

Ukrainian Neurosurgical Journal. 2026;32(1):69-91
doi: 10.25305/unj.341693

Розробка та валідація багаторівневої шкали кількісної оцінки механічної експозиції при травматичних ушкодженнях хребта

О.С. Нехлопочин¹, В.В. Вербов², Є.В. Чешук², М.В. Вороді²

¹ Відділення патології спинного мозку, Інститут нейрохірургії імені акад. А.П. Ромоданова НАМН України, Київ, Україна

² Відділення відновлювальної нейрохірургії, Інститут нейрохірургії імені акад. А.П. Ромоданова НАМН України, Київ, Україна

Надійшла до редакції 19.10.2025
Прийнята до публікації 14.11.2025

Адреса для листування:

Нехлопочин Олексій Сергійович,
Відділення патології спинного мозку, Інститут нейрохірургії імені акад. А.П. Ромоданова, вул. Платона Майбороди, 32, Київ, Україна, 04050, e-mail: AlexeyNS@gmail.com

Мета: розробити, теоретично обґрунтувати та провести первинну валідацію багаторівневої (0–10 балів) шкали кількісної оцінки інтенсивності зовнішнього механічного впливу при травматичних ушкодженнях хребта.

Матеріали і методи. Дизайн дослідження відповідає принципам COSMIN (Consensus-based Standards for selection of health Measurement Instruments) для розробки та валідації вимірних інструментів у медицині, що забезпечує достатній рівень наукової обґрунтованості й відтворюваності отриманих результатів. Літературний аналіз (PubMed, Scopus, Web of Science, 1990–2025) дав змогу визначити порогові значення та модифікаційні чинники (маса тіла пацієнта, коефіцієнт передачі імпульсу (T_{land}), ефективна дистанція уповільнення (S_{land})). Для валідації використано два набори даних: 40 стандартизованих клінічних віньєток та 52 реальні випадки травми грудо-поперекового переходу (Th11–L2) з обов'язковою верифікацією за допомогою комп'ютерної томографії/магнітно-резонансної томографії. Оцінювали конструктивну та критеріальну валідність, міжекспертну надійність (ICC, κ), абсолютну надійність (SEM, MDC₉₅), діагностичну цінність (ROC-аналіз), рівень згоди (Bland-Altman) і сталість порогових значень.

Результати. В результаті аналізу та зіставлення різних підходів запропоновано концепцію використання «еквівалентної висоти падіння» як універсального критерію механічної експозиції при травмах хребта. На її основі розроблено 11-рівневу шкалу (0–10 балів) та спінально-орієнтовану похідну метрику. Первинна валідація показала високу міжекспертну узгодженість (ICC(2,1): 0,84 для базового показника та 0,79 для спінального; ICC(2,k): 0,95 і 0,92), прийнятну абсолютну точність (SEM 0,80–0,95, MDC₉₅ 2,2–2,6 бала) і сталість порогів (розбіжності більш ніж на ± 1 рівень траплялися в менш ніж 7% випадків). Показники статистично асоціювалися з кліноподібною деформацією тіл хребців ($r=0,58$), компретацією хребтового каналу ($r=0,49$) та порядковою тяжкістю пошкоджень за AO Spine ($\rho=0,62$; $p<0,001$). У логістичній моделі приріст на 1 м збільшував імовірність пошкоджень $\geq A3$ майже вдвічі (відношення шансів – 1,85, 95% довірчий інтервал – 1,45–2,38). Підтверджені діагностичну цінність шкали (AUC=0,82) для виявлення переломів хребця (оптимальний поріг $\approx 1,3$ м, чутливість – 0,76, специфічність – 0,72).

Висновки. Розроблена шкала забезпечує кількісний, масо-нейтральний і клінічно інтерпретований опис «жорсткості події», доповнює морфологічні класифікації, поліпшує стратифікацію ризику та може бути використана для маршрутизації, планування діагностики й багатоцентрових досліджень.

Ключові слова: травма хребта; грудо-поперековий перехід; механічна експозиція; еквівалентна висота падіння; спінально-еквівалентна висота; кількісна шкала; валідація вимірних інструментів; індивідуалізація

Вступ

Травматичні пошкодження хребта є гетерогенною групою станів, що виникають при впливі широкого спектру механічних чинників — від низькоенергетичних подій (наприклад, падіння з висоти власного зросту) до високоенергетичних механізмів (падіння з великої висоти, дорожньо-транспортна пригода (ДТП), спортивна та вибухова травма) [1,2]. За даними популяційних досліджень, річна частота травм хребта становить 23–40 випадків на 100 тис. населення, з них 15–20% супроводжуються неврологічним

дефіцитом різного ступеня тяжкості [2]. Наведені дані потребують уточнення з урахуванням методологічних відмінностей між дослідженнями та регіонами.

Ушкодження хребта можуть виникати в результаті як прямого, так і непрямого впливу. Пряме пошкодження розвивається при безпосередньому прикладанні сили до хребтового стовпа (удар важким предметом, вогнепальне або колото-різане поранення, здавлення між масивними об'єктами) [3]. Такі травми трапляються відносно рідко та частіше обмежуються локальними ушкодженнями остистих і поперекових

Copyright © 2026 О.С. Нехлопочин, В.В. Вербов, Є.В. Чешук, М.В. Вороді



Робота опублікована під ліцензією Creative Commons Attribution 4.0 International License
<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

відростків чи м'яких тканин. Непрямий механізм, який спричиняє понад 90% пошкоджень хребта в мирний час, реалізується через передачу зовнішньої сили на тіло загалом [1, 4]. До нього належать падіння різного характеру та ДТП, при яких хребет ушкоджується за рахунок осевого навантаження, флексійно-ротацийних чи комбінованих зусиль [3, 5-8].

У міжнародній клінічній практиці переломи, що відбуваються за низькоенергетичного впливу — механічної сили, яка в нормі не має спричинити порушення цілісності кісткової тканини, традиційно відносять до категорії *fragility fractures* (остеопоротичні переломи) [9]. Класичним прикладом є падіння «з висоти власного зросту або нижче» (*standing height or less*) [10,11]. Це визначення наведене в документах ВООЗ та широко використовується в сучасних клінічних рекомендаціях [9,12]. На протилежному полюсі енергетичного спектру розташовані високоенергетичні механізми: у протоколах догоспітального етапу США падіння дорослої людини з висоти понад 20 футів (~6 м) історично сприймається як маркер високої кінетичної енергії та підвищеного ризику політравми [13]. У сучасних матеріалах American College of Surgeons трапляється нижчий поріг (>10 футів), що свідчить про варіативність порогів і потребу в уніфікації термінів [14, 15].

Більшість поширених класифікаційних систем у вертебродології та травматології фокусуються на характеристиках результату ушкодження, а не на кількісній оцінці інтенсивності зовнішнього впливу [16]. Так, *Abbreviated Injury Scale (AIS)* являє собою анатомічно обґрунтовану 6-бальну систему оцінки тяжкості пошкоджень за ділянками тіла [17,18], а *AO Spine Thoracolumbar Classification* структурує пошкодження грудо-поперекового відділу за морфологічним типом (A, B, C), неврологічним статусом і модифікаторами (оцінка цілісності заднього зв'язкового комплексу) [19–21]. Ці інструменти є незамінними для стандартизованого опису травми, стратифікації ризику та вибору тактики лікування, але вони не надають кількісної характеристики «енергії події» (механічної експозиції), що передуює розвитку пошкодження [16].

У повсякденній практиці механізм травми нерідко описують спрощено — бінарними чи якісними категоріями («низько-/високоенергетична травма», «легка/тяжка»), що не дає уявлення про безперервний характер градації механічної експозиції та призводить до втрати клінічно значущої інформації [22, 23]. Відсутність стандартизованого кількісного інструменту ускладнює зіставлення когорт та інтерпретацію результатів досліджень, а також обмежує потенціал профілактичних і реабілітаційних заходів [24]. З огляду на це слід розробити багаторівневу шкалу кількісної оцінки інтенсивності зовнішнього механічного впливу, що ґрунтується на фундаментальних принципах механіки (енергія, імпульс, прискорення) і придатна для застосування в реальних клінічних умовах. Ключовим методологічним рішенням є введення універсальної міри, що дає змогу привести різні механізми травми до єдиної енергетичної шкали, а отже, уніфікувати опис «сили події» для клінічної комунікації та наукового аналізу [5, 25].

Мета: Розробити, теоретично обґрунтувати та провести первинну валідацію багаторівневої (0–10 балів) шкали кількісної оцінки інтенсивності зовнішнього механічного впливу при травматичних ушкодженнях хребта.

Матеріали і методи

Дизайн дослідження відповідає принципам COSMIN (*Consensus-based Standards for selection of health Measurement Instruments*) для розробки та валідації вимірювальних інструментів у медицині, що забезпечує достатній рівень наукової обґрунтованості та відтворюваності отриманих результатів [26, 27].

Літературний пошук проведено в два етапи.

Етап 1 (аналітичний огляд шкал і термінології). Метою була ідентифікація використовуваних на практиці та в керівництвах класифікацій/шкал, порогових значень і принципів, що лежать в їхній основі, необхідних для формулювання концепції шкали, що розробляється. Ключові слова: *AO Spine thoracolumbar classification, TLICS, Abbreviated Injury Scale, Injury Severity Score, spinal injury classification reliability, CDC field triage guidelines, mechanism of injury, fall height threshold, fall >10 ft, standing height or less, fragility fracture, osteoporotic vertebral fracture, mechanical exposure, energy of event, biomechanics of spinal injury*.

Етап 2 (збір кількісних орієнтирів). Метою було визначення порогових орієнтирів для градації падінь і формування типових діапазонів/медіан параметрів, застосовуваних при побудові шкали (сценарії зіткнень, передача імпульсу на хребет, ефективна дистанція уповільнення, модифікаційні чинники середовища/покривтів). Ключові слова: *delta-v estimation, rollover, mass ratio, coefficient of restitution, impact angle, EDR, spine load transmission, landing biomechanics, knee flexion, energy absorption, feet-first, buttocks impact, supine impact, seat belt, airbag, torso kinematics, effective stopping distance, impact attenuation, concrete, asphalt, sand, snow, water entry, gym mat, tatami, HIC, g-max, fall from height, injury severity threshold adults, fragility fracture standing height*.

Бази та параметри пошуку: PubMed/MEDLINE, Scopus, Web of Science; матеріали AO Spine, Всесвітньої організації охорони здоров'я та Міжнародного фонду остеопорозу (*International Osteoporosis Foundation*). Мова публікацій – англійська, часовий діапазон – 1990–2025 (для фундаментальних механічних праць – без жорсткого порога).

Скринінг виконано поетапно двома рецензентами (спочатку за назвами й анотаціями, потім – за повними текстами) із додатковим пошуком за списками літератури відібраних статей.

Набори даних

Валідація проведена на двох взаємодоповнюючих наборах:

- Стандартизовані клінічні сценарії (віньєтки) (n=40) — синтетичні клініко-біомеханічні події, що рівномірно покривають діапазон механічної експозиції («суміжні» комбінації пози/поверхні/шляху уповільнення), сформовані для незалежної оцінки експертами з уніфікованого протоколу.

- Реальні клінічні випадки (n=52) – історії хвороби пацієнтів із достатньою деталізацією механізму травми, що, на думку авторів, давало змогу однозначно відновити вихідні параметри для розрахунків. У всіх випадках були доступні дані нейровізуалізації (комп'ютерної томографії (КТ)/магнітно-резонансної томографії (МРТ)), що дало змогу зіставити величини механічної експозиції з морфологічними ознаками ушкодження, визначити тип пошкодження за класифікацією АО Spine, виразність передньої клиноподібної деформації, ступінь компрометації хребтового каналу та цілісність заднього лігаментозного комплексу. Аналіз і вимірювання виконували в програмному комплексі RadiAnt DICOM Viewer (Medixant, Польща; версія 2023.1, ліцензія № 1860F047).

Для первинної валідації та зменшення міжіндивідуальної варіабельності у вибірку залучали пацієнтів із травмою грудо-поперекового переходу (Th11–L2).

Від усіх пацієнтів отримано інформовану згоду на збирання, обробку даних і публікацію узагальнених результатів за дотримання конфіденційності. Дані, надані експертам, були повністю анонімізовані.

Визначення обсягу вибірки

Для оцінки міжекспертної надійності (ICC) у дизайні з 5 експертами планувалося продемонструвати ICC $\approx 0,80$ порівняно з пороговим значенням 0,60 при $\alpha=0,05$ і потужності 0,80. Розрахунок потребував 35–40 об'єктів [28]. З огляду на це був сформований набір із 40 стандартизованих віньєток, що забезпечило 200 незалежних оцінок (5x40), дало змогу провести тест-ретест на підвибірці з 10 віньєток [29] та підвищило точність SEM (стандартна похибка вимірювання) і MDC₉₅ (мінімальна виявлена зміна) [30, 31]. Для клінічної валідації залучено 52 послідовних пацієнтів із повним набором даних (деталізований механізм + дані КТ/МРТ), що забезпечує достатню потужність для ключових перевірок валідності ($r \approx 0,5-0,6$, known-groups з $d \approx 1,1$) [32–34] та прийнятну точність аналізу згоди (Bland–Altman) [35–37]. При цьому ROC-аналіз і регресійні моделі розглядали як вторинні з очікувано ширшими довірчими інтервалами (ДІ) [38, 39].

Статистичний аналіз

Статистичну обробку даних здійснювали методами описової та аналітичної статистики. Неперервні змінні подавали як mean \pm SD або median [IQR] залежно від характеру розподілу (оцінка нормальності – візуально та за тестом Шапіро–Вілка) [40, 41]. Конструктну й критеріальну валідність перевіряли кореляційним аналізом із розрахунком коефіцієнтів Пірсона (r) або Спірмена (ρ) [42, 43].

Предиктивні моделі. Для оцінки зв'язку метрик із морфологічною тяжкістю ушкодження за АО Spine використовували бінарну логістичну регресію для порога $\geq A3$ із розрахунком відношення шансів (OR) та 95% довірчого інтервалу (95% CI) [44, 45]; як аналіз чутливості для порядкового результату A1–A4 застосовували ординальну логістичну регресію [46, 47]. Лінійність логіту перевіряли тестом Вох–Тідвелл [48] і за допомогою обмежених кубічних сплайнів [49, 50], мультиколінеарність – за індексом VIF [51]. Дискримінаційну здатність оцінювали за ROC-кривими (AUC із 95% CI) [52], визначали чутливість, специфічність, індекс Юдена, а також коефіцієнти правдоподібності (LR⁺, LR⁻). Робочі порого

обирали за максимумом індексу Юдена з урахуванням завдання (скринінг/підтвердження) [53].

Стійкість меж шкали перевіряли аналізом чутливості за варіювання граничних параметрів на $\pm 10-15\%$ та повторним розрахунком для альтернативних сценаріїв модифікаторів [54, 55].

Відоме розрізнення (known-groups validity). Порівняння здійснювали для заздалегідь визначених клінічно релевантних груп [56]. Для міжгрупових відмінностей застосовували U-тест Манна–Уїтні та обчислювали непараметричні розміри ефекту – Cliff's δ [57] та/або Vargha–Delaney A [58]; Cohen's d наводили додатково (як довідковий), із робастною інтерпретацією за неоднакових дисперсій [59].

Надійність вимірювань. Відносну надійність оцінювали за показниками міжекспертної узгодженості: ICC(2,1) (двофакторна модель із випадковими ефектами, absolute agreement, single-measure) та ICC(2,k) (average-measure) [60], і зваженим коефіцієнтом κ із квадратичними вагами [61,62]. Стабільність у часі перевіряли за схемою тест–ретест на підвибірці випадків [63]. Згоду між експертними й алгоритмічними обчисленнями оцінювали методом Bland–Altman (середнє зміщення та 95% межі згоди) [64].

Абсолютна надійність. Обчислювали SEM і MDC₉₅ (MDC₉₅=1,96 \cdot $\sqrt{2} \cdot$ SEM) [65]. Для коректної клінічної інтерпретації MDC додатково наводили в безперервних одиницях: у метрах для θ та у кратностях g для спінально-орієнтованої метрики (через еталонний шлях уповільнення $s_{ref}=0,10$ м) із рівневою (інтервал-специфічною) приміткою про те, в яких діапазонах різниця є клінічно несуттєвою/суттєвою [66].

Усі тести – двосторонні. Критичний рівень статистичної значущості (p) < 0,05 [67, 68].

Аналіз виконано в R 4.5.1 (R Core Team) у середовищі RStudio IDE 2025.05.1+513 (Posit) [69].

Результати

Визначення критерію

Інтенсивність зовнішнього механічного впливу при травматичній події – це кількісна характеристика сили події, що передуює пошкодженню тканин [70, 71]. Вона не є тотожною тяжкості отриманої травми, яку визначають за клінічними шкалами результату (наприклад, Abbreviated Injury Scale (AIS)) або морфологічними класифікаціями (наприклад, AO Spine Thoracolumbar Classification) [72]. На відміну від AIS/АО-класифікацій, орієнтованих на анатомо-клінічні наслідки (тип розриву, нестабільність, неврологічний статус), запропонований критерій фіксує саме механічну експозицію – фізичну величину, що характеризує, скільки механічної енергії/імпульсу було залучено до події [25].

Як універсальну фізичну метрику обрано «еквівалентну висоту падіння» (h_{eq}) [73, 74]. Ідея полягає в тому, що різноманітні механізми (падіння, зіткнення, здавлення, вибуховий вплив) можна з певним припущенням привести до однієї шкали енергії, прирівнявши їх до гіпотетичного падіння з висоти в однорідному гравітаційному полі. Метрика ґрунтується на потенційній енергії тяжкості та дає змогу порівняти події в «енергетично еквівалентних метрах».

При виборі відповідної фізичної метрики (критерію) для оцінки ступеня зовнішнього механічного впливу на хребет ми керувалися такими аргументами:

- по-перше, падіння з висоти – найчастіша причина травматичних ушкоджень хребта. За даними Global Burden of Disease, падіння є основною причиною вертебральних травм: на їхню частку припадає 52,2% випадків травми хребта й 63,0% випадків травм спинного мозку [75, 76]. Таким чином, більше ніж половина травматичних подій зумовлені саме падінням, що робить масштаб на основі висоти падіння найрелевантнішим [77];

- по-друге, параметр «висота падіння» має важливі практичні переваги [13]. Критерій інтуїтивно зрозумілий не лише для фахівців, а й для пацієнтів та їхніх родичів. Згадка про висоту (наприклад, «падіння з другого поверху») відразу дає уявлення про силу впливу [15,78,79]. Цей параметр легко отримати з клінічної документації [80]. При збиранні анамнезу зі слів постраждалого або очевидців практично завжди є згадка «зробив крок і впав» або «з висоти...», тоді як кількісні дані для ДТП (швидкість), насильства (тип зброї), здавлення в низці випадків відсутні або важко піддаються інтерпретації [81];

- по-третє, падіння охоплює нижню та верхню межу спектру механічної дії (низькоенергетична й високоенергетична травма). Таким чином, падіння забезпечує широкий і клінічно релевантний діапазон механічної експозиції [77];

- по-четверте, фізична обґрунтованість. Визначення h_{eq} через висоту падіння безпосередньо впливає із законів механіки (оскільки потенційна енергія $\Delta E = mgh$), що дає змогу зберегти максимальну об'єктивність і виключити суб'єктивні коефіцієнти оцінки сили впливу, можливість кількісно порівнювати різні механізми травми, приводячи їх до однієї фізичної шкали [1, 15, 73].

Аналіз сучасної літератури показав, що при характеристиці тяжкості механічного впливу на хребет з урахуванням висоти падіння фактично використовують лише два базових порогових орієнтири.

Перший поріг – близько 1 м. Падіння з висоти власного зросту (~1 м) і нижче традиційно розглядають як низькоенергетичний механізм, при якому переломи вказують на патологічну крихкість кісткової тканини (остеопоротичні переломи) [82, 83]. Це визначення використано в рекомендаціях Всесвітньої організації охорони здоров'я та Міжнародного фонду остеопорозу й широко застосовується в клінічній практиці при стратифікації ризику та призначенні вторинної профілактики [84–86].

Другий поріг – 20 футів (~6 м). Падіння дорослого з висоти понад 20 футів історично визнається маркером тяжкої механічної дії в протоколах догоспітального медичного та травматологічного сортування (CDC, American College of Surgeons). Цей критерій пов'язаний із високою ймовірністю політравми та необхідністю доставки потерпілого до спеціалізованого травмцентру [87]. У деяких сучасних керівництвах обговорюється нижчий універсальний поріг (>10 футів), але 20 футів досі найчастіше використовують як «верхній» орієнтир високої енергії.

Таким чином, у реальній практиці при описі механізму травми застосовують лише два квантифіковані референсні значення: ~1 м як межу низькоенергетичного впливу та ~6 м як показник високоенергетичної травми (Рис.1). Проміжний діапазон залишається слабо формалізованим [15, 88, 89].

Інтенсивність загального зовнішнього механічного впливу – сценарій падіння

Для підвищення точності стратифікації механічного чинника при травматичних ушкодженнях хребта на підставі власного досвіду й аналізу літературних джерел нами розроблена 11-рівнева шкала градації інтенсивності зовнішнього впливу [3, 5, 70, 90]. На відміну від бінарних або спрощених класифікацій запропонована система ґрунтується на клінічно верифікованих порогових значеннях [13, 15, 80] та охоплює найхарактерніші сценарії падіння, що забезпечує їй високу клінічну релевантність і практичну відтворюваність [72, 88, 91]. Як граничні значення висоти обрано такі: 0, 0,1, 0,5, 0,75, 1, 2, 4, 6, 10, 15 м (Табл. 1).

Візуально запропонована шкала представлена на Рис.2 (без дотримання масштабу).

Інтенсивність загальної зовнішньої механічної дії – сценарій ДТП

Визначення h_{eq} при ДТП. Оскільки за вихідну метрику прийнято h_{eq} , для падіння $h_{eq} = h$. Для ДТП (друга за частотою причина вертебральної травми) потрібен перерахунок через Δv – зміну швидкості потерпілого в момент ДТП [5,92,93]. Базова ідея: h_{eq} – це висота вільного падіння, що дає таку саму кінетичну енергію, що й ДТП, яку описують [94]. Виходячи з принципу еквівалентності енергій,

$$\frac{1}{2} m(\Delta v)^2 = mgh_{eq} \Rightarrow h_{eq} = \frac{(\Delta v)^2}{2g},$$

де $g = 9,81 \text{ м/с}^2$.

Для зручності, якщо Δv виражено в км/год, то $h_{eq} [\text{М}] = \frac{(\Delta v \frac{\text{км}}{\text{год}})^2}{254}$.



Рис. 1. Загальноприйнята нині шкала градації висоти падіння в контексті пошкодження хребта

Таблиця 1. Висотна шкала інтенсивності механічної експозиції (для клінічної стратифікації)

Бал тяжкості	Висота, м	Клінічний сценарій
0	0	Відсутність зовнішньої механічної дії: спонтанна компресія тіл хребців при тяжкому остеопорозі; перелом на тлі мінімального навантаження при системній/локальній патології кістки (пухлина, інфекція тощо)
1	0–0,1	Неповне падіння/ступінчасте зниження рівня ≤30 см: спотикання на рівній поверхні з відновленням рівноваги; часткове «сповзання» зі сходина/порога; мікротравми при невдалому повороті в тісному просторі (побутова травма)
2	0,1–0,5	Падіння з низьких меблів або архітектурних елементів заввишки ~0,4–0,6 м (з невисокої табуретки, порога, підвіконня); падіння з низького ліжка; у дітей – падіння з дивана/ігрової поверхні порівнянної висоти
3	0,50–0,75	Падіння з рівня сидіння: зі стільця/ліжка (~0,6–0,7 м); падіння при виході/вході у ванну; зрив при спробі дістати предмет із верхньої полиці, стоячи на сидінні
4	0,75–1,00	Падіння з висоти власного зросту (~0,8–1 м): ковзання на льоду/мокрій плитці; спотикання об перешкоду (пори́г, кабель); синкопальне падіння у вертикальному положенні; падіння при переміщенні сходами «через одну» сходинку
5	1–2	Падіння з драбини (2-3 щаблі, ~1,5–2,0 м); з балкона/майданчика 1-го поверху (<3 м); виробнича травма: падіння під час роботи на низьких риштуваннях/навантажувальній платформі; спортивна: падіння з невисокої скельної полиці
6	2–4	Падіння з даху одноповерхової будівлі (3–4 м), дерева, складського стелажа; падіння зі сходів на значному прольоті (≥6–8 сходинок); виробнича: падіння з рампи/напівпричепа
7	4–6	Падіння з другого поверху (~6 м); з майданчика міжповерхового прольоту; падіння в шахту малої глибини; виробнича: з верхнього ярусу будівельних риштувань
8	6–10	Падіння з третього поверху (~9–10 м); з даху промислового ангара/цеху; рекреаційна/виробнича висота при відмові страховки (з ударом об горизонтальну площину)
9	10–15	Падіння з 4–5-го поверху (~13–15 м); зі щогли зв'язку, стріли крана, висотних риштувань; зрив на гірському маршруті з ударом об виступи/кромки по дорозі
10	>15	Катастрофічне падіння: висота >15 м (≥6–7-го поверху); з висотної будівлі/антенної щогли; зрив зі скельного карниза/моста в урбанізованій зоні або гірській місцевості

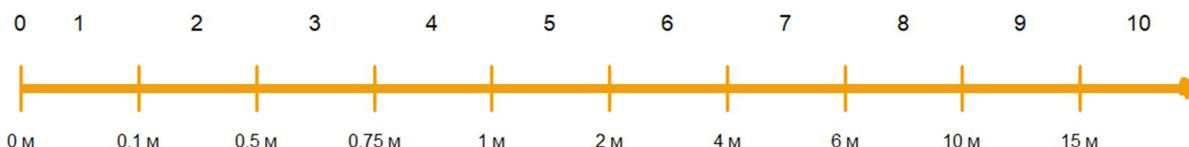


Рис. 2. Шкала рівнів (0–10) з межами за евівалентною висотою падіння (h_{eq} , м)

Об'єктивні проблеми, які виникають під час розрахунку цього критерію. По-перше, отримання параметра Δv із максимальною точністю нині можливе лише при використанні даних Event Data Recorder (EDR) автомобіля (блок подушок безпеки/телематичний модуль). Цей пристрій реєструє зміну швидкості по поздовжній і поперечній осях, а також їх результуюче значення впродовж 0,3 с із початку удару. У США застосування та стандартизація EDR регулюються National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA), а в країнах ЄС – Регламентом (EU) 2019/2144, що передбачало обов'язкове оснащення нових моделей автомобілів EDR у 2022–2024 рр. [95, 96]. По-друге, навіть за формальної наявності такого обладнання в транспортному засобі під час госпіталізації та первинного огляду лікар зазвичай не має цих даних і змушений використовувати дані, отримані зі слів потерпілого або очевидців [97]. Саме тому наведено непрямі методики розрахунку Δv для різних типів ДТП.

Як приклад, наводимо докладну методику розрахунку Δv для випадку колінарного співудару в одновимірній постановці, тобто ситуації, коли обидва транспортні засоби (ТЗ) рухаються вздовж однієї прямої лінії (лоб у хвіст або лоб у лоб), і удар відбувається строго по цій осі [98]. Як вихідні умови приймаємо, що m_1, m_2 – маси автомобілів, v_1, v_2 – швидкості відповідних ТЗ до удару (зі знаками вздовж однієї осі), v'_1, v'_2 – швидкості після удару; e – коефіцієнт відновлення (зазвичай для автомобілів $e \approx 0,0-0,2$; детально розглянуто нижче). За основу беремо закон збереження імпульсу

$$m_1 v_1 + m_2 v_2 = m_1 v'_1 + m_2 v'_2$$

та умови реституції

$$v'_2 - v'_1 = -e(v_2 - v_1).$$

Розрахуємо миттєву швидкість після удару:

$$v'_1 = \frac{m_1 - em_2}{m_1 + m_2} v_1 + \frac{(1 + e)m_2}{m_1 + m_2} v_2,$$

$$v_2' = \frac{(1+e)m_1}{m_1+m_2} v_1 + \frac{m_2 - em_1}{m_1+m_2} v_2$$

Оскільки $\Delta v = v - v'$, для кожного з ТЗ отримуємо

$$\Delta v_1 = \frac{(1+e)m_2}{m_1+m_2} (v_1 - v_2)$$

$$\Delta v_2 = \frac{(1+e)m_1}{m_1+m_2} (v_2 - v_1)$$

Наведені формули дають підставу стверджувати, що кожен ТЗ отримує частку відносної швидкості $V_{rel} = |v_1 - v_2|$, пропорційну масі іншого ТЗ. У разі, якщо маси однакові, кожний ТЗ отримує $\Delta v \approx 0,5 V_{rel}$. Якщо один ТЗ значно важчий ($m_2 \gg m_1$), то легший автомобіль майже повністю «забирає» відносну швидкість ($\Delta v_1 \rightarrow (1+e)V_{rel}$), а важчий майже не змінює рух ($\Delta v_2 \approx 0$).

Оскільки в наведених розрахунках коефіцієнт відновлення є параметром, складним для емпіричного сприйняття, наводимо його коротку характеристику. Так, у механіці e — це відношення швидкості розльоту до швидкості зближення тіл у напрямку удару [99, 100], тобто

$$e = \frac{v_2' - v_1'}{v_1 - v_2}$$

Значення можна інтерпретувати таким чином:

$e=0$ — абсолютно непружний удар: тіла після удару рухаються разом як єдине ціле, а їхня загальна швидкість v' визначається законом збереження імпульсу [101];

$0 < e < 1$ — частково пружний удар: частина відносної швидкості зберігається як «відскік» [102];

$e=1$ — абсолютно пружний удар: енергія зберігається повністю (як в ідеально жорстких тіл (більярдна куля)) [103, 104].

Кузова та бампери автомобілів проєктують так, щоб вони максимально поглинали енергію удару за рахунок пластичної деформації [105, 106]. Це означає, що автомобільний удар у більшості випадків має пластичний характер. Саме тому коефіцієнт відновлення e в реальних ДТП зазвичай дуже малий. Його значення відображує лише ту частку енергії, яка збереглася в пружній деформації та повернулася після удару, формуючи невеликий «відскік».

У разі лобових зіткнень значення e становить близько 0,0–0,1, оскільки майже вся енергія йде в зминання кузова [106]. При бічних ударах показник дещо вищий — 0,1–0,2, що пояснюється меншою зоною програмованої деформації та відносно великим пружним відгуком [107]. У разі задніх малошвидкісних ударів (бампер-бампер, паркування) коефіцієнт може становити 0,2–0,3, оскільки в роботу залучено більше пружних елементів, а пластичної деформації мало. При контакті з жорсткою перешкодою (стовп, дерево) $e \rightarrow 0$ [99, 107]. При зіткненнях з $\Delta v > 25$ км/год при практичних розрахунках прийнято, що $e=0$, оскільки вплив пружної складової мінімальний.

Для демонстрації практичного використання алгоритму розрахунків наводимо кілька клінічних прикладів.

Приклад 1. Легковий автомобіль А виходить на обгін зі швидкістю $v_1=90$ км/год, назустріч рухається легковий автомобіль Б зі швидкістю $v_2=70$ км/год. Удар фронтальний по осі руху. Приймаємо, що $m_1=1400$ кг, $m_2=1300$ кг. Коефіцієнт реституції з урахуванням швидкості $e=0$. Відповідно, $V_{rel} = V_1 + V_2 = 160$ км/год, $m_1 + m_2 = 2700$ кг.

$$\Delta v_1 = \frac{m_2}{m_1+m_2} V_{rel} \approx 77 \text{ км/год}$$

$$\Delta v_2 = \frac{m_1}{m_1+m_2} V_{rel} \approx 83 \text{ км/год}$$

Тоді еквівалентна висота h_{eq} (за модулем Δv) становитиме

$$h_{eq,1} \approx \frac{77^2}{254} \approx 23,4 \text{ м}$$

$$h_{eq,2} \approx \frac{83^2}{254} \approx 27,1 \text{ м}$$

що для обох постраждалих ТЗ є максимальним рівнем механічного впливу на організм — 10 балів за запропонованою шкалою.

Приклад 2. Легковий автомобіль А на швидкості $v_1=50$ км/год взаємодіє з легковим автомобілем Б, що стоїть на світлофорі. У цьому випадку вважаємо маси ТЗ однаковими: $m_1=m_2=1400$ кг.

Тоді при $e=0$

$$\Delta v_1 = \Delta v_2 = \frac{1}{2} 50 = 25 \text{ км/год}$$

$$h_{eq,1} = h_{eq,2} = \frac{25^2}{254} \approx 2,46 \text{ м}$$

що становить 6 балів.

Логічним запереченням для використання запропонованої методики є складність точного встановлення швидкості на момент ДТП. Однак на практиці водії здебільшого можуть дати орієнтовну оцінку, достатню для первинної стратифікації. Щоб показати сталість висновків щодо припустимої похибки швидкості, наводимо розрахунки кількох характерних значень на прикладі 2.

- 50 км/год $\rightarrow \Delta v=25,0$ км/год $\rightarrow h_{eq}=2,46$ м \rightarrow бал 6;

- 55 км/год $\rightarrow \Delta v=27,5$ км/год $\rightarrow h_{eq}=2,98$ м \rightarrow бал 6;

- 60 км/год $\rightarrow \Delta v=30,0$ км/год $\rightarrow h_{eq}=3,54$ м \rightarrow бал 6.

Отримані показники демонструють, що помірна невизначеність щодо вихідної швидкості не змінює клінічної оцінки. Крім того, аналіз показує, що при розрахунку еквівалентної висоти незначні відмінності в масі автомобілів (± 100 – 200 кг) практично не змінюють підсумкову величину Δv , а отже, не впливають на визначення рівня за запропонованою шкалою. У клінічній практиці така деталізація не потрібна. Набагато важливіше враховувати класову приналежність ТЗ (малий автомобіль, седан, SUV/кросовер, мікроавтобус, вантажівка, автобус, фура), оскільки відмінності між цими категоріями дуже значні та можуть істотно змінити розподіл між учасниками ДТП. Тому для стратифікації доцільно класифікувати ТЗ за типами, що забезпечує достатню точність за збереження практичної застосовності методу. У разі, коли маси ТЗ майже однакові, Δv становить $\frac{1}{2}$ сумарної швидкості зближення незалежно від фактичних мас, тобто при розрахунку використовують коефіцієнт 0,5.

Аналогічно наведеному розділу про колінеарне (1D) зіткнення, з використанням методів формальної механіки розраховано спрощені коефіцієнти для швидкого визначення Δv при інших типах ДТП. Ці коефіцієнти дають змогу, знаючи лише швидкість одного з учасників і характер зіткнення, оперативно оцінити зміну швидкості постраждалого ТЗ і розрахувати h_{eq} (**Табл. 2**).

При аналізі таблиці особливої уваги варта категорія ДТП із переворотом, яка принципово відрізняється від інших сценаріїв методами визначення Δv. У цьому випадку зміна швидкості не пов'язана безпосередньо з фронтальною або бічною проєкцією відносної швидкості, а визначається характером обертального руху автомобіля та кількістю контактів кузова з поверхнею [113]. Базову оцінку виконують за формулою

$$\Delta V_{roll} \approx k_{roll} \cdot V_0,$$

де V_0 — швидкість до початку перевороту; k_{roll} — коефіцієнт, що залежить від кількості переворотів/контактів дахом, типу перевороту та умов.

При аналізі ДТП із переворотом ТЗ використовують кілька методів визначення Δv, два з яких вважають найпростішими та ефективними. Обидва підходи еквівалентні за змістом. Рекомендують використовувати той, який простіше інтерпретувати на підставі наявної документації:

1. Метод оцінки за чверть-обертами (Nq) [114]. Оцінку проводять за кількістю чверть-обертів кузова (90° обертання=1 чверть):

Nq=1-2 – автомобіль лягає на бік або дах: $k_{roll} \approx 0,25-0,35$;

Nq=3-4 – переворот через дах або повне обертання (360°): $k_{roll} \approx 0,35-0,50$;

Nq ≥ 5 – множинні перевороти: $k_{roll} \approx 0,50-0,65$.

2. Метод за кількістю контактів дахом (M, roof-impacts) [115–117]. Оцінюють кількість контактів даху чи стійок із поверхнею дороги. Цей метод зручніший у разі множинних переворотів:

$$k_{roll} \approx 0,2 + 0,08 \cdot M,$$

де M – кількість контактів. k_{roll} не перевищуватиме 0,65.

Крім того, для підвищення точності розрахунків рекомендовано використовувати контекстні зміни залежно від конкретних умов [113, 118]. Так, при аналізі ДТП виділяють:

- переворот із «зачіплюванням», спричинений зовнішньою перешкодою (бордюр, канава, м'яка узбочина), яка «чіпляє» колесо та ініціює обертання. Такі ситуації частіше призводять до більш різкого

поглинання енергії та більшої Δv. При розрахунку – $k_{roll} +0,03-0,05$;

- переворот без «зачіплювання» відбувається в результаті динаміки самого автомобіля (різкий маневр, занесення, усунення центру тяжіння) без удару об перешкоду. Зазвичай Δv тут менше, ніж за сценарію із «зачіплюванням», тому коефіцієнт коригують у менший бік: $k_{roll} -0,03...-0,05$.

Крім цього, ураховують крутий ухил/насип ($k_{roll} =+0,03$) та покриття дороги: тверде покриття (асфальт) – $k_{roll} -0,02...-0,03$, м'яке (ґрунт) – $k_{roll} +0,02-0,03$ [119].

Приклад. Автомобіль рухався замиською дорогою зі швидкістю близько 70 км/год. Під час маневру з'їзду на обгін одне з коліс зачепило м'яку ґрунтову узбочину. Втрата опори спричинила «зачіплювання» (типовий переворот із «зачіплюванням»), після чого машина перекинулася через бік, здійснивши два контакти дахом із поверхнею.

За методом roof-impacts $M=2$ $k_{roll} \approx 0,36$. Додатково, оскільки переворот ініційований «зачіплюванням» на ґрунтовій кромці, вносимо поправку +0,04 («зачіплювання») та +0,02 (ґрунт), підсумковий $k_{roll} \approx 0,42$.

Таким чином,

$$\Delta v \approx (0,36 + 0,04 + 0,02) \cdot V_0 \approx 0,42 \cdot 70 \approx 29,4 \text{ км/год},$$

$$h_{eq} \approx \frac{29,4^2}{254} \approx 3,4 \text{ м}.$$

Отримане значення відповідає рівню 6 за шкалою (інтервал 2–4 м).

Наведені дані демонструють можливість застосування відносно простих методик для орієнтовної оцінки ступеня травмувального впливу на організм потерпілого в межах двох базових сценаріїв – падіння з висоти й різні варіанти ДТП. Для прискорення та спрощення обробки інформації, виключення необхідності самостійного виконання математичних розрахунків, а також для врахування низки модифікаційних чинників нами був розроблений спеціалізований онлайн-калькулятор. Його структура, функціональні можливості й алгоритми роботи описані у відповідному розділі цієї статті.

Таблиця 2. Коефіцієнти для швидкого визначення Δv за різних типів ДТП (при порівнянних масах транспортних засобів) [107–112]

Тип ДТП	Коефіцієнт (k) для Δv	Коментар
Колінеарна (лобове/ззаду)	0,5	Кожний ТЗ отримує половину відносної швидкості
Бічний удар	0,5	Для ТЗ, який ударяють, зміна швидкості ~ половина нормальної компоненти швидкості
Косий удар	0,25 – для 30° 0,35 – для 45° 0,43 – для 60° 0,48 – для 75°	Δv залежить від кута контакту
Ковзання (sideswipe)	0,05–0,20	При дотичному контакті Δv мала, енергія йде в тертя/ковзання
Удар об жорсткий бар'єр	≈1	При e≈0 Δv близька до швидкості удару
Переворот	0,25–0,65	Δv оцінюють як частку швидкості до початку перевороту; залежить від кількості переворотів
Багатоподійне	Максимум із Δv	При кількох контактах беруть найбільшу Δv за даними EDR чи реконструкції

Оцінка механічної дії на хребет

Закономірно, що h_{eq} , що відображує лише інтегральну величину механічної експозиції, сама по собі не дає змоги адекватно оцінити рівень впливу на хребет [70]. Реальна травматичність визначається тим, як енергія перетворюється на сили за кінцевий час і на кінцевому шляху гальмування, в якій геометрії прикладена до тіла та яка її частка механічно впливає саме на хребтовий стовп [1, 120]. Тому однакове h_{eq} може визначати принципово різні клінічні наслідки [77, 121, 122]. Так, падіння з 1 м на жорсткий бетон і товстий мат, ідентичні за h_{eq} , значно відрізняються за навантаженням та ризиком пошкодження [123].

До ключових додаткових чинників, що впливають на реальну травматичність, належать маса тіла пацієнта, коефіцієнт передачі імпульсу й ефективна дистанція уповільнення [120, 124–126].

Маса тіла пацієнта

Маса тіла пацієнта (m) – це фундаментальний параметр, що визначає інерційні властивості системи [127, 128]. Для будь-якої травматичної події із заданою Δv і, відповідно, еквівалентною висотою h_{eq} маса лінійно масштабує як енергію, що підлягає розсіюванню, так і імпульс, який має бути сприйнятий опорними структурами [129, 130].

З огляду на інтегральну форму другого закону Ньютона, робота зовнішніх сил, необхідна для повної зупинки тіла, дорівнює його кінетичній енергії (E):

$$E = \frac{1}{2} m(\Delta v)^2 = mgh_{eq}$$

При заданих V або h_{eq} величина E пропорційна масі. Отже, тяжчому тілу потрібно погасити більший енергетичний запас при однаковій h_{eq} .

Імпульс (J), який мають надати гальмівні сили, розраховують за формулою

$$J = \int F(t)dt = m\Delta v$$

Він зростає лінійно в міру збільшення маси при фіксованій Δv [131].

Відповідно, якщо зупинка відбувається за фіксований час (t), то середня сила впливу становитиме:

$$\bar{F} = \frac{J}{t} = \frac{m\Delta v}{t}$$

що також лінійно масштабується за масою.

Ближче до клінічної практики ситуація, коли гальмування відбувається на характерному шляху s , наприклад, товщина покриття, що амортизує, або глибина деформації конструкції. У цьому випадку середня сила впливу може бути розрахована за формулою

$$\bar{F} = \frac{E}{s} = \frac{mgh_{eq}}{s}$$

яка відображує лінійну залежність від маси за інших однакових параметрів [132, 133].

Таким чином, маса тіла пацієнта є самостійним модифікаційним чинником травматичності. При фіксованих Δv або h_{eq} саме вона систематично збільшує необхідні для зупинки імпульс і роботу, а отже, і середні/пікові навантаження, що припадають на опорні структури хребта [125]. Тому для коректної

інтерпретації «сили події» масу тіла пацієнта слід урахувати як мінімум в описовій частині аналізу, навіть якщо сама метрика оцінки, що використовується, є масо-нейтральною [134].

Коефіцієнт передачі імпульсу

Коефіцієнт передачі імпульсу (T_{land}) – це безрозмірна величина, що характеризує, яка частина механічної енергії травматичної події доходить до хребта [1, 135]. Він показує ефективність «біомеханічних фільтрів» (суглобів, м'язів, м'яких тканин) і технічних систем захисту (ремені, подушки, сидіння), які розсіюють чи перерозподіляють удар [120, 136]. Таким чином, T_{land} визначає, яка частина загальної механічної експозиції події трансформується в навантаження на хребтовий стовп. Найчастіше це осьова компресія, але залежно від вектора докладання сили можуть домінувати й інші компоненти (зсувні або ротаційні), величина яких безпосередньо визначається напрямком і результируючим вектором зовнішнього впливу [137].

Основними чинниками, що визначають величину T_{land} , є точка докладання зусилля та геометрія контакту [126, 137, 138]. Так, при падінні на ноги з глибоким згинанням колін й активною роботою м'язів значна частина імпульсу розсіюється, T_{land} зазвичай становить 0,4–0,6 [139, 140]. Навпаки, при падінні на сідниці або спину амортизація мінімальна, значення T_{land} наближається до 0,9–1,0, тобто майже вся енергія передається на грудо-поперековий відділ [141]. При фронтальних ДТП ремінь безпеки та подушка розподіляють кінетичне навантаження по грудній клітці й плечовому поясу, збільшуючи площу та тривалість поглинання енергії, що знижує пряму передачу імпульсу на хребет [142, 143]. За відсутності ременя удар об кермо або панель здійснюється локально й практично без ланок, що амортизують, унаслідок цього навантаження передається на хребтовий стовп майже повністю. У деяких випадках (наприклад, осьовий удар через голову) локальна концентрація імпульсу може формально оцінюватися >1 , що відображує не «створення енергії», а підсилення її впливу на обмежений сегмент хребта [144].

У клінічній практиці T_{land} оцінюють за сценарієм травми: через які структури пройшло основне навантаження, скільки з нього було поглинено «по дорозі», яка частина досягла хребтового стовпа [126, 141]. Для розрахунків використовують типове (середнє) значення коефіцієнта, а мінімальні та максимальні межі розглядають як діапазон варіабельності.

На підставі аналізу даних літератури визначено усереднені значення T_{land} з орієнтовними діапазонами для основних клінічних сценаріїв (**Табл. 3**).

Ефективна дистанція уповільнення

Ефективна дистанція уповільнення (S_{land}) – це реальний шлях, на якому швидкість тіла (або його релевантної для хребта частини) гаситься після контакту [139, 150]. На відміну від «геометричної» висоти падіння вона охоплює всі джерела «м'якості» системи: деформацію опори (мат, ґрунт, сидіння, подушка безпеки), зминання м'яких тканин, згинання суглобів, а також проковзування та повороти тіла [129, 133]. Що більша S_{land} , то плавніше розподіляється поглинання енергії в часі та нижчі середні й пікові навантаження на хребет при тій самій події [154].

Таблиця 3. Усереднені значення коефіцієнта передачі імпульсу на грудо-поперековий відділ хребта для деяких типових клінічних сценаріїв [1,70,120,126,135–154]

Короткий опис	T_{land} (мін-типове-макс)	Обґрунтування (коротко)
Падіння:		
на ноги, глибока амортизація (глибокий присід)	0,40–0,55–0,65	Значна частина імпульсу гаситься за рахунок роботи колінних і кульшових суглобів, а також м'язово-зв'язкового комплексу; на хребет транслюється не більше ніж половини енергії
на ноги, напівзігнуто	0,60–0,70–0,80	Помірна фільтрація енергії крізь суглоби та м'язи; частка осьового навантаження, що передається, вище, ніж при глибокій амортизації, але частина імпульсу поглинається
на ноги, жорстко (майже заблоковано)	0,80–0,90–0,95	Суглобова амортизація мінімальна; імпульс майже повністю спрямовується у вісь хребта, формуючи виразну компресію
на сідниці/крижі	0,80–0,95–1,05	Амортизаційна здатність м'яких тканин таза обмежена; навантаження практично повністю передається на поперековий відділ. У деяких випадках можлива локальна концентрація (>1)
на спину	0,90–1,05–1,15	Удар по широкій площі з передачею крізь реберно-хребтовий каркас формує майже повне осьове навантаження; додатково виникає момент вигину
на бік/таз	0,60–0,75–0,85	Значна частина енергії розсіюється крізь бічні м'які тканини та структуру таза; осьова компонента знижена
на руки/лікть/коліни	0,40–0,60–0,70	Кінцівки виконують функцію амортизаторів, розсіюючи частину енергії; до хребта доходить лише 40–70% імпульсу
на коліна (з наступним осьовим ударом)	0,50–0,70–0,85	Первинна фільтрація крізь згин колінного суглоба, потім різка передача залишкової енергії до осі; кінцева частка варіативна
ДТП:		
фронтальний: ремінь + подушка	0,50–0,65–0,75	Ремінь і подушка розподіляють навантаження по грудній клітці та плечовому поясу, збільшують тривалість контакту, зменшуючи частку енергії, що досягає хребта
фронтальний: лише ремінь	0,60–0,75–0,85	За відсутності подушки розподіл менш ефективний; імпульс крізь ремінь і грудну клітку переважно транслюється в хребет
фронтальний: без ременя (панель/кермо)	0,85–0,95–1,00	При прямому контакті грудної клітки з кермом або панеллю відсутні амортизаційні структури; майже весь імпульс передається хребту
бічний удар із ременем	0,55–0,70–0,80	Ремінь утримує торс і перерозподіляє частину енергії; деформація дверей та сидіння додатково розсіює навантаження
бічний удар без ременя	0,70–0,85–0,95	Жорсткий удар крізь бічну поверхню тіла; відсутній контрольований розподіл, частка передачі вище
переворот із ременем	0,90–1,00–1,10	При контакті даху з головою/плечами формується аксіальне навантаження з мінімальною фільтрацією; локальна концентрація може підвищувати передачу
переворот без ременя	0,90–1,05–1,15	Контакт тіла з жорсткими елементами салону чи землею; геометрія удару варіативна, але частіше виникає прямий і точковий вплив на хребет

Примітка: при практичних розрахунках рекомендовано використовувати типове (середнє) значення T_{land} , оскільки воно відображає найімовірніший сценарій контакту. Значення «мін» та «макс» наведено як орієнтири для оцінки ступеня варіабельності та можливої похибки розрахунків.

На величину S_{land} впливають точка докладання зусилля і поза (ноги зі згинанням колін дають довгий шлях, падіння на сідниці або на спину — короткий), властивості поверхні (твердий асфальт майже не «працює», м'які покриття, сніг, мат «подовжують» шлях), а також елементи пасивної безпеки в транспорті (ремінь, натягувач, подушка, деформація сидіння та кузова додають хід уповільнення) [152] (**Табл. 4, Табл. 5**). У динаміці важливі й вторинні рухи: проковзування, перекочування, обертання зменшують частку суворо осьової компресії на хребет, фактично збільшуючи ефективну дистанцію [113, 118].

Оцінку в клініці здійснюють залежно від сценарію та контексту: аналізують позу при контакті, тип поверхні/обладнання, характер пошкоджень, потім обирають реалістичний діапазон значень для розрахунків.

Запропоновані для характеристики травми метрики

На підставі аналізу описаних параметрів з урахуванням принципів прикладної механіки для досягнення основної мети дослідження нами запропоновано набір метрик, що дають змогу формалізувати та кількісно описати механічну дію на хребет.

1. Середнє «спінальне» перевантаження

Середнє «спінальне» перевантаження (\bar{J}_{spine}) відображає «жорсткість» впливу події, що травмує, на хребет і виражається в кратностях прискорення вільного падіння (g). На відміну від абсолютних силових або енергетичних параметрів \bar{J}_{spine} безпосередньо не залежить від маси тіла пацієнта й тому є універсальним, порівняним критерієм у різних клінічних випадках [169].

Таблиця 4. Значення ефективної дистанції уповільнення для деяких найтипівіших клінічних ситуацій [131, 136, 139–150, 152–154]

Короткий опис	S_{land} м (мін–типове–макс)	Чим забезпечено
Падіння:		
на ноги, глибока амортизація (глибокий присід)	0,40–0,50–0,60	Згинання колін і кульшових суглобів, еластичність стопи, «зсув» таза назад
на ноги, напівзігнуто	0,25–0,30–0,40	Часткове згинання колін, пружна робота суглобів, помірні амортизація
на ноги, жорстко (майже заблоковано)	0,15–0,20–0,25	Мінімальна робота суглобів, різка передача удару; короткий шлях
на сидниці/крижі	0,02–0,04–0,06	Стиснення м'яких тканин таза, мінімальне ковзання; дуже короткий шлях
на спину	0,03–0,04–0,05	Деформація м'яких тканин спини та грудної клітки при ударі
на бік/таз	0,06–0,08–0,10	Деформація бічних м'яких тканин і компресія таза
на руки/ліктя/коліни (з передавальним навантаженням)	0,10–0,15–0,20	Згинання кінцівок, часткова амортизація суглобами
на коліна (з наступним осьовим ударом)	0,08–0,10–0,12	Деформація м'яких тканин коліна + згинання суглобів до удару хребта
ДТП:		
фронтальний: ремінь + подушка	0,20–0,30–0,40	«Хід» ременя, стиснення подушки, деформація сидіння
фронтальний: лише ремінь	0,15–0,25–0,30	Розтягування ременя та деформація сидіння
фронтальний: без ременя (панель/кермо)	0,02–0,05–0,08	Майже миттєва зупинка; вкрай жорсткий контакт
бічний удар із ременем	0,10–0,15–0,25	Деформація дверей/сидіння, ковзання торса
бічний удар без ременя	0,05–0,10–0,15	Жорсткий контакт; менше керованої деформації
переворот із ременем	0,02–0,04–0,08	Контакт даху з плечами/головою; обмежений хід
переворот без ременя (удар о салон/землю)	0,02–0,06–0,10	Жорсткий, варіативний за геометрією; мала дистанція гальмування

Примітка: при практичних розрахунках рекомендовано використовувати типове (середнє) значення S_{land} оскільки воно відображує найімовірніший сценарій контакту. Значення «мін» та «макс» наведено як орієнтири для оцінки ступеня варіабельності та можливої похибки розрахунків.

Таблиця 5. Модифікаційні показники ефективної дистанції уповільнення залежно від середовища, поверхні, екіпірування [123,155–168]

Параметр	Вклад у S_{land} м (мін–типове–макс)
Асфальт/бетон/плитка	0,001–0,003–0,005
Дерев'яна підлога/лінолеум	0,002–0,005–0,010
Спортивний килим завтовшки 10–20 мм	0,01–0,02–0,03
Татамі завтовшки 40–60 мм	0,03–0,05–0,07
Гімнастичний мат завтовшки 80–120 мм	0,08–0,12–0,18
Земля/ґрунт ущільнений	0,005–0,015–0,030
Пісок сухий (пляж)	0,10–0,20–0,30
Пісок вологий/щільний	0,05–0,10–0,20
Сніг утрамбований	0,02–0,05–0,10
Сніг пухкий (20–40 см)	0,15–0,30–0,50
Вода, вхід «ногами вниз»	0,50–1,00–1,50
Вода, вхід «плиском»	0,05–0,10–0,20
Одяг тонкий	0,002–0,005–0,010
Одяг зимовий/багат шаровий	0,01–0,02–0,03

Примітка: у випадку, коли враховуються модифікаційні показники, для розрахунків використовують суму компонентів на шляху навантаження.

Формально величина визначається як

$$\bar{G}_{spine} = \frac{h_{eq}}{S_{land}} * T_{land}$$

У разі падіння значення \bar{G}_{spine} визначається насамперед типом поверхні та положенням тіла: мінімальний шлях гальмування при падінні на асфальт або бетон супроводжується високими перевантаженнями, тоді як м'який ґрунт, вода або мат збільшують шлях уповільнення та знижують їхню величину [133, 152, 170]. При падінні на ноги перевантаження залежить від здатності до амортизації: що глибше згинання в суглобах, то більше S_{land} і менше \bar{G}_{spine} .

У разі ДТП показник залежить від ефективності пасивних систем безпеки. Ремінь і подушки збільшують шлях і час гальмування, розподіляють навантаження на велику площу, знижуючи підсумкове перевантаження [143, 170, 171]. За відсутності утримувальних систем або при контакті з жорсткими елементами салону шлях уповільнення мінімальний, величина T_{land} наближається до 1, \bar{G}_{spine} досягає максимальних значень.

Головна перевага параметра \bar{G}_{spine} полягає в його порівнянності: однакове значення означає однакову «жорсткість» впливу на хребет незалежно від маси тіла потерпілого [169]. Припускаємо, що цей показник добре корелює з ймовірністю структурних ушкоджень і може розглядатися як ключовий інтегральний критерій біомеханічної травматичності.

2. Енергія, що діє на хребет

Енергія, що діє на хребет (E_{spine}) характеризує абсолютну кількість механічної енергії, сприйнятої хребетним стовпом. На відміну від масо-нейтральних показників, що відображають відносну «жорсткість» впливу, E_{spine} показує повний енергетичний бюджет, який має бути поглинений хребтом:

$$E_{spine} = m g h_{eq} T_{land}$$

При падіннях значення E_{spine} залежить насамперед від маси тіла та біомеханічної схеми передачі навантаження: при падінні «на ноги» частина енергії гаситься в суглобах і м'язах, а при падінні на сідниці або голову практично весь імпульс транслюється вздовж осі хребта [158, 172, 173]. У ДТП енергія, що доходить до хребта, визначається масою тіла пасажирів та напрямком зусилля (крізь грудну клітку чи таз)[174]. Системи пасивної безпеки (ремені, подушки) не змінюють E_{spine} , але збільшують S_{land} , розтягуючи імпульс у часі та зменшуючи пікові навантаження [175, 176].

Перевагою цієї метрики є фізична прозорість: вона виражається в абсолютних енергетичних одиницях (Дж) і може використовуватись для інженерних та біомеханічних розрахунків, а також для моделювання травм. Обмеженням є залежність від маси: за однакової h_{eq} важчий пацієнт неминуче отримує більше енергетичне навантаження на хребет [177].

Таким чином, E_{spine} слід розглядати як вторинний параметр, важливий для аналізу сумарної енергетичної складової події та біомеханічного моделювання, тоді як для клінічного зіставлення кращими можуть бути масо-нейтральні показники.

3. Середня сила дії на хребет

Середня сила дії на хребет (F_{spine}) відображує усереднену величину осьової сили, яка сприймається хребтом під час гальмування. На відміну від масо-

нейтральних характеристик F_{spine} безпосередньо залежить від маси тіла пацієнта й тому описує абсолютний силовий масштаб травматичної дії.

$$\bar{F}_{spine} = \frac{m g h_{eq} T_{land}}{S_{land}}$$

При падіннях величина \bar{F}_{spine} визначається масою тіла й типом контакту: падіння на тверду поверхню з мінімальним шляхом гальмування призводить до екстремально високих середніх сил [161, 162], тоді як м'яке покриття або амортизаційні властивості суглобів значно знижують їх [155, 167]. При ДТП показник залежить від маси тіла пасажирів та ефективності роботи утримувальних систем [176]. Ремінь і подушка може збільшують S_{land} , тому середня та пікова сили зменшуються [178].

Перевагою цієї метрики є її наочність: сила, виражена в ньютонах, інтуїтивно зрозуміла для клініцистів та інженерів і порівнянна з відомими межами міцності кістково-зв'язкових структур [173]. Обмеженням є залежність від маси та складність точної оцінки S_{land} . Крім того, у реальності найкритичнішою може бути не середня, а пікова сила, яка може істотно відрізнитися від усередненого значення [177].

Таким чином, \bar{F}_{spine} можна розглядати як додатковий силовий дескриптор, корисний в інженерних і біомеханічних додатках, але не як основний клінічний показник.

4. Спінально-еквівалентна висота

Спінально-еквівалентна висота (h_{spine}^{eff}) – це перерахована (нормована) еквівалентна висота падіння, яка дає саме середнє осьове навантаження на хребтовий стовп в еталонних умовах гальмування, як і реальна травматична подія за фактичної пози та характеру контакту. Ця метрика масо-нейтральна: вона не залежить від маси, що забезпечує коректне зіставлення випадків. Ідея полягає в тому, щоб звести різномірні механізми до одного фізично інтерпретованого масштабу висоти, орієнтованого саме на хребет з урахуванням передачі та «жорсткості» контакту.

Формально величину визначають як

$$h_{spine}^{eff} = h_{eq} \frac{s_{ref}}{s_{land}} T_{land}$$

де s_{ref} – еталонний шлях гальмування (у нашому дослідженні запропоновано 0,10 м).

У клінічних сценаріях падіння величина h_{spine}^{eff} природним чином диференціює режими контакту: при приземленні на ноги S_{land} велика за рахунок багатосуглобової амортизації (колінні та кульшові суглоби, еластичність взуття), а частина імпульсу й роботи розсіюється дистальніше за хребтовий стовп. Це враховується через знижений коефіцієнт T_{land} (<1). Навпаки, при падінні на спину або сідниці шлях гальмування значно коротший (жорсткий контакт, мала деформація опори), осьова компонента імпульсу максимальна, T_{land} зростає, і за однакової h_{eq} отримуємо більшу h_{spine}^{eff} , тобто локально «жорсткіший» вплив на грудо-поперековий відділ хребта [172, 173]. У ДТП метрика відображує роботу систем пасивної безпеки: ремінь, переднатягувачі та подушка не змінюють енергетичний бюджет події (mgh_{eq}), але збільшують S_{land} (подовжують шлях уповільнення торса й розтягують імпульс у часі), тим самим знижуючи h_{spine}^{eff} [175, 176]. Геометрія шляху навантаження

залишається тією самою (торс), тому в першому наближенні T_{land} змінюється мало.

Фіксація еталонного шляху $s_{ref}=0,1$ м унормовує метрику й робить її міжсценарно порівнянною: h_{spine}^{eff} слід трактувати як «висоту в стандартних умовах», енергетично еквівалентну даній події саме для хребта. Як зазначено вище, середнє осьове перевантаження хребта в одиницях g дорівнює

$$\bar{g}_{spine} = \frac{h_{eq}}{S_{land}} * T_{land} \Rightarrow \bar{g}_{spine} = \frac{h_{spine}^{eff}}{s_{ref}}$$

Інакше кажучи, h_{spine}^{eff} — це \bar{g}_{spine} , переведена в «метри» щодо вибраного s_{ref} , що зберігає фізичний зв'язок із динамікою гальмування та одночасно забезпечує наочну клінічну інтерпретацію [179]. Метрика масо-нейтральна й тому зручна для популяційних порівнянь і кореляції з показниками якості кісткової тканини.

Основною перевагою показника є уніфікація опису сили події в зручному «висотному» форматі при збереженні клінічної специфіки хребта. Це спрощує стратифікацію ризику та зіставлення когорт, дає змогу безпосередньо переводити h_{spine}^{eff} у категоріальні бали запропонованої шкали (спінально орієнтованої) для оперативної комунікації та статистичного аналізу, а також застосовувати для побудови кількісних зв'язків із показниками якості кісткової тканини — двофотонною рентгенівською абсорбціометрією (DXA), показником трабекулярної кісткової структури (TBS) і комп'ютерною томографією з оцінкою щільності у Hounsfield Units (СКТ-HU) [180, 181].

Обмеження метрики пов'язані з необхідністю експертної реконструкції умов контакту: похибки в оцінці S_{land} і T_{land} лінійно переносяться в результат, тому

докладна документація обставин отримання травм значно підвищує ефективність оцінки.

У сумі h_{spine}^{eff} є базовим масо-нейтральним дескриптором механічної експозиції на хребет, який інтегрує геометрію події, позу, шлях гальмування та точку докладання зусилля, що забезпечує фізично коректну й клінічно змістовну оцінку жорсткості впливу.

Розробка онлайн-калькулятора

Для прискорення обробки даних, виключення необхідності постійного звернення до довідкових таблиць, розширення переліку сценаріїв та спрощення коригування коефіцієнтів для валідизації нами розроблено веб-калькулятор (Рис.3).

Інструмент реалізує модульне введення за типовими сценаріями («Падіння», «ДТП»), автоматично підтягує типові значення та діапазони для параметрів T_{land} і S_{land} залежно від обраної пози й поверхні, а також при ДТП надає швидкі оціночні коефіцієнти для Δv за типом ТЗ і зіткнення. Користувач може залишати значення «за замовчуванням» (відповідно до вбудованих довідників) або перевизначати їх вручну; усі зміни миттєво враховуються в розрахунках.

Калькулятор доступний за www.spine.org.ua/scale.

Валідація шкали та похідних метрик

Метою наступного етапу було кількісно оцінити метричні властивості спінально орієнтованої метрики h_{spine}^{eff} та похідних показників (базової h_{eq} , \bar{g}_{spine} , E_{spine} та F_{spine}), а також підсумкових балів (0–10) на їхній основі. Аналіз передбачав визначення конструктивної та критеріальної валідності, відносної та абсолютної надійності, згоди за безперервними метриками, сталості порогів і відомої відмінності (known groups).

Калькулятор розрахунку еквівалентної висоти падіння та спінально-еквівалентної висоти

Ділянка хребта: Супрааксальний Субаксальний Верхньо-середньогрудний **Грудо-поперекровий перехід (ГПП)** Поперекровий

Падіння: ДТП

Падіння з: Обрати зі списку Вказати висоту вручну

Сценарій: **З табурета** 0.5

Показник	Значення
h_{eq} (м)	0.50
h_{spine}^{eff} (м)	0.12
g_{spine} (g)	1.17
E_{spine} (Дж)	274.68
F_{spine} середня (Н)	915.60
Базовий бал (0-10) за h_{eq}	2
Спінальний бал (0-10) за h_{spine}^{eff}	2

Поточні параметри

Параметр	Значення
Джерело висоти	З табурета
Висота h (м)	0.500
Режим контакту	На ноги (напівзігнуті)
T_{land}	0.700
S_{land} (м)	0.300
ΔS поверхні (м)	0.000
S_{total} (м)	0.300
s_{ref} (м)	0.100
Маса (кг)	80

Еталонний шлях гальмування $s_{ref} = 0.10$ м (фіксовано). Для ДТП використовується перетворення $h_{eq} = (\Delta v(\text{км/год})^2 / 254$.

Призначено виключно для дослідницьких і навчальних цілей. Не для клінічного застосування. Тестова версія.

Калькулятор розрахунку еквівалентної висоти падіння та спінально-еквівалентної висоти

Ділянка хребта: Супрааксальний Субаксальний Верхньо-середньогрудний **Грудо-поперекровий перехід (ГПП)** Поперекровий

Падіння: **ДТП**

Джерело Δv (км/год): Вказати вручну Швидка оцінка за типом (kv_rel) **Колінеарний розрахунок (1D)** Перекидання (rollover) Кілька контактів (максимум)

Швидкість ТЗ1 (км/год): 90 Швидкість ТЗ2 (км/год): 70

Зустрічний рух (люб-у-люб): використовувати v1 + v2

Маса ТЗ: Обрати клас ТЗ **Задати вручну**

Маса ТЗ1 (кг): 1400 Маса ТЗ2 (кг): 1300

Коеф. реституції e : 0

$\Delta v1 = ((1+e)m2(m1+m2)) / (v1-v2)$; Для високій швидкостей зазвичай $e=0$ (удар пластичний).

Схема утримання/контакт (Tland, Sland): Фронтальний: ремінь + подушка

T_{land} : 0,6 S_{land} (м): 0,3

Маса пацієнта (кг): 80

Показник	Значення
h_{eq} (м)	23.36
h_{spine}^{eff} (м)	4.67
g_{spine} (g)	46.73
E_{spine} (Дж)	11002.10
F_{spine} середня (Н)	36673.67
Базовий бал (0-10) за h_{eq}	10
Спінальний бал (0-10) за h_{spine}^{eff}	7

Поточні параметри

Параметр	Значення
Сценарій Δv	Колінеарний 1D (маси, e)
Δv (км/год)	77.04
$v1$ (км/год)	90.00
$v2$ (км/год)	70.00
e	0.00
$m1$ (кг)	1400
$m2$ (кг)	1300
Схема утримання	Фронтальний: ремінь + подушка
T_{land}	0.600
S_{land} (м)	0.300
S_{total} (м)	0.300
s_{ref} (м)	0.10
Маса (кг)	80
h_{eq} (м)	23.36

Еталонний шлях гальмування $s_{ref} = 0.10$ м (фіксовано). Для ДТП використовується перетворення $h_{eq} = (\Delta v(\text{км/год})^2 / 254$.

Призначено виключно для дослідницьких і навчальних цілей. Не для клінічного застосування. Тестова версія.

A

B

Рис. 3. Інтерфейс розробленого веб-калькулятора: А — падіння; Б — ДТП

Конструктна валідність. У межах масиву клінікоанамнестичних даних, використаних для верифікації, метрика h_{spine}^{eff} демонструвала очікувану конвергенцію з інтегральною величиною механічної експозиції: кореляція з базовою h_{eq} становила 0,82 ($p < 0,001$), тобто $\approx 67\%$ дисперсії h_{spine}^{eff} пояснюється варіабельністю енергії події, приведеної до висоти. Зв'язки з морфологією ушкодження хребта за даними СКТ/МРТ також були передбачуваними: зі зростанням h_{spine}^{eff} підвищувалися виразність передньої клиноподібної деформації ($r = 0,58$, $p < 0,001$, пояснена дисперсія $\approx 34\%$) і ступінь компретації хребтового каналу ($r = 0,49$, $p < 0,001$, пояснена дисперсія $\approx 24\%$). За порядковою тяжкістю ушкоджень АО Spine виявлено монотонну залежність ($\rho = 0,62$, $p < 0,001$): перехід від низькоенергетичних патернів (A1) до вибухових і комплексних типів (A3/A4, B/C) супроводжувався зростанням значень метрики.

У бінарній логістичній регресії для порога $\geq A3$ кожен додатковий 1 м асоціювався зі збільшенням OR отримання вибухових/нестабільних ушкоджень у 1,85 рази (95% CI 1,45–2,38, $p < 0,001$) після поправок на вік і стать. Це узгоджується з біомеханічним змістом показника: підвищення h_{spine}^{eff} на 1 м майже подвоює шанси виникнення ушкоджень типу $\geq A3$.

У практичній інтерпретації: якщо при значенні метрики h_{spine}^{eff} 0,8 м умовна ймовірність ушкодження $\geq A3$ становить $\approx 20\%$ (OR $\approx 0,25$), то при 1,8 м (+1 м) OR $\cdot 1,85$ ($\approx 0,46$), ймовірність підвищується приблизно до 32%, а при прирості на 2 м — до $\approx 46\%$. Перевірка лінійності логіту (тест Vox–Tidwell, обмежені кубічні сплайни) не виявила суттєвої нелінійності в досліджуваному діапазоні й ознак мультиколінеарності.

Критично важлива для метрики масонейтральність підтверджена частковою кореляцією з масою тіла: за контролю механізму та пози $r = 0,06$ ($p = 0,41$), тобто статистично значущої асоціації немає. Енергозалежна метрика E_{spine} очікувано тісно корелювала з масою ($r = 0,74$, $p < 0,001$). Ці результати підтверджують теоретичне трактування метрики h_{spine}^{eff} як показника зовнішньої механічної експозиції на хребет, а не індикатора міцності кісткової тканини.

Критеріальна валідність. За відсутності зовнішніх верифікованих показників (EDR, об'єктивний вимір висоти) критерієм слугували клінічні наслідки за даними нейровізуалізації. Здатність h_{spine}^{eff} прогнозувати наявність перелому хребця за критеріями Hosmer–Lemeshow оцінено як «добру»: площа під ROC-кривою (AUC = 0,82, 95% CI 0,73–0,90). Для виявлення компресійно-вибухових ушкоджень (A3/A4) AUC = 0,78. Оптимальний поріг $\approx 1,3$ м забезпечував чутливість $\approx 0,76$ і специфічність $\approx 0,72$ (за максимумом індексу Юдена). Це відповідає $LR^+ \approx 2,7$ та $LR^- \approx 0,33$, що клінічно означає слабке — гранично помірне підсилення апостеріорної ймовірності при позитивному тесті та слабке зниження при негативному. Отже, метрика корисна як додатковий інструмент стратифікації ризику. Для ознак ушкодження заднього зв'язкового комплексу дискримінація очікувано нижча через складнішу механіку: AUC = 0,74, поріг $\approx 2,4$ м. У сценаріях скринінгу (мінімізація пропуску) доцільно зміщувати поріг нижче за оптимум (на користь чутливості), у підтверджувальних — вище за оптимум (на користь специфічності). Поодиноким механічним дескриптор за визначенням не пояснює всю міжіндивідуальну

варіабельність, але наведені значення AUC свідчать про практично корисну діагностичну цінність для стратифікації ризику та ранжування тяжкості. Додаткові перевірки стійкості (рестрикція аналізів випадками з низькою невизначеністю щодо T_{land} і S_{land} , аналіз лише детально задокументованих поз і поверхонь контакту, бутстреп-оцінки AUC) не змінювали висновків по суті. Калібрування моделей (інтерсепт/нахил) залишалися задовільним, без ознак систематичного зміщення в зоні клінічно значущих порогів. Сукупно конструктна та критеріальна валідність узгоджено підтверджують, що h_{spine}^{eff} є інформативним показником «жорсткості події» для хребта, корисним для клінічної комунікації, стратифікації та досліджень зв'язку з якістю кісткової тканини й результатами терапії.

Відносна надійність вимірів. Міжекспертну узгодженість оцінок за представленими анамнестичними випадками ($n = 40$, 5 експертів) оцінювали за допомогою внутрішньокласового коефіцієнта кореляції ICC(2,1) (двохфакторна модель, випадкові ефекти, absolute agreement, single-measure). Для базового бала, розрахованого безпосередньо з h_{eq} , ICC становив 0,84 (95% CI — 0,77–0,89), що відповідає «добрий» узгодженості. Для спінально-орієнтованого бала за h_{spine}^{eff} ICC виявився дещо нижчим — 0,79 (95% CI — 0,71–0,86), що також відповідає діапазону «доброї» надійності.

При усередненні оцінок п'яти експертів (ICC(2,k)) узгодженість зростала до 0,95 і 0,92 відповідно для h_{eq} та h_{spine}^{eff} і відповідала «відмінному» рівню. Зважений коефіцієнт k із квадратичними вагами становив 0,78 (h_{eq}) та 0,72 (h_{spine}^{eff}), що відповідає «суттєвому» узгодженню за шкалою Landis & Koch. Повторна оцінка підвибірці випадків (тест-ретест, 10 випадків, повтор через ≥ 2 тижні) продемонструвала високу стійкість: ICC(2,1) становив 0,90 (95% CI — 0,83–0,95) для базового бала і 0,85 (95% CI — 0,76–0,92) для спінального. Середня абсолютна різниця між першою та повторною оцінкою становила 0,42 і 0,58 бала відповідно, що підтверджує високу відтворюваність інструменту в часі.

Абсолютна надійність. Для оцінки точності індивідуального вимірювання використані показники SEM і MDC_{95} .

SEM розраховували за формулою

$$SEM = SD \sqrt{1 - ICC},$$

де SD — стандартне відхилення балів по всій вибірці.

Для базового бала SEM становив 0,80 бала, для спінального — 0,95 бала.

MDC_{95} розрахована за формулою

$$MDC_{95} = 1,96 \sqrt{2} SEM,$$

становила $\approx 2,2$ і 2,6 бала відповідно для h_{eq} та h_{spine}^{eff} .

Отримані результати свідчать, що коливання значень менш ніж на 2–3 бали можуть бути зумовлені випадковою варіабельністю. Водночас клінічна значущість такої різниці залежить від діапазону шкали: на нижніх рівнях (де інтервали відповідають порядку десятків сантиметрів) зміна на 1–2 бали зазвичай несуттєва, тоді як на верхніх рівнях навіть 1 бал (що відповідає збільшенню висоти на порядок метрів/десятків метрів) може відображувати істотну зміну механічної експозиції. Загалом перевищення

$MDC_{95} \approx 2-3$ бали з високою ймовірністю свідчить про статистично значущу різницю, але клінічно інтерпретувати її слід з урахуванням рівня шкали.

Таким чином, шкала демонструє одночасно високу відносну надійність (узгодженість між експертами та стабільність у часі) та прийнятну абсолютну точність (невисокі SEM і MDC) (Табл. 6). Це дає змогу використовувати її як для стратифікації пацієнтів на підставі єдиного вимірювання, так і для динамічного спостереження, при якому значущими слід вважати зміни $\geq MDC$.

Згода за безперервними метриками. Для оцінки згоди між розрахунковими значеннями метрик (за оцінкою експертів) та еталонними алгоритмічними обчисленнями (онлайн-калькулятор на основі значень, отриманих авторами) побудовано графіки Bland-Altman (Рис. 4).

Таким чином, для базової метрики h_{eq} виявлено практично повний збіг експертних та еталонних оцінок, тоді як для h_{spine}^{eff} діапазон згоди ширший. Отримані результати відображують не методичну помилку, а біомеханічну невизначеність, пов'язану з варіабельністю вибору шляху гальмування та коефіцієнта передачі навантаження. Аналіз

гетероскедастичності показав, що розкид не зростає при високих або низьких рівнях метрики, що гарантує збереження порівнянної точності в усьому діапазоні аналізованих значень.

Стабільсть порогів. Для перевірки стійкості класифікації за бальною шкалою проведено аналіз чутливості з варіюванням граничних значень $\pm 10-15\%$, а також перерахунок під час використання «мінімальних» та «максимальних» сценаріїв S_{land} та T_{land} при оцінці h_{spine}^{eff} .

Для базової шкали (за h_{eq}) збіг присвоєного рівня зберігався в 77% випадків, розбіжність на ± 1 рівень — у 20%, на більш ніж ± 1 рівень — лише в 3%.

Для спінальної шкали (за h_{spine}^{eff}) ідентичність рівня спостерігалася в 62% випадків, зміщення на ± 1 рівень — у 31%, на більш ніж ± 1 рівень — у 7%.

Найбільша чутливість спостерігалася в перехідних сценаріях (наприклад, падіння на коліна з подальшою осьовою передачею навантаження) та при приземленні на м'які поверхні, де діапазони можливих S_{land} і T_{land} ширші. Незважаючи на це, навіть за зміни параметрів на 15% розбіжності в більшості випадків не перевищували одного рівня шкали, що підтверджує її практичну стійкість.

Таблиця 6. Показники відносної та абсолютної надійності шкали (40 випадків, 5 експертів)

Показник	Базовий бал (h_{eq})	Спінальний бал (h_{spine}^{eff})	Інтерпретація
ICC(2,1) (міжекспертна)	0,84 (95% CI 0,77–0,89)	0,79 (95% CI 0,71–0,86)	«Добра» узгодженість (Koo & Li, 2016)
ICC(2,k) (середнє 5 експертів)	0,95	0,92	«Відмінна» узгодженість
Зважена k	0,78	0,72	«Суттєва» (Landis & Koch, 1977)
ICC(2,1) ,тест-ретест	0,90 (95% CI 0,83–0,95)	0,85 (95% CI 0,76–0,92)	Висока стійкість
SEM, бал	0,80	0,95	Стандартна похибка вимірювання
MDC_{95} , бал	2,2	2,6	Мінімально вірогідна зміна

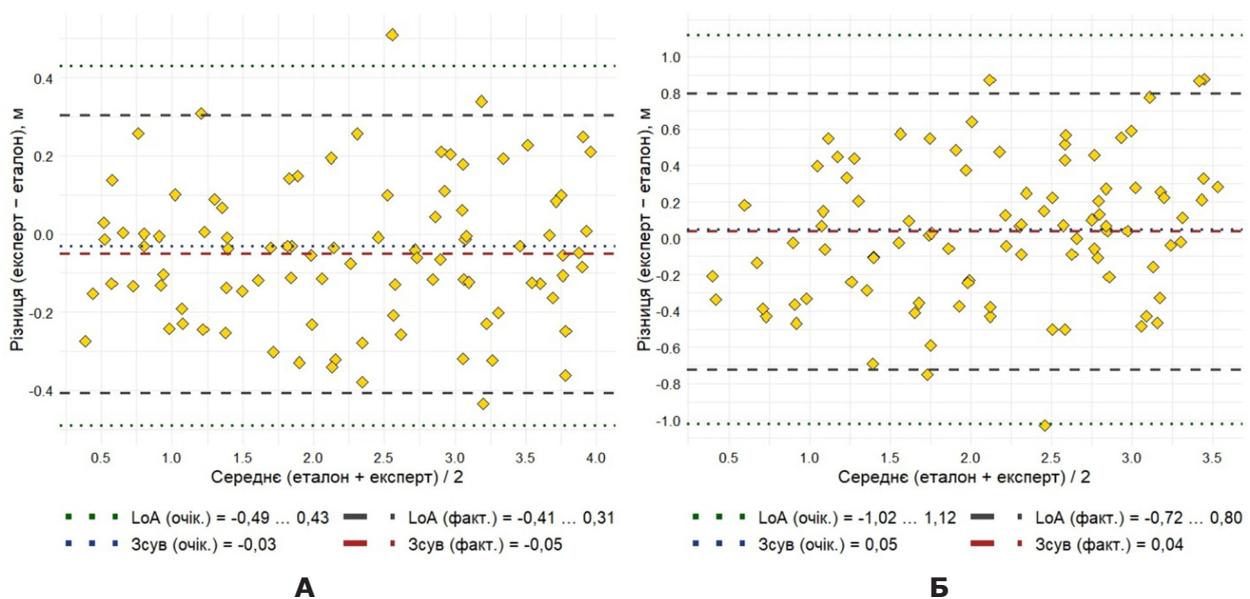


Рис. 4. Графік Bland-Altman для аналізованих метрик: А – для h_{eq} ; Б – для h_{spine}^{eff} . Для h_{eq} середнє зміщення становило $-0,03$ м, 95% межі згоди $(-0,49; 0,43)$ м, для h_{spine}^{eff} — $+0,05$ м, 95% межі згоди $(-1,02; 1,12)$ м

Відоме розрізнення. Для перевірки дискримінантної здатності метрики проведено порівняння двох клінічно релевантних груп:

- fragility-сценарії: пацієнти ≥ 65 років із падінням з висоти ≤ 1 м, типово асоційовані з остеопоротичними переломами.

- non-fragility-сценарії: пацієнти молодші або травмовані при падінні з висоти >1 м та/або в ДТП.

Медіанне значення h_{spine}^{eff} у групі fragility становило 0,48 м (міжквартильний розмах — 0,32–0,72), тоді як у групі non-fragility — 2,15 м (міжквартильний розмах — 1,40–3,10). Відмінності статистично значущі ($p < 0,001$). Ефект за Коеном становив $d = 1,10$, що відповідає великому розміру ефекту.

Ці результати підтверджують клінічну змістовність метрики: низькі значення h_{spine}^{eff} характерні для низькоенергетичних остеопоротичних переломів, тоді як високі – для високоенергетичних травм, що потребують іншої тактики лікування та мають інший прогноз щодо результату терапії.

Обговорення

Інтерпретація результатів та клінічна значущість

Валідація багаторівневої шкали кількісної оцінки зовнішнього механічного впливу на хребет продемонструвала її інформативність і узгодженість із фактичною тяжкістю пошкоджень. Високі значення розрахункових індексів (насамперед h_{eq} , h_{spine}^{eff} та \bar{g}_{spine}) статистично асоціювалися з виразнішими патоморфологічними змінами хребта.

Ці результати підтверджують клінічну змістовність метрики: низькі значення h_{spine}^{eff} характерні для низькоенергетичних остеопоротичних переломів, тоді як високі – для високоенергетичних травм, що потребують іншої тактики лікування та мають інший прогноз щодо результату терапії. Так, при підвищених h_{eq} і h_{spine}^{eff} частіше реєстрували грубі структурні ушкодження, а зростання \bar{g}_{spine} , що відбиває перевищення фізіологічно переносних переважань, супроводжувалося збільшенням імовірності тяжких травм (аж до категорій, що відповідають AIS ≥ 3). Ця узгодженість свідчить про те, що шкала «вловлює» фізичну «енергію події», що лежить в основі тяжкості пошкодження.

Ключова перевага запропонованого підходу – кількісний безперервний характер. Замість описових яриликів шкала надає чисельні величини із фізичною інтерпретацією: кожен приріст h_{eq} , h_{spine}^{eff} і \bar{g}_{spine} відповідає реальному збільшенню травмувального впливу, а не лише переходу через умовний поріг. Це робить інтерпретацію клінічно наочною. Наприклад, висновок «вплив еквівалентний падінню з висоти ≈ 3 м» легко співвіднести з очікуваним ризиком, а значення навантаження в одиницях g інтуїтивно зрозумілі спеціалістам-практикам.

Отримані результати узгоджуються з клінічним досвідом та епідеміологічними спостереженнями: інтенсивніші механічні впливи (зокрема падіння з висоти й високошвидкісні зіткнення) закономірно супроводжуються тяжкими ушкодженнями [3, 182], тоді як низькоенергетичні сценарії (зокрема «standing height or less») частіше дають менш грубу морфологію [80, 183]. При цьому шкала коректно описує континуум механічної експозиції: вона може бути застосована як для високоенергетичних, так і для низькоенергетичних подій, що дає змогу

ранжувати ризик без апіорного припущення про «домінуючий» механізм [1,88]. Практично це означає, що високі значення h_{eq} і h_{spine}^{eff} є раннім індикатором імовірних складних пошкоджень хребта (навіть за незначної первинної симптоматики) [153, 184], тоді як низькі обґрунтовують щаднішу тактику обстеження [185, 186]. Загалом шкала підсилює причинно-наслідковий зв'язок між біомеханікою події та клінічним результатом і таким чином підвищує точність стратифікації ризику та обґрунтованість діагностико-лікувальних рішень [187, 188].

Порівняння з існуючими класифікаціями та шкалами

Abbreviated Injury Scale (AIS). Запропонований кількісний підхід помітно відрізняється від традиційних шкал тяжкості травми. Класична шкала AIS (Abbreviated Injury Scale) – це загальноприйнятий інструмент для ранжування тяжкості травм за анатомічними ушкодженнями [17, 18]. AIS оцінює травму в балах від 1 (легка) до 6 (максимальна, несумісна з життям) на підставі характеру та локалізації ушкоджень. Однак AIS є ретроспективною оцінкою (після обстеження пацієнта), коли виявлено певні ушкодження (переломи, розриви зв'язок, забиття спинного мозку тощо) [153]. AIS не вимірює та не описує механізм травми [189]. Ця шкала охоплює травми всього тіла, а не сфокусована лише на хребті, тому вона погано відображує відмінності в зовнішній дії – два пацієнти можуть мати однаковий бал за AIS, наприклад, 3, але один отримав травму при падінні з висоти, а інший у ДТП на високій швидкості [190].

Запропонована нами шкала орієнтована на механіку травми, тобто на характеристики зовнішнього удару, що спричинив пошкодження. Вона доповнює AIS, даючи змогу оцінити травму ще до встановлення точного діагнозу. Наприклад, знаючи, що $h_{spine}^{eff} \approx 5$ м, можна припустити високу ймовірність серйозних пошкоджень хребта, навіть якщо при первинному огляді немає явних ознак. Отже, шкала працює як прогностичний інструмент [88]. Аналогічно значна h_{eq} дасть змогу запідозрити ушкодження як опорно-рухового апарату, так і внутрішніх органів. Тяжкість за AIS (наприклад, AIS ≥ 3 , що зазвичай свідчить про серйозну травму) буде визначена лише після виявлення самої травми [191], тоді як запропонований нами підхід дає цінну інформацію на етапі оцінки механізму. Таким чином, шкала не замінює AIS, а доповнює систему оцінки травми: AIS ранжує тяжкість за наслідком, а наша шкала – за причинним чинником (енергією удару). Поєднання обох підходів дає змогу повніше характеризувати й прогнозувати травму.

Класифікації пошкоджень хребта. Існуючі класифікаційні системи (AO Spine, TLICS тощо) орієнтовані переважно на морфологію ушкодження та клінічні наслідки [19, 192, 193], але не дають кількісної оцінки механічної експозиції [3, 194]. Сучасна міжнародна класифікація AO Spine (AO Foundation), що певною мірою походить від системи Magerl, описує травми за типом (A – компресія, B – дистракція, C – ротаційно-трансляційні ушкодження), доповнюючи морфологію неврологічним статусом і клінічними модифікаторами, зокрема станом заднього зв'язкового комплексу [195–197]. Перевага AO Spine – комплексність і висока відтворюваність для вибору тактики [198]. Однак дві травми з однаковим AO-кодом можуть бути спричинені принципово різним за силою та напрямком зовнішнім навантаженням.

Запропонована шкала кількісно описує «силу події» до появи анатомічного результату і цим доповнює морфологічні системи. У клініці це дає змогу до звичної формули діагнозу (наприклад, «AO Spine A3») додати рівень механічної експозиції (наприклад, «еквівалент падіння ≈ 4 м» або числові показники h_{eq} , h_{spine}^{eff} і G_{spine}). Такий підхід підвищує прогностичну й комунікативну цінність опису випадку: морфологічна система фіксує що пошкоджено, а кількісна шкала – яка енергія/жорсткість впливу призвела до цього [199, 200]. Додаткова перевага – масо-нейтральність і фізична інтерпретованість показників, що зменшує суб'єктивність та робить порівняння між пацієнтами й когортами коректними.

Методичні вказівки CDC щодо сортування постраждалих у польових умовах (*Field Triage Guidelines*). В екстреній медицині рішення про транспортування до травматологічного центру традиційно ґрунтується на критеріях механізму травми [88]. Так, Національні рекомендації США з польового тріажу (CDC спільно з American College of Surgeons) вказують на низку «небезпечних механізмів»: наприклад, падіння дорослого з висоти >6 м (20 футів) розглядають як високий ризик тяжкої травми, що є підставою для направлення до спеціалізованого травматологічного центру [201, 202]. До «небезпечних механізмів» також віднесено значну деформацію автомобіля (інтрузія >30 см), повне/часткове викидання із салону, загибель пасажера в тому самому автомобілі, високошвидкісну мотоаварію тощо [5, 199]. Перевага такого підходу – простота й оперативність: фельдшер може швидко ухвалити рішення навіть за збережених вітальних показників [185, 203].

Обмеження порогової схеми очевидні. Тяжкість механізму – континуальна величина: відмінність між 5,9 і 6,1 м мінімальна, а сам поріг умовний [80]. На результат впливають модифікатори, які зазвичай в явному вигляді не враховують: тип і жорсткість поверхні, поза/геометрія контакту, тривалість гальмування та робота систем пасивної безпеки [133, 137, 152]. Звідси клінічні парадокси: формально «низькоенергетична» подія може супроводжуватися тяжкою травмою, тоді як «порогова» – ні [204, 205]. Це особливо характерно для вразливих груп. У літніх осіб навіть падіння з рівня власного зросту може призвести до тяжкої шийної травми [82, 183]. В оглядових роботах, присвячених медичному сортуванню, також відзначають суттєві частки *under-triage* (недовідбір) та *over-triage* (надмірна настороженість), що свідчить про неминучі втрати інформації під час дихотомізації континууму [88].

Запропонована кількісна шкала доповнює польові правила, не намагаючись їх замінити. Замість бінарного «перевищений/неперевищений поріг» вона дає градуйовану оцінку механічної експозиції (наприклад, h_{eq} 4, 6 або 8 м), а також ураховує ключові модифікатори (поверхня/поза/ S_{land}), тому два падіння «з однакової висоти» отримують різні значення при принципово різній «жорсткості» контакту. Така інтеграція дає змогу диференціювати ризик усередині категорії, потенційно знижуючи як недостатню діагностику, так і надмірну маршрутизацію. Розвиток медичного сортування відбувається в бік об'єктивних даних і телеметрії (параметри автомобіля/EDR) [171]. На цьому тлі чисельні показники (h_{eq}) органічно вбудовуються в алгоритми EMS як додатковий

стандартизований критерій доказової інформації для прийняття індивідуалізованих рішень [149, 206].

Практичне застосування шкали – це доповнення, а не заміна морфологічних класифікацій (AO Spine, AIS). Кількісна оцінка механічної експозиції є корисною на етапі догоспітального тріажу та маршрутизації (прогнозування ризику складних ушкоджень; об'єднування направлення до травмцентру), під час планування обсягу візуалізації та в багатоцентричних дослідженнях для стандартизації опису «жорсткості події». У стаціонарі рішення щодо тактики лікування ґрунтуються на морфології ушкоджень і стані пацієнта, а шкала слугує кількісним контекстом механізму, що поліпшує комунікацію та стратифікацію ризику.

Обмеження

Робота є первинним (пілотним) етапом розробки й валідації шкали. Для її активного впровадження в практику охорони здоров'я слід провести уточнювальне калібрування використовуваних індексів та розширити спектр клінічних сценаріїв. Зокрема, потрібна зовнішня мультицентрова валідація порогів і коефіцієнтів, що лежать в основі розрахунків (уточнення T_{land} та S_{land} обраного еталонного s_{ref} і меж категорій 0–10); накопичення та аналіз випадків із «нетиповою» механікою (ковзання/косі контакти, багатоімпульсні події, здавлення, вибухова травма, багатоетапні падіння); перевірка впливу інтеграції шкали в клініко-організаційні рішення (обсяг візуалізації, маршрутизація, вибір тактики фіксації) на клінічні результати й ресурсомісткість.

Запропоновані показники оптимізували для зони грудо-поперекового переходу (Th11-L2) як найуразливішої до непрямої аксіальної дії. Для інших відділів хребта необхідна регіон-специфічна адаптація. Наприклад, для шийного відділу – облік сценаріїв «головою вниз» і пірнання, компонентів хлистої травми. У сукупності це передбачає формування відділ-специфічних бібліотек сценаріїв та рекалібрування коефіцієнтів з урахуванням анатомо-біомеханічних відмінностей.

Висновки

Запропонована шкала є механістично обґрунтованим, масо-нейтральним і кількісно інтерпретованим дескриптором механічної експозиції, що доповнює морфологічні класифікації та придатний для стандартизації опису травми. Для клінічного застосування необхідні мультицентрова зовнішня валідація, уточнення параметрів (зокрема калібрування T_{land} , S_{land} і порогів) та розширення спектру сценаріїв з урахуванням відділ-специфічної біомеханіки. Технологічний вектор передбачає інтеграцію з EMR/EMS, використанням телеметрії (EDR, несений IMU) і автоматизованих калькуляторів, а науковий – поєднання з багатьма моделями та показниками якості кістки для гібридних моделей ризику.

З огляду на поточні клініко-організаційні тенденції (механізм-орієнтований тріаж, уніфікація класифікацій та індивідуалізація), шкала має потенціал для використання в протоколах діагностики та маршрутизації, освітніх модулях й аналітичних контурах охорони здоров'я. Її впровадження сприятиме створенню єдиної «мови» для кількісної оцінки «жорсткості події», поліпшить порівняльність даних та, імовірно, якість стратифікації ризику й клінічних наслідків при травмах хребта.

Подяка

Автори дякують експертам за участь в оцінці клінічних матеріалів, обговоренні ключових методологічних рішень та внесок у вдосконалення запропонованої шкали.

Розкриття інформації*Конфлікт інтересів*

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Інформована згода

Від кожного з пацієнтів отримана інформована згода.

Фінансування

Дослідження не мало спонсорської підтримки.

Список літератури

1. Roberts SB, Tzirikos AI. Biomechanics of the spine and the implications for spinal injuries. *Orthopaedics and Trauma*. 2024;38(5):258-263. doi: 10.1016/j.mporth.2024.07.001
2. Zileli M, Sharif S, Fornari M. Incidence and Epidemiology of Thoracolumbar Spine Fractures: WFNS Spine Committee Recommendations. *Neurospine*. 2021;18(4):704-712. doi: 10.14245/ns.2142418.209
3. Iencean SM. Classification of spinal injuries based on the essential traumatic spinal mechanisms. *Spinal Cord*. 2003;41(7):385-396. doi: 10.1038/sj.sc.3101468
4. Zhaoli M, Hengrui Z, Feiyue L, Hui L, Fei D, Tong L, et al. A Retrospective Epidemiological Study of Patients Hospitalized with Spinal Cord Injury in Dalian Port Hospital from 2017 to 2019. *International Journal of Chinese Medicine*. 2020;4(4). doi: 10.11648/j.ijcm.20200404.14
5. Kent R, Cormier J, McMurry TL, Johan Ivarsson B, Funk J, Hartka T, Sochor M. Spinal injury rates and specific causation in motor vehicle collisions. *Accid Anal Prev*. 2023;186:107047. doi: 10.1016/j.aap.2023.107047
6. Neyaz O, Kanaujia V, Yadav RK, Sarkar B, Azam MQ, Kandwal P. Epidemiology of Traumatic Spinal Cord Injury in the Himalayan Range and Sub-Himalayan region: A Retrospective Hospital Data-Based Study. *Ann Rehabil Med*. 2024;48(1):86-93. doi: 10.5535/arm.23107
7. Wang ZM, Zou P, Yang JS, Liu TT, Song LL, Lu Y, et al. Epidemiological characteristics of spinal cord injury in Northwest China: a single hospital-based study. *J Orthop Surg Res*. 2020;15(1):214. doi: 10.1186/s13018-020-01729-z
8. Beausejour MH, Wagnac E, Arnoux PJ, Thiong JM, Petit Y. Numerical Investigation of Spinal Cord Injury After Flexion-Distraction Injuries at the Cervical Spine. *J Biomech Eng*. 2022;144(1). doi: 10.1115/1.4052003
9. Whittier DE, Bevers M, Geusens P, van den Bergh JP, Gabel L. Characterizing Bone Phenotypes Related to Skeletal Fragility Using Advanced Medical Imaging. *Curr Osteoporos Rep*. 2023;21(6):685-697. doi: 10.1007/s11914-023-00830-6
10. An N, Lin JS, Fei Q. Beijing Friendship Hospital Osteoporosis Self-Assessment Tool for Elderly Male (BFH-OSTM) vs Fracture Risk Assessment Tool (FRAX) for identifying painful new osteoporotic vertebral fractures in older Chinese men: a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2021;22(1):596. doi: 10.1186/s12891-021-04476-2
11. Ihama F, Pandyan A, Roffe C. Assessment of fracture risk tools in care home residents: a multi-centre observational pilot study. *Eur Geriatr Med*. 2021;12(1):79-89. doi: 10.1007/s41999-020-00383-2
12. Gibbs JC, MacIntyre NJ, Ponzano M, Templeton JA, Thabane L, Papaioannou A, Giangregorio LM. Exercise for improving outcomes after osteoporotic vertebral fracture. *Cochrane Database Syst Rev*. 2019;7(7):CD008618. doi: 10.1002/14651858.CD008618.pub3
13. Nau C, Leiblein M, Verboket RD, Horauf JA, Sturm R, Marzi I, Stormann P. Falls from Great Heights: Risk to Sustain Severe Thoracic and Pelvic Injuries Increases with Height of the Fall. *J Clin Med*. 2021;10(11). doi: 10.3390/jcm10112307
14. Gross C, Menard J, Mull J, Diaz-Zuniga Y, Skarupa D, Crandall M. Assessing Fall Mortality by Field-Relevant Categories at an Urban Level I Trauma Center. *J Surg Res*. 2024;300:279-286. doi: 10.1016/j.jss.2024.04.008
15. Fujii M, Shirakawa T, Nakamura M, Baba M, Hitosugi M. Factors influencing the injury severity score and the probability of survival in patients who fell from height. *Sci Rep*. 2021;11(1):15561. doi: 10.1038/s41598-021-95226-w
16. Costachescu B, Popescu CE, Iliescu BF. Analysis of the Classification Systems for Thoracolumbar Fractures in Adults and Their Evolution and Impact on Clinical Management. *J Clin Med*. 2022;11(9). doi: 10.3390/jcm11092498
17. Gennarelli TA, Wodzin E. AIS 2005: a contemporary injury scale. *Injury*. 2006;37(12):1083-1091. doi: 10.1016/j.injury.2006.07.009
18. Sahin T, Batin S. A descriptive study of orthopaedic injuries due to parachute jumping in soldiers. *BMC Emerg Med*. 2020;20(1):58. doi: 10.1186/s12873-020-00354-7
19. Bajamal AH, Permana KR, Faris M, Zileli M, Peev NA. Classification and Radiological Diagnosis of Thoracolumbar Spine Fractures: WFNS Spine Committee Recommendations. *Neurospine*. 2021;18(4):656-666. doi: 10.14245/ns.2142650.325
20. Hwang Z, Abdalla M, Ajayi B, Bernard J, Bishop T, Lui DF. Thoracolumbar spine trauma: a guide for the FRCS examination. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2023;33(6):2655-2661. doi: 10.1007/s00590-022-03430-9
21. Vu C, Gendelberg D. Classifications in Brief: AO Thoracolumbar Classification System. *Clin Orthop Relat Res*. 2020;478(2):434-440. doi: 10.1097/CORR.0000000000001086
22. Jeanmougin T, Cole E, Duceau B, Raux M, James A. Heterogeneity in defining multiple trauma: a systematic review of randomized controlled trials. *Crit Care*. 2023;27(1):363. doi: 10.1186/s13054-023-04637-w
23. Donnelly NA, Brent L, Hickey P, Masterson S, Deasy C, Moloney J, et al. Substantial heterogeneity in trauma triage tool characteristic operationalization for identification of major trauma: a hybrid systematic review. *Eur J Trauma Emerg Surg*. 2025;51(1):74. doi: 10.1007/s00068-024-02694-6
24. Wohlgemut JM, Marsden MER, Stoner RS, Pisirir E, Kyrimi E, Grier G, et al. Diagnostic accuracy of clinical examination to identify life- and limb-threatening injuries in trauma patients. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med*. 2023;31(1):18. doi: 10.1186/s13049-023-01083-z
25. Xiong T, Luo Q, Chen Q, Shi L, Duan A, Liu S, Li K. Development of a repetitive traumatic brain injury risk function based on real-world accident reconstruction and wavelet packet energy analysis. *Front Bioeng Biotechnol*. 2025;13:1548265. doi: 10.3389/fbioe.2025.1548265
26. Mokka LB, Prinsen CA, Bouter LM, Vet HC, Terwee CB. The Consensus-based Standards for the selection of health Measurement Instruments (COSMIN) and how to select an outcome measurement instrument. *Braz J Phys Ther*. 2016;20(2):105-113. doi: 10.1590/bjpt-rbf.2014.0143
27. Swan K, Speyer R, Scharitzer M, Farneti D, Brown T, Woisard V, Cordier R. Measuring what matters in healthcare: a practical guide to psychometric principles and instrument development. *Front Psychol*. 2023;14:1225850. doi: 10.3389/fpsyg.2023.1225850
28. Mokka LB, de Vet H, Diemeer S, Eekhout I. Sample

- size recommendations for studies on reliability and measurement error: an online application based on simulation studies. *Health Services and Outcomes Research Methodology*. 2022;23(3):241-265. doi: 10.1007/s10742-022-00293-9
29. Lewis CC, Klasnja P, Lyon AR, Powell BJ, Lengnick-Hall R, Buchanan G, et al. The mechanics of implementation strategies and measures: advancing the study of implementation mechanisms. *Implement Sci Commun*. 2022;3(1):114. doi: 10.1186/s43058-022-00358-3
 30. Galhardas L, Raimundo A, Marmeleira J. Test-retest reliability of upper-limb proprioception and balance tests in older nursing home residents. *Arch Gerontol Geriatr*. 2020;89:104079. doi: 10.1016/j.archger.2020.104079
 31. Hage R, Detrembleur C, Dierick F, Brismee JM, Roussel N, Pitance L. Sensorimotor performance in acute-subacute non-specific neck pain: a non-randomized prospective clinical trial with intervention. *BMC Musculoskelet Disord*. 2021;22(1):1017. doi: 10.1186/s12891-021-04876-4
 32. Gatsonis C, Sampson AR. Multiple correlation: exact power and sample size calculations. *Psychol Bull*. 1989;106(3):516-524. doi: 10.1037/0033-2909.106.3.516
 33. Hattie J, Cooksey RW. Procedures for Assessing the Validities of Tests Using the "Known-Groups" Method. *Applied Psychological Measurement*. 1984;8(3):295-305. doi: 10.1177/014662168400800306
 34. Kalcev G, Barbov I, Kotevska PI, Preti A, Carta MG. Biological Rhythms in People from North Macedonia with Bipolar Disorder: Application of the Macedonian Biological Rhythms Interview of Assessment in Neuropsychiatry (BRIAN). *The Open Psychology Journal*. 2022;15(1). doi: 10.2174/18743501-v15-e2208301
 35. Hiraishi M, Tanioka K, Shimokawa T. Concordance rate of a four-quadrant plot for repeated measurements. *BMC Med Res Methodol*. 2021;21(1):270. doi: 10.1186/s12874-021-01461-0
 36. Jan SL, Shieh G. The Bland-Altman range of agreement: Exact interval procedure and sample size determination. *Comput Biol Med*. 2018;100:247-252. doi: 10.1016/j.compbiomed.2018.06.020
 37. Taffe P, Zuppinger C, Burger GM, Nussle SG. The Bland-Altman method should not be used when one of the two measurement methods has negligible measurement errors. *PLoS One*. 2022;17(12):e0278915. doi: 10.1371/journal.pone.0278915
 38. Bansal A, Heagerty PJ. A comparison of landmark methods and time-dependent ROC methods to evaluate the time-varying performance of prognostic markers for survival outcomes. *Diagn Progn Res*. 2019;3:14. doi: 10.1186/s41512-019-0057-6
 39. Seshan VE, Gonen M, Begg CB. Comparing ROC curves derived from regression models. *Stat Med*. 2013;32(9):1483-1493. doi: 10.1002/sim.5648
 40. Ruxton GD, Wilkinson DM, Neuhäuser M. Advice on testing the null hypothesis that a sample is drawn from a normal distribution. *Animal Behaviour*. 2015;107:249-252. doi: 10.1016/j.anbehav.2015.07.006
 41. Shapiro SS, Wilk MB. An analysis of variance test for normality (complete samples). *Biometrika*. 1965;52(3-4):591-611. doi: 10.1093/biomet/52.3-4.591
 42. Bahariniya S, Ezatiasar M, Madadzadeh F. A Brief Review of the Types of Validity and Reliability of scales in Medical Research. *Journal of Community Health Research*. 2021. doi: 10.18502/jchr.v10i2.6582
 43. de Winter JC, Gosling SD, Potter J. Comparing the Pearson and Spearman correlation coefficients across distributions and sample sizes: A tutorial using simulations and empirical data. *Psychol Methods*. 2016;21(3):273-290. doi: 10.1037/met0000079
 44. Schober P, Vetter TR. Logistic Regression in Medical Research. *Anesth Analg*. 2021;132(2):365-366. doi: 10.1213/ANE.0000000000005247
 45. Zabor EC, Reddy CA, Tendulkar RD, Patil S. Logistic Regression in Clinical Studies. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2022;112(2):271-277. doi: 10.1016/j.ijrobp.2021.08.007
 46. Abreu MN, Siqueira AL, Cardoso CS, Caiaffa WT. Ordinal logistic regression models: application in quality of life studies. *Cad Saude Publica*. 2008;24 Suppl 4:s581-591. doi: 10.1590/s0102-311x2008001600010
 47. Guzman-Castillo M, Brailsford S, Luke M, Smith H. A tutorial on selecting and interpreting predictive models for ordinal health-related outcomes. *Health Services and Outcomes Research Methodology*. 2015;15(3-4):223-240. doi: 10.1007/s10742-015-0140-6
 48. Zeng G. A graphic and tabular variable deduction method in logistic regression. *Communications in Statistics - Theory and Methods*. 2020;51(16):5412-5427. doi: 10.1080/03610926.2020.1839499
 49. Discacciati A, Palazzolo MG, Park JG, Melloni GEM, Murphy SA, Bellavia A. Estimating and presenting non-linear associations with restricted cubic splines. *Int J Epidemiol*. 2025;54(4). doi: 10.1093/ije/dyaf088
 50. Schuster NA, Rijnhart JJM, Twisk JWR, Heymans MW. Modeling non-linear relationships in epidemiological data: The application and interpretation of spline models. *Front Epidemiol*. 2022;2:975380. doi: 10.3389/fepid.2022.975380
 51. Shrestha N. Detecting Multicollinearity in Regression Analysis. *American Journal of Applied Mathematics and Statistics*. 2020;8(2):39-42. doi: 10.12691/ajams-8-2-1
 52. Corbacioglu SK, Aksel G. Receiver operating characteristic curve analysis in diagnostic accuracy studies: A guide to interpreting the area under the curve value. *Turk J Emerg Med*. 2023;23(4):195-198. doi: 10.4103/tjem.tjem_182_23
 53. Ruopp MD, Perkins NJ, Whitcomb BW, Schisterman EF. Youden Index and optimal cut-point estimated from observations affected by a lower limit of detection. *Biom J*. 2008;50(3):419-430. doi: 10.1002/bimj.200710415
 54. Paiva JRB, Pacheco VMG, Barbosa PS, Almeida FR, Wainer GA, Gomes FA, et al. Complexity measure based on sensitivity analysis applied to an intensive care unit system. *Scientific Reports*. 2023;13(1):14602. doi: 10.1038/s41598-023-40149-x
 55. den Boon S, Jit M, Brisson M, Medley G, Beutels P, White R, et al. Guidelines for multi-model comparisons of the impact of infectious disease interventions. *BMC Medicine*. 2019;17(1):163. doi: 10.1186/s12916-019-1403-9
 56. Kien C, Schultes MT, Szelag M, Schoberberger R, Gartlehner G. German language questionnaires for assessing implementation constructs and outcomes of psychosocial and health-related interventions: a systematic review. *Implement Sci*. 2018;13(1):150. doi: 10.1186/s13012-018-0837-3
 57. Williams ZJ, Failla MD, Davis SL, Heflin BH, Okitondo CD, Moore DJ, Cascio CJ. Thermal Perceptual Thresholds are typical in Autism Spectrum Disorder but Strongly Related to Intra-individual Response Variability. *Sci Rep*. 2019;9(1):12595. doi: 10.1038/s41598-019-49103-2
 58. Vargha A, Delaney HD. A Critique and Improvement of the CL Common Language Effect Size Statistics of McGraw and Wong. *Journal of Educational and Behavioral Statistics*. 2000;25(2):101-132. doi: 10.3102/10769986025002101
 59. Panjeh S, Nordahl-Hansen A, Cogo-Moreira H. Establishing new cutoffs for Cohen's d: An application using known effect sizes from trials for improving sleep quality on composite mental health. *Int J Methods Psychiatr Res*. 2023;32(3):e1969. doi: 10.1002/mpr.1969. PMID: 37186318
 60. Bobak CA, Barr PJ, O'Malley AJ. Estimation of an inter-rater intra-class correlation coefficient that overcomes common assumption violations in the assessment of health measurement scales. *BMC Med Res Methodol*. 2018;18(1):93. doi: 10.1186/s12874-018-0550-6

61. Kvalseth TO. An Alternative Interpretation of the Linearly Weighted Kappa Coefficients for Ordinal Data. *Psychometrika*. 2018. doi: 10.1007/s11336-018-9621-1
62. Mitani AA, Freer PE, Nelson KP. Summary measures of agreement and association between many raters' ordinal classifications. *Ann Epidemiol*. 2017;27(10):677-685 e674. doi: 10.1016/j.annepidem.2017.09.001
63. Polit DF. Getting serious about test-retest reliability: a critique of retest research and some recommendations. *Qual Life Res*. 2014;23(6):1713-1720. doi: 10.1007/s11136-014-0632-9
64. Bland JM, Altman DG. Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res*. 1999;8(2):135-160. doi: 10.1177/096228029900800204
65. Chan PY, Mohd Ripin Z, Abdul Halim S, Kamarudin MI, Ng KS, Eow GB, et al. Biomechanical System Versus Observational Rating Scale for Parkinson's Disease Tremor Assessment. *Sci Rep*. 2019;9(1):8117. doi: 10.1038/s41598-019-44142-1
66. Stratford PW, Riddle DL. When minimal detectable change exceeds a diagnostic test-based threshold change value for an outcome measure: resolving the conflict. *Phys Ther*. 2012;92(10):1338-1347. doi: 10.2522/ptj.20120002
67. Bonovas S, Piovani D. On p-Values and Statistical Significance. *J Clin Med*. 2023;12(3). doi: 10.3390/jcm12030900
68. Sharma H. Statistical significance or clinical significance? A researcher's dilemma for appropriate interpretation of research results. *Saudi J Anaesth*. 2021;15(4):431-434. doi: 10.4103/sja.sja_158_21
69. Gonzalez M, Munoz-Hernandez C. R programming environment in wildlife: Are Veterinary Sciences at the same level than other research areas? *Res Vet Sci*. 2024;166:105079. doi: 10.1016/j.rvsc.2023.105079
70. Ivancevic VG. New Mechanics of Spinal Injury. *International Journal of Applied Mechanics*. 2012;01(02):387-401. doi: 10.1142/s1758825109000174
71. LaPlaca MC, Simon CM, Prado GR, Cullen DK. CNS injury biomechanics and experimental models. *Prog Brain Res*. 2007;161:13-26. doi: 10.1016/S0079-6123(06)61002-9
72. Teresinski G, Milaszkiwicz A, Cywka T. An analysis of the relationship between bodily injury severity and fall height in victims of fatal falls from height. *Arch Med Sadowej Kryminol*. 2016;66(3):133-140. doi: 10.5114/amsik.2016.66397
73. Casali MB, Blandino A, Grignaschi S, Florio EM, Travaini G, Genovese UR. The pathological diagnosis of the height of fatal falls: A mathematical approach. *Forensic Sci Int*. 2019;302:109883. doi: 10.1016/j.forsciint.2019.109883
74. Petrone N, Cognolato M, McNeil JA, Hubbard M. Designing, building, measuring, and testing a constant equivalent fall height terrain park jump. *Sports Engineering*. 2017;20(4):283-292. doi: 10.1007/s12283-017-0253-y
75. Liu C, Xu T, Xia W, Xu S, Zhu Z, Zhou M, Liu H. Incidence, prevalence, and causes of spinal injuries in China, 1990-2019: Findings from the Global Burden of Disease Study 2019. *Chin Med J (Engl)*. 2024;137(6):704-710. doi: 10.1097/CM9.0000000000003045
76. Lu Y, Shang Z, Zhang W, Pang M, Hu X, Dai Y, et al. Global incidence and characteristics of spinal cord injury since 2000-2021: a systematic review and meta-analysis. *BMC Med*. 2024;22(1):285. doi: 10.1186/s12916-024-03514-9
77. Gnanaprakash G, Peddireddy S, Kanna RM, Shetty AP, Rajasekaran S. Spinal Injuries Due to Falls from Height. *Indian Spine Journal*. 2024;7(2):168-174. doi: 10.4103/isj.isj_75_23
78. Goodacre S, Than M, Goyder EC, Joseph AP. Can the distance fallen predict serious injury after a fall from a height? *J Trauma*. 1999;46(6):1055-1058. doi: 10.1097/00005373-199906000-00014
79. Palacio C, Darwish M, Acosta M, Bautista R, Hovorka M, Chen C, Hovorka J. Incidence of fall-from-height injuries and predictive factors for severity. *J Osteopath Med*. 2025;125(5):229-236. doi: 10.1515/jom-2024-0158
80. Zhang ZR, Wu Y, Wang FY, Wang WJ. Traumatic spinal cord injury caused by low falls and high falls: a comparative study. *J Orthop Surg Res*. 2021;16(1):222. doi: 10.1186/s13018-021-02379-5
81. Koch M, Lunde LK, Gjulem T, Knardahl S, Veiersted KB. Validity of Questionnaire and Representativeness of Objective Methods for Measurements of Mechanical Exposures in Construction and Health Care Work. *PLoS One*. 2016;11(9):e0162881. doi: 10.1371/journal.pone.0162881
82. Bruggink C, van de Ree CLP, van Ditshuizen J, Polinder-Bos HA, Oner FC, Reijman M, Rutges J. Increased incidence of traumatic spinal injury in patients aged 65 years and older in the Netherlands. *Eur Spine J*. 2024;33(10):3677-3684. doi: 10.1007/s00586-024-08310-w
83. Wang F, Sun R, Zhang SD, Wu XT. Comparison of thoracolumbar versus non-thoracolumbar osteoporotic vertebral compression fractures in risk factors, vertebral compression degree and pre-hospital back pain. *J Orthop Surg Res*. 2023;18(1):643. doi: 10.1186/s13018-023-04140-6
84. Bodmer NS, Hauselmann HJ, Frey D, Aeberli D, Bachmann LM. Expert consensus on relevant risk predictors for the occurrence of osteoporotic fractures in specific clinical subgroups - Delphi survey. *BMC Rheumatol*. 2019;3:50. doi: 10.1186/s41927-019-0099-y
85. Kanis JA, McCloskey EV, Harvey NC, Cooper C, Rizzoli R, Dawson-Hughes B, et al. Intervention thresholds and diagnostic thresholds in the management of osteoporosis. *Aging Clin Exp Res*. 2022;34(12):3155-3157. doi: 10.1007/s40520-022-02216-7
86. Wool NK, Wilson S, Chong ACM, Dart BR. Bone Health Improvement Protocol. *Kansas Journal of Medicine*. 2017;10(3):62-66. doi: 10.17161/kjm.v10i3.8659
87. McCoy CE, Chakravathy B, Lotfipour S. Guidelines for Field Triage of Injured Patients: In conjunction with the Morbidity and Mortality Weekly Report published by the Center for Disease Control and Prevention. *West J Emerg Med*. 2013;14(1):69-76. doi: 10.5811/westjem.2013.1.15981
88. Haske D, Lefering R, Stock JP, Kreinest M, TraumaRegister DGU. Epidemiology and predictors of traumatic spine injury in severely injured patients: implications for emergency procedures. *Eur J Trauma Emerg Surg*. 2022;48(3):1975-1983. doi: 10.1007/s00068-020-01515-w
89. Braken P, Amsler F, Gross T. Simple modification of trauma mechanism alarm criteria published for the TraumaNetwork DGU((R)) may significantly improve overtriage - a cross sectional study. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med*. 2018;26(1):32. doi: 10.1186/s13049-018-0498-x
90. Basirat-zadeh S, Hakimjavadi R, Baddour N, Michalowski W, Viktor H, Wai E, et al. A data-driven approach to categorize patients with traumatic spinal cord injury: cluster analysis of a multicentre database. *Front Neurol*. 2023;14:1263291. doi: 10.3389/fneur.2023.1263291
91. Yokogawa N, Kato S, Sasagawa T, Hayashi H, Tsuchiya H, Ando K, et al. Differences in clinical characteristics of cervical spine injuries in older adults by external causes: a multicenter study of 1512 cases. *Sci Rep*. 2022;12(1):15867. doi: 10.1038/s41598-022-19789-y
92. Wu Y, Zhang Z, Wang F, Wang W. Current status of traumatic spinal cord injury caused by traffic accident in Northern China. *Sci Rep*. 2022;12(1):13892. doi: 10.1038/s41598-022-16930-9
93. Yuan H, Guo Q, Zhang Z, Ou L, Wang H, Yu H, Xiang L. Sex, age, role and geographic differences in traumatic spinal fractures caused by motor vehicle collisions: a multicentre retrospective study. *Sci Rep*. 2023;13(1):3712. doi: 10.1038/s41598-023-30982-5
94. Brei-lauch P, Erbsmehl CT, van Ratingen M,

- Mallada JL, Sandner V, Ferson N, Urban M. A novel method for the automated simulation of various vehicle collisions to estimate crash severity. *Traffic Inj Prev.* 2023;24(sup1):S116-S123. doi: 10.1080/15389588.2022.2159761
95. Pinter K, Szalay Z, Vida G. Road Accident Reconstruction Using On-board Data, Especially Focusing on the Applicability in Case of Autonomous Vehicles. *Periodica Polytechnica Transportation Engineering.* 2020;49(2):139-145. doi: 10.3311/PPtr.13469
96. Vida G, Török Á. Effects of developing data recording technologies on the reliability of accident reconstruction and liability determination. *European Transport Research Review.* 2025;17(1). doi: 10.1186/s12544-025-00727-8
97. Bastien C, Wellings R, Burnett B. An evidence based method to calculate pedestrian crossing speeds in vehicle collisions (PCSC). *Accid Anal Prev.* 2018;118:66-76. doi: 10.1016/j.aap.2018.05.020
98. Ogura A. Analyzing collisions in classical mechanics using mass-momentum diagrams. *European Journal of Physics.* 2017;38(5):055001. doi: 10.1088/1361-6404/aa750b
99. Chatterjee A, James G, Brogliato B. Approximate coefficient of restitution for nonlinear viscoelastic contact with external load. *Granular Matter.* 2022;24(4). doi: 10.1007/s10035-022-01284-w
100. Meyer N, Wagemann EL, Jackstadt A, Seifried R. Material and particle size sensitivity analysis on coefficient of restitution in low-velocity normal impacts. *Computational Particle Mechanics.* 2022;9(6):1293-1308. doi: 10.1007/s40571-022-00471-z
101. Seifried R, Schiehlen W, Eberhard P. Numerical and experimental evaluation of the coefficient of restitution for repeated impacts. *International Journal of Impact Engineering.* 2005;32(1-4):508-524. doi: 10.1016/j.ijimpeng.2005.01.001
102. Green I. The prediction of the coefficient of restitution between impacting spheres and finite thickness plates undergoing elastoplastic deformations and wave propagation. *Nonlinear Dynamics.* 2022;109(4):2443-2458. doi: 10.1007/s11071-022-07522-3
103. Higham JE, Shepley P, Shahnam M. Measuring the coefficient of restitution for all six degrees of freedom. *Granular Matter.* 2019;21(2). doi: 10.1007/s10035-019-0871-0
104. Hunt KH, Crossley FRE. Coefficient of Restitution Interpreted as Damping in Vibroimpact. *Journal of Applied Mechanics.* 1975;42(2):440-445. doi: 10.1115/1.3423596
105. Reyes A, Børvik T. Quasi-static behaviour of crash components with steel skins and polymer foam cores. *Materials Today Communications.* 2018;17:541-553. doi: 10.1016/j.mtcomm.2018.09.015
106. Wang D, Zhang J, Wang S, Hu L. Frontal Vehicular Crash Energy Management Using Analytical Model in Multiple Conditions. *Sustainability.* 2022;14(24). doi: 10.3390/su142416913
107. Gidlewski M, Prochowski L, Jemioł L, Żardecki D. The process of front-to-side collision of motor vehicles in terms of energy balance. *Nonlinear Dynamics.* 2018;97(3):1877-1893. doi: 10.1007/s11071-018-4688-x
108. Brach RM, Brach RM, Pongetti K. Analysis of High-Speed Sideswipe Collisions Using Data from Small Overlap Tests. *SAE International Journal of Transportation Safety.* 2014;02(1):86-99. doi: 10.4271/2014-01-0469
109. Davison TM, Collins GS. Complex Crater Formation by Oblique Impacts on the Earth and Moon. *Geophysical Research Letters.* 2022;49(21). doi: 10.1029/2022gl101117
110. Li S, Anis M, Lord D, Zhang H, Zhou Y, Ye X. Beyond 1D and oversimplified kinematics: A generic analytical framework for surrogate safety measures. *Accid Anal Prev.* 2024;204:107649. doi: 10.1016/j.aap.2024.107649
111. Statler TS, Raducan SD, Barnouin OS, DeCoster ME, Chesley SR, Barbee B, et al. After DART: Using the First Full-scale Test of a Kinetic Impactor to Inform a Future Planetary Defense Mission. *The Planetary Science Journal.* 2022;3(10). doi: 10.3847/PSJ/ac94c1
112. Stickle AM, DeCoster ME, Burger C, Caldwell WK, Graninger D, Kumamoto KM, et al. Effects of Impact and Target Parameters on the Results of a Kinetic Impactor: Predictions for the Double Asteroid Redirection Test (DART) Mission. *The Planetary Science Journal.* 2022;3(11). doi: 10.3847/PSJ/ac91cc
113. Ataei M, Khajepour A, Jeon S. A general rollover index for tripped and un-tripped rollovers on flat and sloped roads. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering.* 2017;233(2):304-316. doi: 10.1177/0954407017743345
114. Viano DC, Parenteau CS, Edwards ML. Rollover injury: effects of near- and far-seating position, belt use, and number of quarter rolls. *Traffic Inj Prev.* 2007;8(4):382-392. doi: 10.1080/15389580701583379
115. Dobbertin KM, Freeman MD, Lambert WE, Lasarev MR, Kohles SS. The relationship between vehicle roof crush and head, neck and spine injury in rollover crashes. *Accid Anal Prev.* 2013;58:46-52. doi: 10.1016/j.aap.2013.04.020
116. Freeman MD, Dobbertin K, Kohles SS, Uhrenholt L, Eriksson A. Serious head and neck injury as a predictor of occupant position in fatal rollover crashes. *Forensic Sci Int.* 2012;222(1-3):228-233. doi: 10.1016/j.forsciint.2012.06.003
117. Heller MF, Newberry WN, Smedley JE, Eswaran SK, Croteau JJ, Carhart MR. Occupant Kinematics and Injury Mechanisms During Rollover in a High Strength-to-Weight Ratio Vehicle. *SAE International Journal of Passenger Cars - Mechanical Systems.* 2010;03(1):450-466. doi: 10.4271/2010-01-0516
118. Kazemian AH, Fooladi M, Darijani H. Rollover Index for the Diagnosis of Tripped and Untripped Rollovers. *Latin American Journal of Solids and Structures.* 2017;14(11):1979-1999. doi: 10.1590/1679-78253576
119. Ikhsan N, Saifizul A, Ramli R. The Effect of Vehicle and Road Conditions on Rollover of Commercial Heavy Vehicles during Cornering: A Simulation Approach. *Sustainability.* 2021;13(11). doi: 10.3390/su13116337
120. El-Rich M, Arnoux PJ, Wagnac E, Brunet C, Aubin CE. Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *J Biomech.* 2009;42(9):1252-1262. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.036
121. Davidson PL, Wilson SJ, Wilson BD, Chalmers DJ. An approach to modeling impact energy absorption by surfaces. *J Appl Biomech.* 2009;25(4):351-359. doi: 10.1123/jab.25.4.351
122. Shimizu T, Yoshitani K. Impact-reduction effect of tatami floor mat made of nonwoven fabric for head injuries in fall accidents. *Journal of Building Engineering.* 2019;24. doi: 10.1016/j.jobe.2019.02.020
123. Wei W, Evin M, Bailly N, Arnoux PJ. Biomechanical evaluation of Back injuries during typical snowboarding backward falls. *Scand J Med Sci Sports.* 2023;33(3):224-234. doi: 10.1111/sms.14254
124. Mattucci S, Speidel J, Liu J, Kwon BK, Tetzlaff W, Oxland TR. Basic biomechanics of spinal cord injury - How injuries happen in people and how animal models have informed our understanding. *Clin Biomech (Bristol).* 2019;64:58-68. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2018.03.020
125. Rao RD, Delbar K, Yoganandan N. Body Morphology and Its Associations With Thoracolumbar Trauma Sustained in Motor Vehicle Collisions. *J Am Acad Orthop Surg.* 2015;23(12):769-777. doi: 10.5435/JAAOS-D-15-00277
126. Yoganandan N, Moore J, DeVogel N, Pintar F, Banerjee A, Baisden J, et al. Human lumbar spinal column injury criteria from vertical loading at the base: Applications to military environments. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;105:103690. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103690
127. Bose D, Crandall JR, Untaroiu CD, Maslen EH. Influence of pre-collision occupant parameters on injury outcome

- in a frontal collision. *Accid Anal Prev.* 2010;42(4):1398-1407. doi: 10.1016/j.aap.2010.03.004
128. Kimpapa H, Lee JB, Yang KH, King AI. Effects of body weight, height, and rib cage area moment of inertia on blunt chest impact response. *Traffic Inj Prev.* 2010;11(2):207-214. doi: 10.1080/15389580903554863
 129. Khorasani-Zavareh D, Bigdeli M, Saadat S, Mohammadi R. Kinetic energy management in road traffic injury prevention: a call for action. *J Inj Violence Res.* 2015;7(1):36-37. doi: 10.5249/jivr.v7i1.458
 130. Palanca M, Perilli E, Martelli S. Body Anthropometry and Bone Strength Conjointly Determine the Risk of Hip Fracture in a Sideways Fall. *Ann Biomed Eng.* 2021;49(5):1380-1390. doi: 10.1007/s10439-020-02682-y
 131. Rostro-González H, Puigoriol-Forcada JM, Pérez-Peña A, Menacho J, García-Granada A-A. Optimizing crash box design to meet injury criteria: a protocol for accurate simulation and material selection. *Structural and Multidisciplinary Optimization.* 2024;67(8). doi: 10.1007/s00158-024-03855-2
 132. Bahlsen A, Nigg BM. Influence of Attached Masses on Impact Forces and Running Style in Heel-Toe Running. *International Journal of Sport Biomechanics.* 1987;3(3):264-275. doi: 10.1123/ijsb.3.3.264
 133. Bhan S, Levine JC, Laing AC. Energy absorption during impact on the proximal femur is affected by body mass index and flooring surface. *J Biomech.* 2014;47(10):2391-2397. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.04.026
 134. Somasundaram K, Humm JR, Yoganandan N, Hauschild H, Driesslein K, Pintar FA. Obese Occupant Response in Reclined and Upright Seated Postures in Frontal Impacts. *Stapp Car Crash J.* 2022;66:31-68. doi: 10.4271/2022-22-0002
 135. Raj N, Krishnapillai S. An improved spinal injury parameter model for underbody impulsive loading scenarios. *Int J Numer Method Biomed Eng.* 2020;36(3):e3307. doi: 10.1002/cnm.3307
 136. Ferenczi MA, Bershtitsky SY, Koubassova NA, Kopylova GV, Fernandez M, Narayanan T, Tsaturyan AK. Why muscle is an efficient shock absorber. *PLoS One.* 2014;9(1):e85739. doi: 10.1371/journal.pone.0085739
 137. Cutlan R, Khokhar M, Shammout N, Shah AS, Frazer L, Yoganandan N, et al. Lumbar Spine Orientation Affects Compressive Fracture Outcome. *Ann Biomed Eng.* 2024. doi: 10.1007/s10439-024-03604-y
 138. Yoganandan N, Moore J, Pintar FA, Banerjee A, DeVogel N, Zhang J. Role of disc area and trabecular bone density on lumbar spinal column fracture risk curves under vertical impact. *J Biomech.* 2018;72:90-98. doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.02.030
 139. Schwarze M, Hurschler C, Welke B. Force, impulse and energy during falling with and without knee protection: an in-vitro study. *Sci Rep.* 2019;9(1):10336. doi: 10.1038/s41598-019-46880-8
 140. Tamura A, Akasaka K, Otsudo T. Energy Absorption Strategies in the Lower Extremities during Double-Leg Landings in Knee Valgus Alignment. *Applied Sciences.* 2020;10(23). doi: 10.3390/app10238742
 141. Ivancic PC. Biomechanics of Thoracolumbar Burst and Chance-Type Fractures during Fall from Height. *Global Spine J.* 2014;4(3):161-168. doi: 10.1055/s-0034-1381729
 142. Amiri S, Naserkhaki S, Parnianpour M. Assessment of lumbar spinal disc injury in frontal crashes. *Comput Biol Med.* 2020;123:103846. doi: 10.1016/j.compbiomed.2020.103846
 143. Pachocki L, Daszkiewicz K, Luczkiewicz P, Witkowski W. Biomechanics of Lumbar Spine Injury in Road Barrier Collision-Finite Element Study. *Front Bioeng Biotechnol.* 2021;9:760498. doi: 10.3389/fbioe.2021.760498
 144. Ivancic PC. Cervical spine instability following axial compression injury: a biomechanical study. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014;100(1):127-133. doi: 10.1016/j.otsr.2013.10.015
 145. Hajiaghameh M, Seidi M, Ferguson JR, Caccese V. Measurement of Head Impact Due to Standing Fall in Adults Using Anthropomorphic Test Dummies. *Ann Biomed Eng.* 2015;43(9):2143-2152. doi: 10.1007/s10439-015-1255-1
 146. Ivancic PC. Instabilité du rachis cervical par traumatisme en compression axiale : une étude biomécanique. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.* 2014;100(1). doi: 10.1016/j.rcot.2013.10.091
 147. Li L, Baur M, Baldwin K, Kuehn T, Zhu Q, Herman D, Dai B. Falling as a strategy to decrease knee loading during landings: Implications for ACL injury prevention. *J Biomech.* 2020;109:109906. doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.109906
 148. Li M, Zhang D, Liu Q, Zhang T. Driver Injury from Vehicle Side Impacts When Automatic Emergency Braking and Active Seat Belts Are Used. *Sensors (Basel).* 2023;23(13). doi: 10.3390/s23135821. PMID: 37447672
 149. Mishra E, Mroz K, Pipkorn B, Lubbe N. Effects of Automated Emergency Braking and Seatbelt Pre-Tensioning on Occupant Injury Risks in High-Severity Frontal Crashes. *Frontiers in Future Transportation.* 2022;3. doi: 10.3389/ffutr.2022.883951
 150. Tamura A, Akasaka K, Otsudo T. Contribution of Lower Extremity Joints on Energy Absorption during Soft Landing. *Int J Environ Res Public Health.* 2021;18(10). doi: 10.3390/ijerph18105130
 151. Van Toen C, Melnyk AD, Street J, Oxland TR, Cripton PA. The effect of lateral eccentricity on failure loads, kinematics, and canal occlusions of the cervical spine in axial loading. *J Biomech.* 2014;47(5):1164-1172. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.12.001
 152. Van Toen C, Sran MM, Robinovitch SN, Cripton PA. Transmission of force in the lumbosacral spine during backward falls. *Spine (Phila Pa 1976).* 2012;37(9):E519-527. doi: 10.1097/BRS.0b013e31823ecae0
 153. Whyte T, Melnyk AD, Van Toen C, Yamamoto S, Street J, Oxland TR, Cripton PA. A neck compression injury criterion incorporating lateral eccentricity. *Sci Rep.* 2020;10(1):7114. doi: 10.1038/s41598-020-63974-w
 154. Yeow CH, Lee PV, Goh JC. Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *J Biomech.* 2009;42(12):1967-1973. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.05.017
 155. Giatsis G, Panoutsakopoulos V, Kollias IA. Drop Jumping on Sand Is Characterized by Lower Power, Higher Rate of Force Development and Larger Knee Joint Range of Motion. *J Funct Morphol Kinesiol.* 2022;7(1). doi: 10.3390/jfkm7010017
 156. Harris DA, Spears IR. The effect of rugby shoulder padding on peak impact force attenuation. *Br J Sports Med.* 2010;44(3):200-203. doi: 10.1136/bjsm.2008.047449
 157. Jung S. Water entry and exit in nature: review. *Interface Focus.* 2025;15(2):20240055. doi: 10.1098/rsfs.2024.0055
 158. Kerdok AE, Biewener AA, McMahon TA, Weyand PG, Herr HM. Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *J Appl Physiol (1985).* 2002;92(2):469-478. doi: 10.1152/jappphysiol.01164.2000
 159. Lachance CC, Jurkowski MP, Dymarz AC, Robinovitch SN, Feldman F, Laing AC, Mackey DC. Compliant flooring to prevent fall-related injuries in older adults: A scoping review of biomechanical efficacy, clinical effectiveness, cost-effectiveness, and workplace safety. *PLoS One.* 2017;12(2):e0171652. doi: 10.1371/journal.pone.0171652
 160. Laforest S, Robitaille Y, Dorval D, Lesage D, Pless B. Severity of fall injuries on sand or grass in playgrounds. *J Epidemiol Community Health.* 2000;54(6):475-477. doi: 10.1136/jech.54.6.475
 161. Laing AC, Robinovitch SN. Low stiffness floors can attenuate fall-related femoral impact forces by up to 50% without substantially impairing balance in older women. *Accid Anal Prev.* 2009;41(3):642-650. doi: 10.1016/j.aap.2009.03.001

162. Laing AC, Tootoonchi I, Hulme PA, Robinovitch SN. Effect of compliant flooring on impact force during falls on the hip. *J Orthop Res.* 2006;24(7):1405-1411. doi: 10.1002/jor.20172
163. Mackey DC, Lachance CC, Wang PT, Feldman F, Laing AC, Leung PM, et al. The Flooring for Injury Prevention (FLIP) Study of compliant flooring for the prevention of fall-related injuries in long-term care: A randomized trial. *PLoS Med.* 2019;16(6):e1002843. doi: 10.1371/journal.pmed.1002843
164. Nakanishi T, Hitosugi M, Murayama H, Takeda A, Motozawa Y, Ogino M, Koyama K. Biomechanical Analysis of Serious Neck Injuries Resulting from Judo. *Healthcare (Basel).* 2021;9(2). doi: 10.3390/healthcare9020214
165. Qu H, Zhang S, Sorochan JC, Weinhandl JT, Thoms AW, Dickson KH. Effects of synthetic turf and shock pad on impact attenuation related biomechanics during drop landing. *Sports Biomech.* 2022;21(6):748-760. doi: 10.1080/14763141.2019.1690570
166. Tessutti V, Ribeiro AP, Trombini-Souza F, Sacco IC. Attenuation of foot pressure during running on four different surfaces: asphalt, concrete, rubber, and natural grass. *J Sports Sci.* 2012;30(14):1545-1550. doi: 10.1080/02640414.2012.713975
167. Tomin M, Kossa A, Berezvai S, Kmetty Á. Investigating the impact behavior of wrestling mats via finite element simulation and falling weight impact tests. *Polymer Testing.* 2022;108. doi: 10.1016/j.polymertesting.2022.107521
168. Wardiningsih W, Troynikov O. An evaluation of force attenuation, comfort properties and density of materials for hip protective pads. *Journal of Engineered Fibers and Fabrics.* 2019;14. doi: 10.1177/1558925019853955
169. Schafer R, Trompeter K, Fett D, Heinrich K, Funken J, Willwacher S, et al. The mechanical loading of the spine in physical activities. *Eur Spine J.* 2023;32(9):2991-3001. doi: 10.1007/s00586-023-07733-1
170. Huang Q, Kleiven S. Finite Element Analysis of Energy-Absorbing Floors for Reducing Head Injury Risk during Fall Accidents. *Applied Sciences.* 2023;13(24). doi: 10.3390/app132413260
171. Mishra E, Lubbe N. Assessing injury risks of reclined occupants in a frontal crash preceded by braking with varied seatbelt designs using the SAFER Human Body Model. *Traffic Inj Prev.* 2024;25(3):445-453. doi: 10.1080/15389588.2024.2318414
172. Harper DJ, McBurnie AJ, Santos TD, Eriksrud O, Evans M, Cohen DD, et al. Biomechanical and Neuromuscular Performance Requirements of Horizontal Deceleration: A Review with Implications for Random Intermittent Multi-Directional Sports. *Sports Med.* 2022;52(10):2321-2354. doi: 10.1007/s40279-022-01693-0
173. Stemper BD, Chirvi S, Doan N, Baisden JL, Maiman DJ, Curry WH, et al. Biomechanical tolerance of whole lumbar spines in straightened posture subjected to axial acceleration. *J Orthop Res.* 2018;36(6):1747-1756. doi: 10.1002/jor.23826
174. Chastain K, Gepner B, Moreau D, Koerber B, Forman J, Hallman J, Kerrigan J. Effect of axial compression on stiffness and deformation of human lumbar spine in flexion-extension. *Traffic Inj Prev.* 2023;24(sup1):S55-S61. doi: 10.1080/15389588.2023.2198627
175. Gabauer DJ, Gabler HC. The effects of airbags and seatbelts on occupant injury in longitudinal barrier crashes. *J Safety Res.* 2010;41(1):9-15. doi: 10.1016/j.jsr.2009.10.006
176. Soica A, Gheorghe C. A Review of Seatbelt Technologies and Their Role in Vehicle Safety. *Applied Sciences.* 2025;15(10). doi: 10.3390/app15105303
177. Pintar FA, Yoganandan N, Myers T, Elhagediab A, Sances A, Jr. Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *J Biomech.* 1992;25(11):1351-1356. doi: 10.1016/0021-9290(92)90290-h
178. Sequeira GJ, Brandmeier T. Evaluation and characterization of crash-pulses for head-on collisions with varying overlap crash scenarios. *Transportation Research Procedia.* 2020;48:1306-1315. doi: 10.1016/j.trpro.2020.08.156
179. King AI, Yang KH. Research in biomechanics of occupant protection. *J Trauma.* 1995;38(4):570-576. doi: 10.1097/00005373-199504000-00017
180. Hans D, Goertzen AL, Krieg MA, Leslie WD. Bone microarchitecture assessed by TBS predicts osteoporotic fractures independent of bone density: the Manitoba study. *J Bone Miner Res.* 2011;26(11):2762-2769. doi: 10.1002/jbmr.499
181. Schreiber JJ, Anderson PA, Rosas HG, Buchholz AL, Au AG. Hounsfield units for assessing bone mineral density and strength: a tool for osteoporosis management. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93(11):1057-1063. doi: 10.2106/jbjs.J.00160
182. Wang TY, Park C, Zhang H, Rahimpour S, Murphy KR, Goodwin CR, et al. Management of Acute Traumatic Spinal Cord Injury: A Review of the Literature. *Front Surg.* 2021;8:698736. doi: 10.3389/fsurg.2021.698736
183. Grabel ZJ, Lunati MP, Segal DN, Kukowski NR, Yoon ST, Jain A. Thoracolumbar spinal fractures associated with ground level falls in the elderly: An analysis of 254,486 emergency department visits. *J Clin Orthop Trauma.* 2020;11(5):916-920. doi: 10.1016/j.jcot.2020.04.009
184. Chen S, Li G, Li F, Wang G, Wang Q. A dynamic nomogram for predicting the probability of irreversible neurological dysfunction after cervical spinal cord injury: research based on clinical features and MRI data. *BMC Musculoskelet Disord.* 2023;24(1):459. doi: 10.1186/s12891-023-06570-z
185. Kreinest M, Gliwitzky B, Schuler S, Grutzner PA, Munzberg M. Development of a new Emergency Medicine Spinal Immobilization Protocol for trauma patients and a test of applicability by German emergency care providers. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med.* 2016;24:71. doi: 10.1186/s13049-016-0267-7
186. Maschmann C, Jeppesen E, Rubin MA, Barfod C. New clinical guidelines on the spinal stabilisation of adult trauma patients - consensus and evidence based. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med.* 2019;27(1):77. doi: 10.1186/s13049-019-0655-x
187. Mohammad Ismail A, Forssten MP, Hildebrand F, Sarani B, Ioannidis I, Cao Y, et al. Cardiac risk stratification and adverse outcomes in surgically managed patients with isolated traumatic spine injuries. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2024;50(2):523-530. doi: 10.1007/s00068-023-02413-7
188. Dao QA, Nguyen VS, Dang VQ, Tran PC, Le DTS. Diagnostic accuracy and clinical utility of mTLICS versus TLICS and TL AOSIS in stratifying three-tier treatment for thoracolumbar injuries: focus on intermediate score range. *BMC Musculoskelet Disord.* 2025;26(1):824. doi: 10.1186/s12891-025-09124-7
189. Loftis KL, Price J, Gillich PJ. Evolution of the Abbreviated Injury Scale: 1990-2015. *Traffic Inj Prev.* 2018;19(sup2):S109-S113. doi: 10.1080/15389588.2018.1512747
190. van Wessel KJP, Niemeijer MJS, Leenen LPH. Polytrauma patients with severe cervical spine injuries are different than with severe TBI despite similar AIS scores. *Sci Rep.* 2022;12(1):21538. doi: 10.1038/s41598-022-25809-8
191. Germanetti F, Fiumarella D, Belingardi G, Scattina A. Injury Criteria for Vehicle Safety Assessment: A Review with a Focus Using Human Body Models. *Vehicles.* 2022;4(4):1080-1095. doi: 10.3390/vehicles4040057
192. Lee JY, Vaccaro AR, Lim MR, Oner FC, Hulbert RJ, Hedlund R, et al. Thoracolumbar injury classification and severity score: a new paradigm for the treatment of thoracolumbar spine trauma. *J Orthop Sci.* 2005;10(6):671-675. doi: 10.1007/s00776-005-0956-y
193. Patel AA, Vaccaro AR. Thoracolumbar spine trauma classification. *J Am Acad Orthop Surg.* 2010;18(2):63-71. doi: 10.5435/00124635-201002000-00001

194. Fradet L, Petit Y, Wagnac E, Aubin CE, Arnoux PJ. Biomechanics of thoracolumbar junction vertebral fractures from various kinematic conditions. *Med Biol Eng Comput.* 2014;52(1):87-94. doi: 10.1007/s11517-013-1124-8
195. Karamian BA, Schroeder GD, Lambrechts MJ, Canseco JA, Oner C, Vialle E, et al. An international validation of the AO spine subaxial injury classification system. *Eur Spine J.* 2023;32(1):46-54. doi: 10.1007/s00586-022-07467-6
196. Schnake KJ, Schroeder GD, Vaccaro AR, Oner C. AOSpine Classification Systems (Subaxial, Thoracolumbar). *J Orthop Trauma.* 2017;31 Suppl 4:S14-S23. doi: 10.1097/BOT.0000000000000947
197. Vaccaro AR, Oner C, Kepler CK, Dvorak M, Schnake K, Bellabarba C, et al. AOSpine thoracolumbar spine injury classification system: fracture description, neurological status, and key modifiers. *Spine (Phila Pa 1976).* 2013;38(23):2028-2037. doi: 10.1097/BRS.0b013e3182a8a381
198. Schroeder GD, Karamian BA, Canseco JA, Vialle LR, Kandziora F, Benneker LM, et al. Validation of the AO Spine Sacral Classification System: Reliability Among Surgeons Worldwide. *J Orthop Trauma.* 2021;35(12):e496-e501. doi: 10.1097/BOT.0000000000002110
199. Bak AB, Moghaddamjou A, Malvea A, Fehlings MG. Impact of Mechanism of Injury on Long-term Neurological Outcomes of Cervical Sensorimotor Complete Acute Traumatic Spinal Cord Injury. *Neurospine.* 2022;19(4):1049-1056. doi: 10.14245/ns.2244518.259
200. Goulet J, Richard-Denis A, Petit Y, Diotalevi L, Mac-Thiong JM. Morphological features of thoracolumbar burst fractures associated with neurological outcome in thoracolumbar traumatic spinal cord injury. *Eur Spine J.* 2020;29(10):2505-2512. doi: 10.1007/s00586-020-06420-9
201. Newgard CD, Fischer PE, Gestring M, Michaels HN, Jurkovich GJ, Lerner EB, Fallat ME, Delbridge TR, Brown JB, Bulger EM; Writing Group for the 2021 National Expert Panel on Field Triage. National guideline for the field triage of injured patients: Recommendations of the National Expert Panel on Field Triage, 2021. *J Trauma Acute Care Surg.* 2022 Aug 1;93(2):e49-e60. doi: 10.1097/TA.0000000000003627
202. Lokerman RD, van Rein EAJ, Waalwijk JF, van der Sluijs R, Houwert RM, Lansink KWW, et al. Accuracy of Prehospital Triage of Adult Patients With Traumatic Injuries Following Implementation of a Trauma Triage Intervention. *JAMA Network Open.* 2023;6(4):e236805-e236805. doi: 10.1001/jamanetworkopen.2023.6805
203. Geduld C, Muller H, Saunders CJ. Factors which affect the application and implementation of a spinal motion restriction protocol by prehospital providers in a low resource setting: A scoping review. *Afr J Emerg Med.* 2022;12(4):393-405. doi: 10.1016/j.afjem.2022.08.005
204. caravantes R, Quezada A, Jimenez L. Low-energy trauma causing multiple cervical fracture: a case report. *MOJ Surgery.* 2024;12(3):117-119. doi: 10.15406/mojs.2024.12.00276
205. Freeman MD, Croft AC, Nicodemus CN, Centeno CJ, Elkins WL. Significant spinal injury resulting from low-level accelerations: a case series of roller coaster injuries. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(11):2126-2130. doi: 10.1016/j.apmr.2005.05.017
206. Yoganandan N, Stemper BD, Baisden JL, Pintar FA, Paskoff GR, Shender BS. Effects of acceleration level on lumbar spine injuries in military populations. *Spine J.* 2015;15(6):1318-1324. doi: 10.1016/j.spinee.2013.07.486