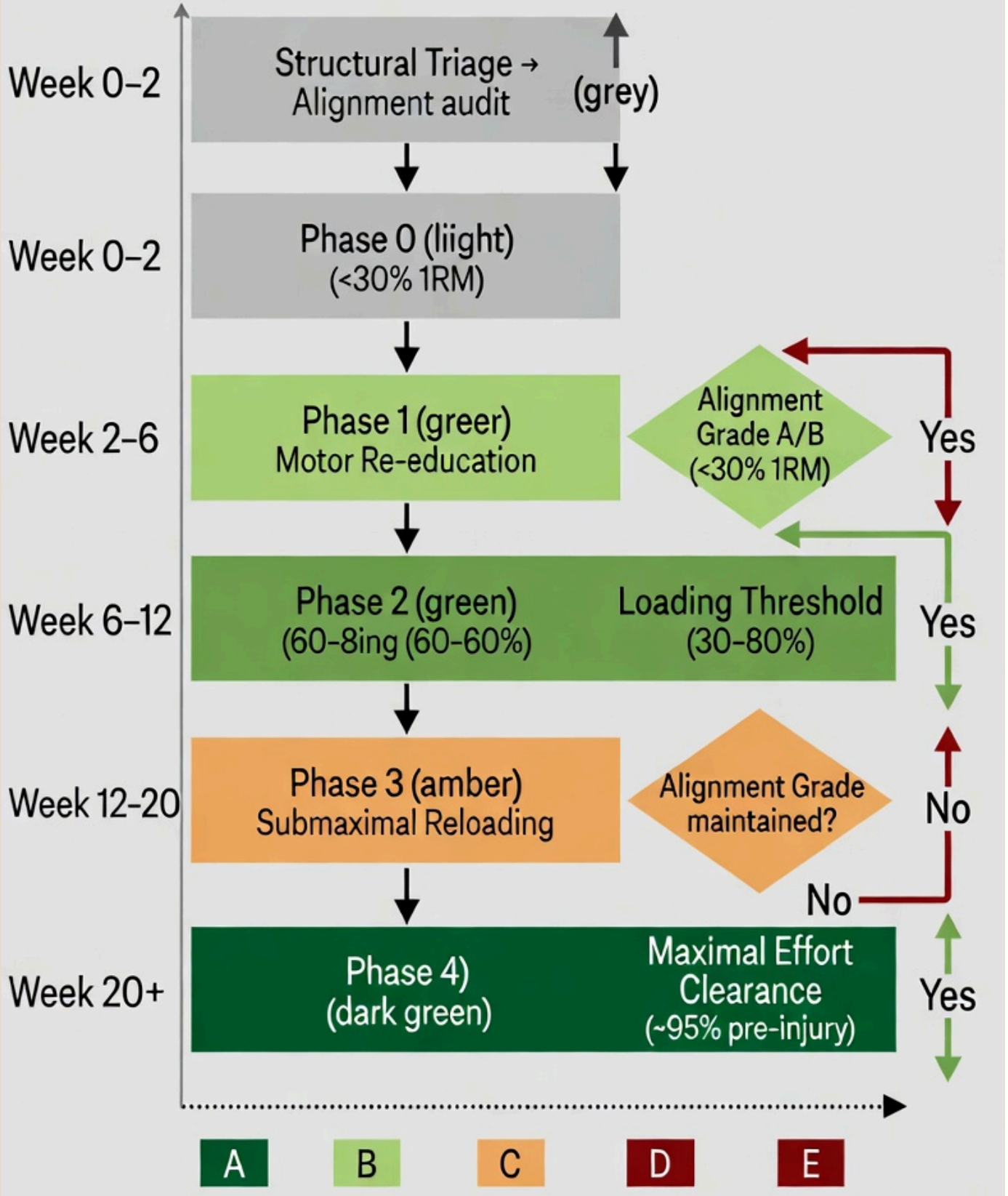
चित्र 5.

भार-सहिष्णुता सातत्य पर यंत्रवत विभक्ति बिंदु के रूप में ग्रेड सी-डी नैदानिक सीमा। तीन समवर्ती घटनाएँ दहलीज पार करने पर एकत्रित होती हैं: प्राथमिक मस्कुलोटेंडिनस बल-वेग की सीमा तक पहुंच गई; थकान/उपज सहनशीलता से परे भरी हुई माध्यमिक संरचनाएँ; उपलब्ध प्रतिक्रिया विलंबता के भीतर न्यूरोमस्कुलर सुधार क्षमता अपर्याप्त है। ऊतक सहिष्णुता मार्जिन शून्य तक सीमित हो जाता है, प्रतिपूरक लोडिंग (ग्रेड सी) को एक सक्रिय चोट तंत्र (ग्रेड डी) में परिवर्तित कर देता है।

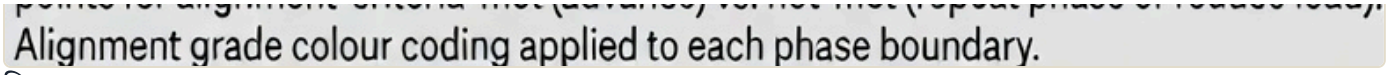
5.2 दहलीज निकटता में थकान की भूमिका

न्यूरोमस्कुलर थकान नैदानिक सीमा से निकटता के सबसे महत्वपूर्ण निर्धारकों में से एक है। प्रगतिशील थकान परिधीय तंत्र (मेटाबोलाइट संचय, कैल्शियम हैंडलिंग व्यवधान, एक्टिन-मायोसिन क्रॉस-ब्रिज कैनेटीक्स परिवर्तन) और केंद्रीय तंत्र (परिवर्तित मोटर इकाई भर्ती थ्रेसहोल्ड और डिस्चार्ज आवृत्तियों) (एनोका और डुचाटेउ, 2008) के माध्यम से मस्कुलोटेंडिनस बल उत्पादन क्षमता को कम कर देती है। शुद्ध बायोमैकेनिकल परिणाम ग्रेड सी या निरंतर लोड के तहत बेहतर संरेखण बनाए रखने के लिए प्राथमिक मोटर सिस्टम की क्षमता में एक प्रगतिशील कमी है - जिसका अर्थ है कि निरंतर लोडिंग तीव्रता थकान संचय के रूप में उत्तरोत्तर उच्च प्रभावी ग्रेड उत्पन्न करती है (मैकगिल, 2016)।

Figure 7. MMSx Return-to-Training Protocol (MRTP) visual algorithm



Vertical timeline (Weeks 0–20+) showing Phase 0–4 progressions with branch points for alignment-criteria-met (advance) vs. not-met (repeat phase or reduce load).



चित्र 7.

निरंतर पूर्ण लोडिंग के तहत थकान-मध्यस्थता ग्रेड वृद्धि। जैसे ही प्रशिक्षण सत्र के दौरान न्यूरोमस्कुलर क्षमता कम हो जाती है, अपरिवर्तित बाहरी भार के बावजूद प्रभावी संरेखण ग्रेड बी → सी → डी से हट जाता है। ऊतक सहनशीलता मार्जिन उत्तरोत्तर सिकुड़ता है; ग्रेड डी तब प्राप्त होता है जब मार्जिन शून्य तक पहुंच जाता है - अति प्रयोग चोट एटियलजि के लिए यंत्रवत आधार और सापेक्ष-भार निगरानी के नैदानिक महत्व का प्रतिनिधित्व करता है।

5.3 व्यावहारिक संदर्भों में सीमा की पहचान करना

A central challenge in applying the MMSX framework clinically is the difficulty of identifying Grade D proximity in real time. The MMSX framework identifies several observable and instrumentable proxies: (1) force vector deviation beyond 10 degrees in any plane via 3D motion capture or high-speed video; (2) COM displacement approaching the Zone 2 boundary via force plate centre of pressure data; (3) asymmetric ground reaction force patterns; (4) EMG amplitude surges in secondary stabilisers; and (5) technique breakdown markers specific to the movement pattern (Hewett et al., 2005; Dempsey et al., 2007).

5.4 प्रदर्शन अक्षमता बनाम चोट तंत्र

सीमा (ग्रेड ए-सी) के नीचे, यांत्रिक समझौता प्रदर्शन अक्षमता पैदा करता है - तकनीक संशोधन और लोड प्रबंधन के लिए प्रतिवर्ती सीमाएं। इसके ऊपर (ग्रेड डी-ई), वही यांत्रिक समझौता एक सक्रिय चोट तंत्र उत्पन्न करता है जिसमें थकान या उपज सहनशीलता से परे ऊतक लोडिंग शामिल होती है। प्रशिक्षण में ग्रेड सी एक्सपोज़र - जानबूझकर प्रबंधित - न्यूरोमस्कुलर अनुकूलन के लिए एक वैध और आवश्यक शर्त का प्रतिनिधित्व करता है। इसके विपरीत, ग्रेड डी एक्सपोज़र एक अस्वीकार्य जोखिम-इनाम अनुपात का प्रतिनिधित्व करता है।

संरेखण वह नहीं है जो शरीर भार के तहत दिखता है। संरेखण वह है जो शरीर भार के तहत बल के साथ करता है। यह भेद अर्थ संबंधी नहीं है - यह गति का वर्णन करने और उसे समझने के बीच का अंतर है।

- मेहता, एन. (2026)। JMMBS, वॉल्यूम. 3, अंक 1
धारा 6

एमएमएसएक्स फ्रेमवर्क के अनुप्रयुक्त निहितार्थ

6.1 लोड प्रिस्क्रिप्शन और निगरानी

Rather than targeting absolute load quantities, mechanistically informed load prescription targets the maintenance of alignment within a specified grade range — typically Grade A to C — across the prescribed volume, accounting for fatigue-mediated grade escalation over time. This approach aligns with acute-to-chronic workload ratio models in sports injury epidemiology (Gabbett, 2016; Meeuwisse et al., 2007).

6.2 तकनीक प्रशिक्षण और संकेत

बल-वेक्टर-आधारित संरेखण मूल्यांकन कोचिंग हस्तक्षेप के लक्ष्यों को बदल देता है। स्थितीय सुधारों को इंगित करने के बजाय - 'छाती ऊपर,' 'घुटने बाहर,' 'तटस्थ रीढ़' - यंत्रवत रूप से सूचित कोचिंग उन स्थितीय टिप्पणियों के अंतर्निहित बल वातावरण को लक्षित करती है। प्रश्न 'घुटना कहाँ है?' से बदल जाता है। 'इस भार के तहत इस गतिज श्रृंखला में कुल टॉर्क वितरण के लिए घुटना क्या कर रहा है?'

6.3 पुनर्वास और रिटर्न-टू-लोड प्रोटोकॉल

एमएमएसएक्स एलाइनमेंट स्पेक्ट्रम रिटर्न-टू-लोड निर्णय लेने के लिए एक यंत्रवत मचान प्रदान करता है। बल-विनियमन-आधारित मानदंड के लिए पूर्ण प्रशिक्षण या प्रतियोगिता में वापसी को मंजूरी देने से पहले उत्तरोत्तर बढ़ते भार के तहत ग्रेड बी या बेहतर संरेखण के प्रदर्शित रखरखाव की आवश्यकता होगी - न कि केवल दर्द-मुक्त आंदोलन। यह अंतर एसीएल पुनर्वास में विशेष रूप से प्रासंगिक है, जहां लक्षण-आधारित मानदंडों पर उत्तीर्ण एथलीट ग्रेड डी घुटने की लोडिंग (पैटरनो एट अल।, 2010) से जुड़े लैंडिंग यांत्रिकी का प्रदर्शन जारी रखते हैं।

6.4 अनुसंधान और मानकीकरण

एमएमएसएक्स एलाइनमेंट स्पेक्ट्रम बायोमैकेनिकल अनुसंधान में संरेखण वर्गीकरण के लिए एक मानकीकृत, यांत्रिक रूप से आधारित नामकरण प्रदान करता है। एक साझा, परिचालन रूप से परिभाषित संरेखण वर्गीकरण प्रणाली की अनुपस्थिति ने पूरे साहित्य में शब्दावली में असंगति में योगदान दिया है (बह्न और होल्मे, 2003)। ग्रेड-आधारित वर्गीकरण प्रणाली को अपनाने से अध्ययन डिजाइनों में संरेखण के स्वच्छ संचालन और अधिक व्याख्या योग्य क्रॉस-स्टडी तुलनाओं की सुविधा मिलेगी।

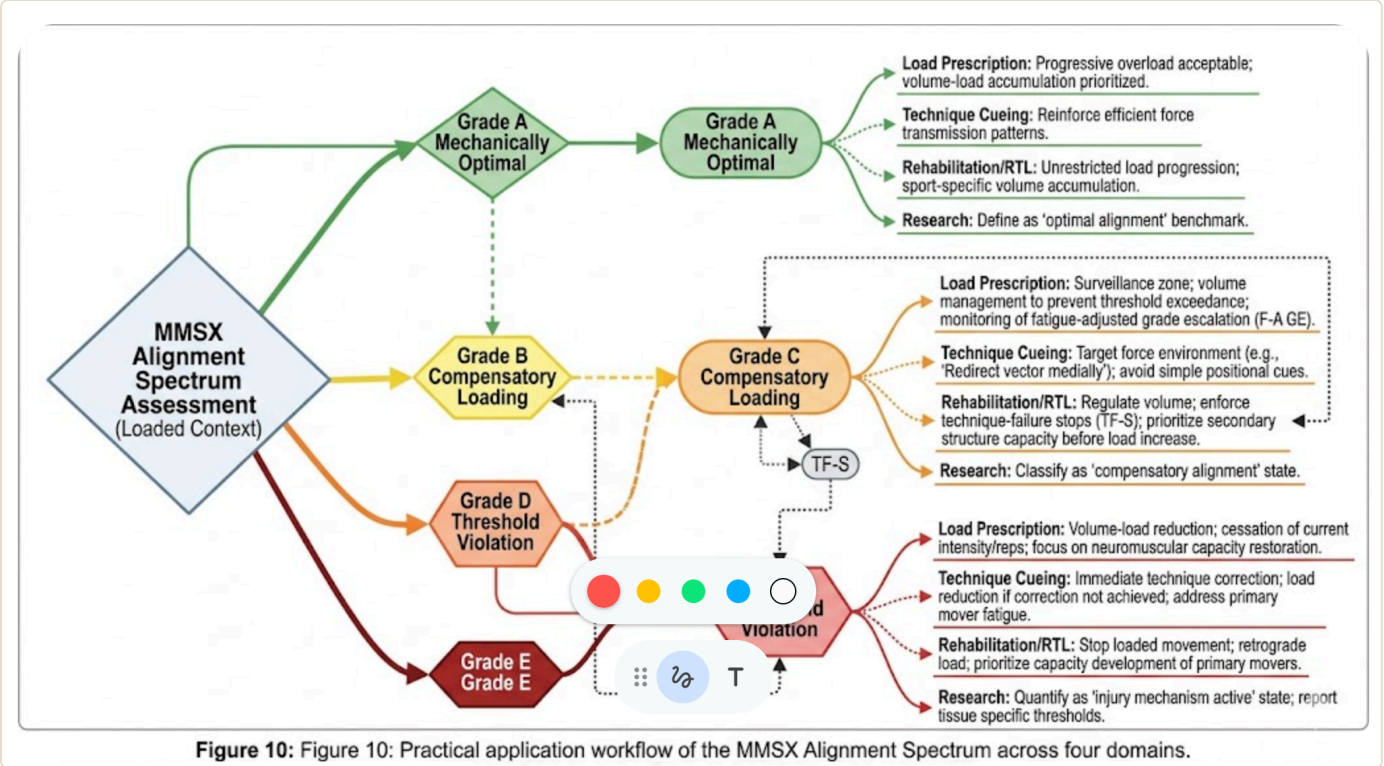


Figure 10: Figure 10: Practical application workflow of the MMSX Alignment Spectrum across four domains.

चित्र 10.

चार डोमेन में एमएमएसएक्स संरेखण स्पेक्ट्रम का व्यावहारिक अनुप्रयोग वर्कफ़्लो: (i) लोड प्रिस्क्रिप्शन - थकान-समायोजित ग्रेड वृद्धि निगरानी के साथ ग्रेड-बाउंड वॉल्यूम प्रबंधन; (ii) तकनीक कोचिंग - स्थिति-सुधार प्रतिमानों को प्रतिस्थापित करते हुए बल-पर्यावरण संकेत; (iii) पुनर्वास - रिटर्न-टू-लोड मानदंड के रूप में ग्रेड बी या बेहतर; और (iv) अनुसंधान मानकीकरण - क्रॉस-स्टडी संरेखण तुलनीयता के लिए ग्रेड नामकरण अपनाना।

धारा 7

सीमाएँ और भविष्य की दिशाएँ

एमएमएसएक्स संरेखण स्पेक्ट्रम वर्तमान में एक संभावित रूप से मान्य नैदानिक उपकरण के बजाय प्रथम-सिद्धांत यांत्रिक तर्क और कथा संश्लेषण से प्राप्त एक वैचारिक-सैद्धांतिक ढांचा है। प्रस्तावित विशिष्ट मात्रात्मक सीमाएँ - विशेष रूप से 15-डिग्री बल वेक्टर विचलन और 7 सेमी COM विस्थापन मानदंड - के लिए मस्कुलोस्केलेटल मॉडलिंग अध्ययन, संभावित चोट निगरानी और विविध आंदोलन कार्यों और आबादी में बहुभिन्नरूपी जोखिम विश्लेषण के माध्यम से अनुभवजन्य सत्यापन की आवश्यकता होती है।

ऊतक सहनशीलता क्षमता में व्यक्तिगत भिन्नता - आनुवंशिकी, प्रशिक्षण इतिहास, पूर्व चोट, उम्र, लिंग और हार्मोनल वातावरण द्वारा निर्धारित - इसका मतलब है कि ग्रेड डी सीमा एक निश्चित सार्वभौमिक पैरामीटर नहीं हो सकती है। भविष्य के पुनरावृत्तियों में व्यक्तिगत-विशिष्ट सहिष्णुता मॉडलिंग को शामिल किया जाना चाहिए, जो संभावित रूप से कम्प्यूटेशनल टूल जैसे OpenSim (डेलप एट अल., 2007) या एनीबॉडी (डैम्सगार्ड एट अल., 2006) द्वारा सक्षम हो। मान्य, फ़ील्ड-परिनियोजन योग्य मूल्यांकन उपकरण - पहनने योग्य आईएमयू, मोबाइल फोर्स प्लेटफ़ॉर्म और एआई-सहायता प्राप्त वीडियो विश्लेषण का विकास - एक महत्वपूर्ण अनुवाद संबंधी अनुसंधान प्राथमिकता का प्रतिनिधित्व करता है।

धारा 8

निष्कर्ष

बायोमैकेनिकल संरेखण एक स्थितिगत स्थिति नहीं है। यह एक सतत, भार-निर्भर बल-विनियमन परिणाम है - जिसे लागू बाहरी भार, आंतरिक बल-वेक्टर प्रक्षेपवक्र, गतिज श्रृंखला में शुद्ध टोक़ वितरण और ऊतक सहनशीलता सीमा के निकटता के बीच संबंध द्वारा परिभाषित किया गया है। खंड ज्यामिति के साथ संरेखण का लगातार मिश्रण चोट की रोकथाम प्रभावकारिता, कोचिंग प्रभावशीलता और अनुसंधान वैधता के प्रत्यक्ष परिणामों के साथ एक मौलिक ज्ञानमीमांसीय त्रुटि का प्रतिनिधित्व करता है।

एमएमएसएक्स एलाइनमेंट स्पेक्ट्रम एक यांत्रिक रूप से आधारित, पांच-ग्रेड वर्गीकरण प्रणाली प्रदान करता है जो इस पुनर्संकल्पना को संचालित करता है। ढांचे के केंद्र में ग्रेड सी-टू-डी क्लिनिकल थ्रेशोल्ड है: विभक्ति बिंदु जिस पर मस्कुलोस्केलेटल प्रणाली की प्रतिपूरक क्षमता समाप्त हो जाती है और निरंतर लोडिंग एक वास्तविक चोट तंत्र को सक्रिय करती है।

"संरेखण स्थितीय नहीं है - यह एक बल-विनियमन परिणाम है।"

— एमएमएसएक्स फ्रेमवर्क कोर प्रस्ताव · मेहता, 2026
घोषणाएँ

घोषणाएँ

नैतिकता कथन
यह एक सैद्धांतिक और वैचारिक समीक्षा लेख है. कोई भी मानव प्रतिभागी, पशु विषय या नैदानिक परीक्षण डेटा शामिल नहीं था। नैतिकता अनुमोदन की आवश्यकता नहीं थी.

हितों का टकराव

लेखक हितों के संघर्ष की कोई घोषणा नहीं करता। डॉ. Neeraj Mehta, पीएच.डी. MMSx Authority Institute के संस्थापक संकाय सदस्य और JMMBS के प्रधान संपादक हैं।

फंडिंग

इस शोध को कोई बाहरी फंडिंग नहीं मिली। यह कार्य MMSx Authority Institute के स्वतंत्र शैक्षणिक तत्वावधान में तैयार किया गया था।

लेखक का योगदान

संकल्पना, सैद्धांतिक रूपरेखा विकास, पांडुलिपि लेखन, और समीक्षा: एन.एम. लेखक ने अंतिम पांडुलिपि को पढ़ा और अनुमोदित किया है।

संदर्भ

संदर्भ मूल अंग्रेज़ी में यथावत दिए गए हैं।

References

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

1. Andriacchi, T. P., & Dyrby, C. O. (2005). Interactions between kinematics and loading during walking for the normal and ACL deficient knee. *Journal of Biomechanics*, *38*(2), 293–298. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.02.010
2. Arnold, A. S., Salinas, S., Asakawa, D. J., & Delp, S. L. (2000). Accuracy of muscle moment arms estimated from MRI-based musculoskeletal models of the lower extremity. *Computer Aided Surgery, 5*(2), 108–119.
3. Bahr, R., & Holme, I. (2003). Risk factors for sports injuries — a methodological approach. *British Journal of Sports Medicine, 37*(5), 384–392. https://doi.org/10.1136/bjsm.37.5.384
4. Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics, 23*(6), 573–578.
5. Bompa, T. O., & Haff, G. G. (2009). *Periodization: Theory and methodology of training* (5th ed.). Human Kinetics.
6. Buchanan, T. S., Lloyd, D. G., Manal, K., & Besier, T. F. (2005). Estimation of muscle forces and joint moments using a forward-inverse dynamics model. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 37*(11), 1911–1916. https://doi.org/10.1249/01.mss.0000176684.24008.6f
7. Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E., & de Zee, M. (2006). Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory, 14*(8), 1100–1111.
8. 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. https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024
9. Dempsey, A. R., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., et al. (2007). The effect of technique change on knee loads during sidestep cutting. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 39*(10), 1765–1773. https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31812f56d1

10. Dillman, C. J., Fleisig, G. S., & Andrews, J. R. (1994). Biomechanics of pitching with emphasis upon shoulder kinematics. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 18*(2), 402–408.

11. Enoka, R. M. (2015). *Neuromechanics of human movement* (5th ed.). Human Kinetics.

12. Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: What, why and how it influences muscle function. *Journal of Physiology, 586*(1), 11–23. https://doi.org/10.1113/jphysiol.2007.139477

13. Escamilla, R. F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 33*(1), 127–141. https://doi.org/10.1097/00005768-200101000-00020

14. 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.

15. Gabbett, T. J. (2016). The training-injury prevention paradox. *British Journal of Sports Medicine, 50*(5), 273–280. https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095788

16. Granata, K. P., & Marras, W. S. (2000). Cost-benefit of muscle cocontraction in protecting against spinal instability. *Spine, 25*(11), 1398–1404.

17. Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., et al. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict ACL injury risk in female athletes. *American Journal of Sports Medicine, 33*(4), 492–501. https://doi.org/10.1177/0363546504269591

18. Hof, A. L., Gazendam, M. G. J., & Sinke, W. E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics, 38*(1), 1–8. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.025

19. Kendall, F. P., McCreary, E. K., Provance, P. G., et al. (2005). *Muscles: Testing and function with posture and pain* (5th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.

20. Kibler, W. B. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *American Journal of Sports Medicine, 26*(2), 325–337.

21. Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine, 36*(3), 189–198. https://doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001

22. Kubo, K., Ikebukuro, T., & Yata, H. (2019). Effects of squat training with different depths on lower limb muscle volumes. *European Journal of Applied Physiology, 119*(9), 1933–1942. https://doi.org/10.1007/s00421-019-04181-y

23. Lieber, R. L., & Friden, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve, 23*(11), 1647–1666.

24. McGill, S. M. (2016). *Low back disorders: Evidence-based prevention and rehabilitation* (3rd ed.). Human Kinetics.

25. Meehan, W. P., Wingfield, K., & Liebman, M. (2012). Clinical update: Return to sport after lower extremity injury. *Current Sports Medicine Reports, 11*(3), 112–119.

26. Meeuwisse, W. H. (1994). Assessing causation in sport injury: A multifactorial model. *Clinical Journal of Sport Medicine, 4*(3), 166–170.

27. Meeuwisse, W. H., Tyreman, H., Hagel, B., & Emery, C. (2007). A dynamic model of etiology in sport injury. *Clinical Journal of Sport Medicine, 17*(3), 215–219.

28. Neumann, D. A. (2016). *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation* (3rd ed.). Elsevier.

29. Nigg, B. M., & Herzog, W. (Eds.). (2007). *Biomechanics of the musculo-skeletal system* (3rd ed.). Wiley.

30. Paterno, M. V., Schmitt, L. C., Ford, K. R., et al. (2010). Biomechanical measures during landing and postural stability predict second ACL injury. *American Journal of Sports Medicine, 38*(10), 1968–1978. https://doi.org/10.1177/0363546510376053

31. Powers, C. M., Ward, S. R., Fredericson, M., et al. (2014). Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 33*(11), 677–685.

32. Rabin, A., Kozol, Z., Moran, U., et al. (2014). Factors associated with quality of movement during a lateral step-down test. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 44*(12), 937–946.

33. Sahrmann, S. A. (2002). *Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes.* Mosby.

34. Schoenfeld, B. J. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *Journal of Strength and Conditioning Research, 24*(12), 3497–3506. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bac2d7

35. Sharma, L., Hurwitz, D. E., Thonar, E. J., et al. (1998). Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism, 41*(7), 1233–1240.

36. Thelen, D. G., Chumanov, E. S., Sherry, M. A., & Heiderscheit, B. C. (2006). Neuromusculoskeletal models provide insights into the mechanisms and rehabilitation of hamstring strains. *Exercise and Sport Sciences Reviews, 34*(3), 135–141.

37. van Dieen, J. H., Selen, L. P. J., & Cholewicki, J. (2003). Trunk muscle activation in low-back pain patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 13*(4), 333–351.

38. van Mechelen, W., Hlobil, H., & Kemper, H. C. (1992). Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. *Sports Medicine, 14*(2), 82–99.

39. Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture, 3*(4), 193–214.

40. Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). Wiley. https://doi.org/10.1002/9780470549148

41. Zajac, F. E. (1989). Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering, 17*(4), 359–411.

42. Cholewicki, J., & McGill, S. M. (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine. *Clinical Biomechanics, 11*(1), 1–15.

43. Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. *Journal of Spinal Disorders, 5*(4), 383–389.

44. Falla, D., & Hodges, P. W. (2017). Individualized exercise interventions for spinal pain. *Exercise and Sport Sciences Reviews, 45*(2), 105–115.

45. Lloyd, D. G., & Besier, T. F. (2003). An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics, 36*(6), 765–776.

46. Dorn, T. W., Schache, A. G., & Pandy, M. G. (2012). Muscular strategy shift in human running. *Journal of Experimental Biology, 215*(11), 1944–1956. https://doi.org/10.1242/jeb.064527

उद्धरण

कृपया मूल अंग्रेज़ी लेख का हवाला दें:

Mehta, N. (2026). Biomechanical Alignment as a Force-Regulation Outcome: A Mechanistic Framework for Load-Dependent Transition from Compensatory Loading to Threshold Violation. *Journal of Movement Mechanics*

& Biomechanics Science, *3*(1). https://doi.org/10.66078/jmmbs.2026.v3i1.012

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