

ФІЗИКО-МЕХАНІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ СПОРТИВНОГО ВЗУТТЯ І ШТУЧНОГО ПОКРИТТЯ, ЯКІ ВИЗНАЧАЮТЬ УДАРНІ НАВАНТАЖЕННЯ НА ОРГАНІЗМ СПОРТСМЕНА

Вивчення ударних навантажень, які діють на склепінчастий апарат стопи (САС) спортсмена при виконанні спортивних вправ нерозривно пов'язане з дослідженнями особливостей спортивного взуття (СВ) і штучного покриття (ШП), яке використовується для спортивних залів і бігових доріжок. Зрозуміло, що виникає гостра необхідність в обговоренні методів, які використовуються для оцінки їх ударнопоглинаючих властивостей, а також дані про травматизм в деяких видах спорту у взаємозв'язку з цими властивостями.

При взаємодії спортсмена з опорою ударне навантаження на САС визначається значеннями результуючого вектора і моментами сил реакції опори [27, с.45].

Ударні сили (УС), які досягають своїх максимальних значень за перші 50 мс контакту, визначаються силою реакції опори і характеризуються високим рівнем значень. Термін "ударні сили" був запропонований у роботі E.Frederick [27]. Для позначення цих сил вживають також такі назви, як початкові [12], пасивні [51] або високочастотні [45].

Сили реакції опори, які виникають після 50 мс контакту з опорною поверхнею, називаються активними [56], але їх абсолютні значення значно нижчі від початкової УС. Інші назви цих сил: наведені [23] або низькочастотні [45].

Результати багаточисленних досліджень показують, що пікові значення УС можуть мати достатньо високий рівень і бути однією із причин, які сприяють травматизації нижніх кінцівок спортсменів [4, 12, 28, 34, 35, 52, 55, 83].

Стандартна деформація визначається як максимальна поверхнева деформація зразка матеріалу підшви СВ або зразка ШП при стандартному навантаженні. Звичайно, розглядають вертикальну і горизонтальну складові кривої стандартної деформації. Для визначення поверхневої деформації в стандартах фірми "Addidas" передбачений динамічний тест із вантаженням масою 150 кг.

Для оцінки опору матеріалу визначають твердість матеріалу (за Шором), яка вимірюється за ступенем проникнення (d) в матеріал підшви еталонної гирі заданої форми з визначеною силою. Вся шкала твердості ранжується за формою еталону (усічений конус – Шор А, сфера – Шор Д), а кількісно виражається від 0 до 100 одиниць в порядку зростання твердості матеріалу [49].

Жорсткість матеріалу визначається відношенням прикладеної до матеріалу сили до величини його деформації. Виявлено [43], що при великих ударних навантаженнях миттєва жорсткість деяких матеріалів, які використовуються

для виготовлення підошви СВ може бути більшою за 40×10^5 н/м, збігаючись за даним параметром з жорсткістю асфальту. У роботах [5, с.9] показано, що миттєва жорсткість таких матеріалів при значних ударних навантаженнях може більше, ніж в 10 разів перевищувати значення цього ж параметра при малих навантаженнях.

Рикошетна пружність (РП) визначається як частка співвідношення сумарної механічної енергії тіла після відскакування від поверхні матеріалу (E_n) до початкової механічної енергії тіла перед ударом E_p

$$РП = \frac{E_n}{E_p} \times 100\%$$

РП не має взаємозв'язку з твердістю і жорсткістю матеріалів СВ/ШП.

Ослаблення сили. Ослаблення сили є відсоткове відношення різниці сил на поверхні зразка дослідного матеріалу ($F_{дм}$) до сили на поверхні еталонного матеріалу ($F_{ем}$) і визначається за формулою:

$$\text{Ослаблення сили} = \frac{F_{дм} - F_{ем}}{F_{ем}} \times 100\%$$

Ця характеристика визначається для вантажів різної форми в залежності від їх маси, твердості матеріалів і висоти їх падіння.

Результати досліджень, проведених в різноманітних видах спорту [4, 12, 28, 43, 51, 52, 54, 55, 56, 61] показують, що однією із основних причин травматизму м'язово-сухожильних структур колінного і гомілковостопного суглобів є такі характеристики ударної взаємодії стопи спортсмена з опорою:

- максимальне значення УС (F_1);
- час досягнення максимального значення $F_1(tF_1)$;
- градієнт або швидкість наростання F_1-G_1 , яка дорівнює відношенню F_1/tF_1 .

Для зменшення можливості виникнення такого типу травм, СВ і ШП, які використовуються в цих видах спорту, повинні бути розроблені із врахуванням необхідності зменшення значень F_1 і G_1 та збільшення tF_1 . Як відомо [1], ступінь біологічного впливу ударного імпульсу залежить не тільки від максимального значення УС, але і від часу його досягнення: чим крутіший фронт наростання ударного імпульсу, тим більш негативно він впливає на організм [1]. Коли час дії ударного імпульсу менше латентного часу рефлекторних реакцій (порядку 20 мс) [1], тоді головну роль відіграють чисто фізичні процеси, викликані механічними властивостями опорно-рухового апарату. В міру збільшення тривалості ударного імпульсу відбувається усе більше залучення рефлекторних механізмів захисту організму.

Аналіз методів, які використовуються для оцінки ударнопоглинаючих властивостей СВ/ШП показує, що їх можна розділити на дві групи: фізичні або матеріальні тести і суб'єктивні тести.

Матеріальні тести описують механічні властивості СВ/ШП, намагаючись описати модель біологічної реакції на вплив, який створює фізичне тіло. Суб'єктивні тести використовуються для з'ясування питання про те, як

змінюються біомеханічні властивості системи “САС – СВ” або “САС – СВ – ШП” в різних умовах досліду.

Серед багаточисленних механіко-динамічних тестів найбільшої поширеності набув так званий “дроп-тест” [51]. Методика тестування така: тест-об’єкт заданої форми (сфера [51] або циліндр [68]) падає з визначеної висоти на зразок СВ/ШП. На тест-об’єкті встановлений датчик прискорення. Контактна сила може бути записана в такий спосіб:

$F(t) = m \times a(t) = m \times \ddot{x}(t)$, де $F(t)$ – контактна сила; m – маса падаючого тіла; $a(t) = \ddot{x}(t)$ – вертикальне прискорення.

Використовуючи початкові умови $x(0) = V_0$ і $\dot{x}(0) = 0$, деформація d як функція часу може бути визначена шляхом подвійного інтегрування як $d(t) = x(t)$. Типові криві для прискорення, швидкості й переміщення тест-об’єкта були отримані в роботі [23] (рис. 1).

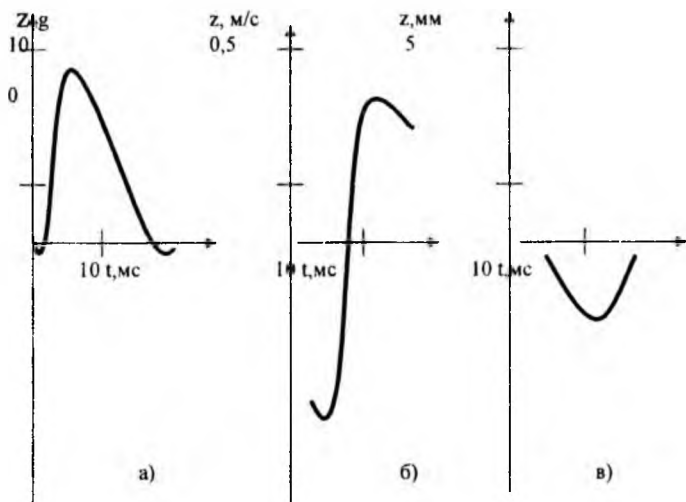


Рис. 1. Типові криві прискорення (а), швидкості (б) і переміщення (в) тест-об’єкта при проведенні дроп-теста (за Denoth, 1983).

Форма кривої швидкості показує, що тест-об’єкт при відскакуванні від матеріалу має меншу швидкість, ніж на початку контакту. Отже, тест-об’єкт втрачає енергію під час контакту із зразком. Далі крива деформації показує, що тест-об’єкт покидає досліджуваний зразок, коли він ще деформований.

Вага тест-об’єкта може бути вибрана відповідно до поняття “ефективна маса” [24]. За визначенням “ефективна маса” являє собою похідну від ділення максимального значення вертикальної складової сили реакції опори ((ВСРО) визначається на динамометричній платформі) на максимальне значення прискорення вздовж осі великогомілкової кістки (визначається акселеро-

метром). За даними [52] “ефективна маса” тіла людини при ударних взаємодіях з опорою змінюється в межах від 3 до 13 кг. У роботі [23] вказується, що “ефективну масу” можна порівняти з масою частини тіла людини, яка загальмовується в момент удару.

У стандартному тест-методі оцінки ударнопоглинаючих властивостей ШП і матеріалів США *ASTM F-355* [68] в якості тест-об’єкту використовується алюмінієвий циліндр висотою 25,4 см, масою 9,07 кг, діаметром платформи 12,8 см. Висота падіння циліндра – 0,6 м.

На верхній платформі жорстко закріплений датчик прискорення, що вимірює прискорення вздовж вертикальної осі циліндра.

При проведенні дроп-тесту передбачається, що максимальне значення ВСПО і деформація досліджуваного зразка СВ/ШП залежать від швидкості приземлення тест-об’єкту, розмірів ділянки контакту і маси тест-об’єкта. На рис. 2 показані максимальні значення ВСПО для трьох ШП і двох тест-об’єктів.

Перший тест-об’єкт – ядро радіусом 5,25 см і масою 4 кг, другий – ядро радіусом 6,2 см і масою 7,3 кг. Обидва ядра скидалися з однакової висоти 0,4 м (швидкість приземлення – 2,8 м/с). Товщина досліджуваних зразків ШП була однаковою. З рис. 2 видно, що на підставі результатів, отриманих із першим тест-об’єктом, кращим ШП, із погляду мінімального значення максимуму ВСПО, є покриття С. За результатами другого тест-об’єкта – покриття А. Даний приклад показує, що відбір тест-об’єкта необхідно робити, виходячи з реальних значень ВСПО при виконанні спортивних вправ.

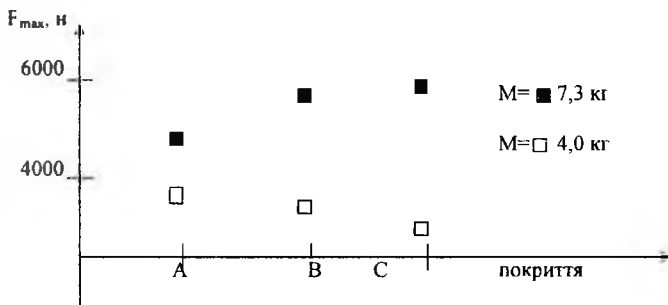


Рис. 2. Значення максимальної сили реакції опори для різних покриттів і тест-об’єктів при проведенні дроп-теста (по Nigg, Yeadon, 1987).

Відомо [12, с.14], що при переміщенні стопи з “п’ятки на носок” динамограма ВСПО має два піки (рис. 3). Виявлено [12, с.14], що перший ударний пік локалізований під підошвою поверхнею п’яtkової кістки, а другий – під подушечками пальців ноги. Ці дані пояснюють методику для оцінки ударнопоглинаючих властивостей СВ, розроблену в Пенсільванському університеті [10]. Основний елемент методики – пристрій, що скидає важкий

стрижень із висоти 5 см на п'ятку/носок підошви СВ. Стержень обладнаний реєструючим пристроєм, який записує прискорення його руху. Задача тесту полягає у визначенні ступеня зменшення ударного максимуму при використанні конкретного виду СВ в одиницях g (g – прискорення вільного падіння $9,81 \text{ м/с}^2$) у порівнянні з еталонною поверхнею. За даними [11, с.13] для задньої частини підошви бігового СВ характерно ослаблення в межах від 9 до 12 g , для передньої – від 11 до 15 g . Для СВ видів спорту, які проводяться в залах, характерно збільшення ударного максимуму при збільшенні твердості і зменшенні товщини підошви [6].

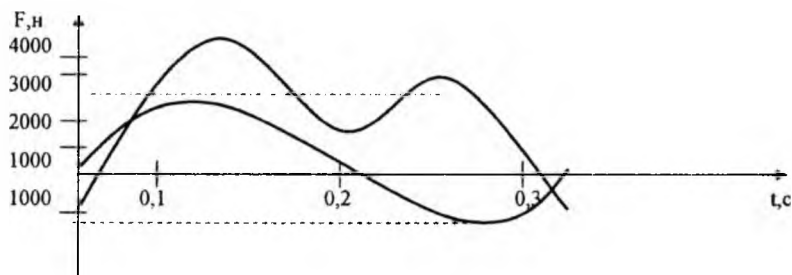


Рис. 3. Типові динамограми вертикальної складової сили реакції опори при бігу "з п'ятки на носок" (по Nigg, Kerr, 1983).

У роботі [27] був виявлений нелінійний взаємозв'язок товщини і твердості підошви СВ із розміром ударного піка ВСРО. У більш м'яких матеріалах (твердість 25 од Шор А) ударний пік збільшується експоненціально при зменшенні товщини підошви від 3,0 до 1,0 см.

Іншою методикою, яку часто використовують для оцінки ударнопоглинаючих властивостей СВ/ШП, є так звані "Штучні атлети Берлін і Штутгарт" [38]. Конструктивно методика являє собою вантаж визначеної маси, що падає із заданої висоти на пружину і через його ударник тисне на досліджуваний зразок СВ/ШП. Реєструючі пристрої (датчики навантаження 0-2000 Н і чутливістю до переміщення – ± 10 мм) встановлюються над зразком. За допомогою цих пристроїв можуть бути визначені сили реакції опори, деформація і втрати механічної енергії в зразку.

Конструктивно "Штучні атлети Берлін і Штутгарт" мають таку різницю:

1. Вага падаючого еталонного предмета: "Штутгарт" – 50 кг, "Берлін" – 20 кг.
2. Маса ударника (штучної стопи): "Штутгарт" – 9 кг, "Берлін" – 1,8 кг.
3. Жорсткість пружини: "Штутгарт" – 50 Кн/м, "Берлін" – 2000 Кн/м.
4. Діаметр ударника: "Штутгарт" – 49,5 мм, "Берлін" – 70 мм,
5. Швидкість приземлення ударника: "Штутгарт" – 0,7 м/с, "Берлін" – 1,0 м/с.
6. Час досягнення максимуму ВСРО після контакту: "Штутгарт" – 150 мс. "Берлін" – 10 мс.

Для вивчення ударнопоглинаючих властивостей СВ/ШП можуть бути використані і динамометричні платформи. У цьому випадку досліджуваний зразок встановлюється на поверхні платформи, потім проводиться дроп-тест і одержують криву ВСРО.

Методика використання в ударних тестах маятника як задаючого навантаження описана в [59]. На кінці маятника встановлюється штучна стопа, що падає з заданої висоти в центр динамометричної платформи. Оцінюється значення максимуму ВСРО і час його досягнення при зміні енергії взаємодії з опорою.

Опосередковані тести використовуються для оцінки ударнопоглинаючих властивостей СВ/ШП у реальних спортивних рухах. Розходження у результатах опосередкованих і механічних тестів, на думку ряду авторів [5, 10, 18, 19, 51, 52, 62, 67] обумовлене тим, що САС кінематично пристосовується до твердості СВ/ШП. У підтримку цієї гіпотези свідчить отриманий в роботі [18] статистично достовірний взаємозв'язок швидкості згинання колінного суглоба, яке відбувається миттєво після удару п'ятою і твердості матеріалу підшви СВ. Такий феномен може змінювати значення сили реакції опори, "приховуючи" частину властивостей ударнопоглинаючого випробуваного зразка. У роботі [36] опосередковано досліджувалася ця адаптивна спроможність САС. Висновок даної роботи складався в тому, що головною причиною варіабельності отриманих результатів є розходження у функціональних впливах СВ із м'якою і твердою підшвою на САС.

Припущення про те, що опорно-руховий апарат людини реагує на зміну фізико-механічних властивостей СВ/ШП, тільки підкреслює необхідність їхнього точного виміру. Тобто матеріальні тести необхідні для "еталонного" співставлення ударнопоглинаючих властивостей СВ/ШП.

Які ж методики найбільш часто використовують при проведенні суб'єктивних тестів?

Як правило, до них відносяться методики, що мають в своїй основі динамометричні платформи [5, 10, 19, 28, 47, 54]. При цьому звичайно вивчають такі ж самі характеристики, що і при проведенні матеріальних тестів. Оскільки біг є складовим елементом багатьох спортивних вправ, то він був предметом дослідження у великій кількості робіт по вивченню ударнопоглинаючих властивостей СВ/ШП. Показано [5, 10, 18, 19, 52 та ін.] що результати матеріальних і суб'єктивних тестів оцінки властивостей СВ при бігу на динамометричних платформах дають значні розбіжності. Так, у роботі [53] вказується, що максимальне значення піка ВСРО має тенденцію до зменшення при зниженні твердості матеріалу підшви СВ. У той же час у більш пізніх роботах цих же авторів [46, с.54] вказується, що варіація твердості підшви СВ мало впливає на розмір піка ВСРО.

Іншою методикою, яку також часто використовують в суб'єктивних тестах, є акселерометрія [15, 16, 18, 26, 54, 55, 64]. Проте показання акселерометрів можуть мати велику похибку. Це обумовлено способом кріплення

датчика, його резонансною частотою, масою і т. ін. Звичайно, датчики прискорення кріпляться спеціальними ремнями, хоча в роботах [40, 42] описується кріплення акселерометрів до великогомілкової кістки спортсменів спеціальними гвинтами.

У ранніх роботах [55] із використанням акселерометрії вивчалися гірські лижі і гімнастика. Було встановлено, що при швидкості руху лижника до 25 м/с величина прискорення гальмування на великогомілкової кістці може досягати 200 g. При бігу на різноманітних ШП цей же показник варіює від 5 до 17 g. Пік прискорення гальмування до 7 g був зареєстрований на голові спортсмена при приземленні на тонкий гімнастичний мат після стрибка з висоти 1,5 м [55]. Таке високе значення прискорення є винятковий факт, тому що звичайні значення цього параметра від 1 до 3 g [29].

Результати робіт [17,18] говорять про те, що прискорення гальмування на дистальному кінці великогомілкової кістки зменшується майже лінійно із зменшенням швидкості бігу і зменшенням довжини бігового кроку. На думку дослідників, ці дані становлять інтерес у якості вихідних вимог для розробки ударнопоглинаючого СВ/ШП для різних видів спорту до спортсменів різноманітної кваліфікації. Проте в [18] не виявлено ніякого взаємозв'язку між твердістю підшви СВ і піком прискорення гальмування під час бігу.

Для усунення лімітуючих чинників при оцінці адаптації спортсменів до підшви СВ різноманітної твердості була розроблена спеціальна методика [64]. Суть її полягає в тому, що один акселерометр встановлюється в спеціальній порожнині підшви, не заважаючи бігуну в опорній фазі, інший – на дистальному кінці великогомілкової кістки. Таким чином, дана методика дозволяє співставити одночасно зареєстровані значення прискорень на поверхні контакту і дистальному кінці гомілки спортсмена.

Необхідність ослаблення ударних навантажень на САС за рахунок властивостей СВ/ШП базується на думці багатьох дослідників [5, 24, 31, 33, 45, 57, 60, 61], які вказували, що ударні навантаження можуть бути однією з причин численних травм. У роботі [8] показана зміна силових профілів бігунів, які використовували взуття з підшвами різноманітної твердості при виконанні 15-мильного тренувального забігу. Менші зміни зафіксовані у бігунів, які користувалися СВ із м'якою підшвою.

Логічно, застосування СВ із більш м'якими підшвами повинно було б зменшити значення ударних сил. Проте занадто м'яка підшва погіршує стабілізацію положення стопи при переміщенні її з п'ятки у медіально-латеральному напрямку щодо осі підтаранного суглобу, що також може бути причиною травм [49 та ін.]. Крім того, є дані досліджень [18, 27, 36, 49 та ін.], які показують, що при біговому переміщенні з "п'ятки на носок" значення максимуму УС не залежить від твердості матеріалів підшви СВ.

Думка про те, що ШП можуть бути джерелом травм, вперше була висловлена наприкінці 60-х років, коли в легкій атлетиці почали використовувати штучні синтетичні покриття [60]. У ретроспективному дослідженні

[57] методом анкетування вивчалися частота появи травм і захворювань у 115 легкоатлетів. Виявлено, що частота появи болів і травм вища в спортсменів, що займаються на ШП. Термін “біль” використовувався в цій роботі для випадків, що не потребують медичного втручання. Термін “травма” – для випадків, що потребують втручання лікаря. Основні розходження (у %) у спортсменів, що займаються на ШП і ґрунтових доріжках, спостерігалися: для категорії “біль” – періостити великогомілкової кістки (27,6%), розтягнення м’язів гомілки (19,2%), запалення ахілового сухожилля (17,0%), запалення сухожилля (12,7%); для категорії “травма” – розриви ахілового сухожилля (38,5%), розриви м’язів (25,3%), травми хребта (10,5%) і періостити великогомілкової кістки (9,6%). Позитивний приріст відсотка різнорідних травм вказує на збільшення можливості травматизму скоріше на ШП, ніж на ґрунтовій доріжці. Дані робіт [31, с.32] підтверджують цей висновок: чим твердіше ШП бігової доріжки, тим більша можливість появи запалень м’язів і сухожилля та більш серйозних травм. Вважається, що бігові доріжки для дистанції більш 10 000 м повинні бути твердими, а для дистанцій до 10000 м – м’якими. Проте результати роботи [43] це припущення не підтверджують.

При дослідженні травматизму в тенісі було виявлено, що в значній мірі частота травм також залежить від властивостей ШП [7, 39, 51, 65]. Зокрема, в цих роботах вказується, що запалення місць прикріплення м’язів і запалення м’язів зовнішньої поверхні гомілки викликані повторюваними ударами п’ятки на більш твердих ШП. Проте, на думку цих же дослідників, основна причина травматизму в тенісі – це характеристики тертя ШП. У той же час як превентивний захід боротьби з травматизмом за рахунок ударних навантажень пропонується зменшити час гри на кортах із більш твердим покриттям.

Вплив ударнопоглинаючих властивостей ШП на частоту травматизму вивчався в аеробіці. Показано [58], що частота появи травм в інструкторів значно вища, ніж у спортсменів (75,5 і 43,3 % відповідно). Автори зробили висновок, що пружні, але тверді покриття в залах можуть сприяти виникненню травм. Подібний висновок зроблений і в роботах 25, 26.

Висновки 1. Незважаючи на велику увагу, що приділяється проблематиці СВ/ШП за кордоном, у нашій країні дослідження з даного напрямку практично не проводяться.

2. Взуття і штучні покриття впливають на біодинамічні характеристики спортивних рухів і можуть стати причиною виникнення травм.

3. При розробці нових типів спортивного взуття і штучного покриття необхідно враховувати не тільки біодинамічну специфіку рухів конкретних видів спорту, але і результати матеріальних тестів ударнопоглинаючих властивостей взуття і штучного покриття для їх “еталонного” порівняння між собою.

1. Кудрин И., Сулимо-Самуйло З., Филатов А. Механические ударные нагрузки и перегрузки как фактор экологии – Л.: Наука, 1998. – 224 с.
2. Andersson R., Hauri M. Movement pattern depending on shoe and surface // Master's thesis, ETH, Zurich, 1998. – 123 p.
3. Andersson G., Olofsson B. Surface and shoe deformation in sport activities and injuries // Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces / Nigg B., Kerr B. ed. University Printing, Calgary, 1993. – P. 55-61.
4. Bates B., James S., Osternig L., Sawhill J., Hamill J. Effects of running shoes on ground reaction forces // Biomechanics VII – University Park Press, Baltimore, MD, 1981. – P. 226-233.
5. Bates B., Osternig L., Sawhill J., James S. An assessment of subject variability, subject-shoe interaction and the evaluation of running shoes using ground reaction force data // J. Biomech., 1993. – V16. – P.181-192.
6. Berg K., Sady S. Oxygen cost of running at submaximal speeds while wearing shoe inserts // Res. Q., 1995. – V56. – P.86-89.
7. Bocchi L., Fontanesi G., Orso C, Camuri G. La patologia del piede nel tennis in rapporto al terreno di gioco // Int. J. of Sport Traumatology. – 1994. – N 6. – P.325-332.
8. Hematological variations after endurance running with regular and air soles shoes / Burke E., Falsetti H., Ratering C, Frederik E., Field R., Hamilton H. // Med. Sci. Sports Exerc. – 1993. – V.121. – P.146.
9. Calder C, Smith C, Ying J. Measurement of shock absorption characteristics of athletic shoes // Exper. Tech. – 1985. – N 6. – P.21-24.
10. Cavanagh P. The running shoe book. Mountain view. CA: Anderson World, 2000 – 56 p.
11. Cavanagh P., Hinrich R., Williams K. Testing procedures of the Runner's World shoe survey // Runner's World, 2001. – V. 15 (10). – P.397-406.
12. Cavanagh P., Lafortune M. Ground reaction forces in distance running // J. Biomech. – 1980. – V. 13. – P.397-406.
13. Cavanagh P., Williams K. Testing procedures for the 1992 Runner's World shoe survey // Runner's World – 1993. – V. 16 (10). – P.26-39.
14. Cavanagh P., Rodgers M. Pressure distribution under human foot // Biomechanics: Current Interdisciplinary Research / Perren S., Schneider E. ed. – Dordrecht, Netherlands: Martinus Nijhoff Publishers, 1995. – P.85-95.
15. Clarke T., Cooper L, Clark D., Hamil C. The effect of varied stride rate and length upon shank deceleration during ground contact in running // Med. Sci. Sports Exerc. – 1999. – V. 15 (2). – P.17.
16. Clarke T., Cooper L, Clark D., Hamil C. The effect of increased running speed upon shank deceleration during ground contact // Biomechanics IX –B / Winter D., Norman R., Wells R., Hayes K-, Patla A. ed. – Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1995 – P.101-105.
17. Clarke T., Frederick E., Cooper L. The effects of shoe cushioning upon selected force and temporal parameters in running // Med. Sci. Sports Exerc. – 2002. – V. 14(2). – 144 p.
18. Clarke T., Frederick E., Cooper L. Biomechanical measurement of running shoe cushioning properties // Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces / Nigg B., Kerr B. ed. – Calgary: Alberta, 1993. – P.25-34.
19. Clarke T., Frederick E., Cooper L. The effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running // Int. J. Sports Med. – 1993. – № 4. – P.247-251.
20. Clement D., Taunton J., Wiley J. Investigation of metabolic efficiency in runners with and without corrective orthotic devices // Int. J. Sports Med. – 2002. – № 2. – P.14-15.
21. Denoth J. Der Einfluss des Sportplatzbelages auf den Menschlichen Bewegungsapparat // Medita. – 1997 – № 9. – P.164-167
22. Denoth J. The influence of the speed of movement // Biomechanical aspects of playing surfaces / Nigg B., ed. – Juris Verlag: Zurich, 1998. – P.64-77.

23. Denoth J. A method to measure mechanical-, properties of soles and playing surfaces // Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces / Nigg B., Kerr B., ed. – Calgary: Alberta, 1993. – P.43–50.
24. Denoth J. Load on the locomotor system and modelling // Biomechanics of running shoes / Nigg B., ed. – Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1996. – P 63-116.
25. Francis L., Francis P., Welshons-Smith K. Aerobic dance injuries: A survey of instructors // Phys. and Sportsmed. – 1995. – № 2. – P.97-106.
26. Francis P., Leigh M., Berzins A. Shock absorbing characteristics of floor used dance exercise // Int. J. Sport Biomech. – 1998. – № 2. – P.282-303.
27. Frederick E., Clarke T., Hamill C. The effect of running shoe design on shock attenuation // Sport shoes and playing surfaces / Nigg B., Kerr B. ed. – Champaign. IL: Human Kinetics Publishers, 1994. – P.190-198.
28. Frederick E., Hagy J., Mann R. The prediction of vertical impact force during running // J. Biomech. – 1991. – V.14. – P.495.
29. Frederick E., Homley C, Hammil C, Cooper L. Ventilatory contributions to shock attenuation // Med. Sci. Sports Exerc – 1994. – V.16(2). – P.185.
30. Hay J. A bibliography of biomechanics literature // Iowa City: University of Iowa, 1991 – 124 p.
31. Hess H., Hort W. Increased changes of injuries during practicing track and field on artificial surfaces // Sportarzt und Sportmedizin, 1993. – V. 12. – P.282-285.
32. Hort W. Ursachen, Klinik, Therapie und Prophylaxe der Schaeden auf Leichtathletic-Kunststoffbahnen // Leistungssport. – 1996. – № 1. – P.48-52.
33. James S., Bates B., Ostermig L. Injuries in runners // Am. J. Sport Med. – 1998. – № 6. – P 40-50.
34. Johnson G., Dowson D., Wright V. A biomechanical approach to the design of football boots // J. Biomech – 1996. – № 9. – P.581-585.
35. Johnson G., Dowson D., Wright V. Ankle loading and football boots // Rheum. Rehab. – 1996 – V. 15. – P.194-196
36. Kealin X., Denoth J, Stacoff A., Stuessi E. Cushioning during running-material tests contra subject tests // Biomechanics: Current Interdisciplinary Research / Perren S.,Schneider E. ed – Dordrecht, Netherlands: Martinus Nijhoff Publishers, 1995. – P.651-656.
37. Kerr B., Benuchamp V., Fisher V., Neil R. Foodstrike patterns in distance running // Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces / Nigg B., Kerr B. ed – Calgary, Alberta: University of Calgary, 1993. – P.135-142.
38. Kolitzus H. Functional standarts for playing surfaces // Sport shoes and playing surfaces / Frederick E. ed., Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1984. – P.98-118.
39. Kulund D, McCue F, Rockwell D., Gieck J. Tennis injuries: prevention and treatment // Am. J. of Sports Med. – 1999. – № 7. – P.249-253.
40. Light L., Maclellan Q., Klenerman L. Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear // J. Biomech. – 1999. V. 13. – P.471-488.
41. Luethi S., Denoth J., Kaelin X., Stacoff A., Stuessi E. The influence of the shoe on foot movement and shock attenuation in running // Biomechanics X / Lousson B. ed. – Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1997 – P.931-935.
42. Maclellan G., Vyvyan B. Management of pain beneath the heel and Achilles tendonits with visco-elastic heel inserts // Br. J. Sports Med – 1991. – V. 15. – P.117-121.
43. McMahon T., Greene P. The influence of track compliance on running // J. Biomech. – 1999 – V. 12. – P.893-904.
44. Munro C, Miller D, Fuglevand A. Ground reaction forces in running: A reexamination // J. Biomech. – 1987. – V. 20(2). – P.147-155.

45. Nigg B. External force measurements with sport shoes and playing surfaces // Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces / Nigg B. ed. – Calgary: University Printing, 1983. – P.11-123.
46. Nigg B. Biomechanics, load analysis and sports injuries in the lower extremities // Sport Med. – 1985. – N 2. – P.367-379.
47. Nigg B. Load in selected sports activities – an overview // Biomechanics IX-B / Winder D., Norman R., Wells R., Hayes K., Patla A. ed. – Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1995. – P.91-96.
48. Nigg B. Experimental techniques used in running shoe research // Biomechanics of running shoes / Nigg B. ed. – Champaign, IL: Human Kinetics Publishers. – 1986. – P.27-61
49. Nigg B. (ed.) Biomechanics of running shoes. – Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1986. – 334 p.
50. Nigg B., Bahlens A., Luethi S., Stokes S. The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running // J. Biomech. – 1987. – V. 20(10). – P.951-959.
51. Nigg B., Denoth J. Playing surfaces. – Juris Verlag: Zurich, 2000 – 232 p.
52. Nigg B., Denoth J., Neukomn P. Quantifying the load on the human body // Biomechanics VII / Moreski A., Fidelus K., ed. – Baltimore, MD: University Park Press, 1991. – P.88-105.
53. Nigg B., Denoth J., Luethi S., Stacoff A. Methodological aspects of sports shoe and sport floor analysis // Biomechanics VIII-B / Matsui H., Kobavashi K. ed. – Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1983. – P.1041-1052.
54. Nigg B., Herzog W., Read L. Effect of viskoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running // Am J. Sports Med. – 1988. – V. 16. – № 1. – P. 70-76.
55. Nigg B., Neukomn P., Unold E. Biomechanik und Sport //Orthopade – 1994 – № 3. – P.140-147.
56. Nigg B., Yeadon M. Biomechanical aspects of playing surfaces // J. Sp. Sci. – 1987. – № 5. – P.117-145.
57. Prokop L. Sportmedizinische, Probleme der Kunststoffbeläge // Sportstättenbau und Baederanlagen – 1996 – №4. – P.1175-1181.
58. Richie D., Kelson S., Bellucci P. Aerobic dance injuries: a retrospective study of instructors and participants // Phys. Sportsmed. – 1985. – V. 13. – P.130-146.
59. Rodano R. Analysis of the impact in running shoes // Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces / Nigg B., Kerr B. ed. – Calgary: University Printing, 1983. – P.35-43.
60. Segesser B. Sportschäden durch ungeeignete Böden in Sportanlagen Arztdienst. – ETS: Magglingen, 1990. – 123 p.
61. Segesser B. Die Belastung des Bewegungsapparates auf Kunststoffböden // Sportstättenbau und Baederanlagen. – 1996 – № 4. – P.1183-1194.
62. Snel J., Delleman N., Heerkens Y., Ingen van Schenau J. Shock absorbing characteristics of running shoe during actual running // Biomechanics IX-B / Winder D., Norman R., Wells K., Hays K., Patla A. ed. – Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1995. – P.133-137.
63. Valiant G., Cavanagh P. A study of landing from a jump: Implications for the design of a basketball shoe // Biomechanics IX-B / Winter D., Norman R., Wells R., Hayes K., Patla A. ed. – Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1985. – P.117-122.
64. Valiant G., McMahon T., Frederick E. A new test to evaluate the cushioning properties of athletic // Biomechanics X / Jousson B. ed. – Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1987. – P.1149-1153.
65. Van Salis-Soliglo G. Sport injuries in tennis // Deutsche Zeitschrift fuer Sportmedizin, 1999 – № 8. – P.47-58
66. Voloshin A., Wosk J. An vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system // J. Biomech. – 1992. – V. 15. – P.21-27.

67. Wipf U. The influence of the surface on the movement pattern. – Master's Thesis, ETH: Zurich, 1999. – 423 p.
68. ASTM F 355-86 Standard test method for shock-absorbing properties of playing surface system and materials // Annual book of ASTM standards. – Philadelphia, 1986.
69. DIN 18032 / part 2. Gymnasiums for sport and games. – Draft 1993.

In the review the methods of research of influence of impact loadings on sports shoes and artificial of cover and their role in occurrence sports traumatic are discussed.

Юрій Завійський

ПОКАЗНИКИ ОБМІНУ БІОМЕТАЛІВ ЗАЛІЗА, МІДІ, КОБАЛЬТУ ТА ЦИНКУ В ОРГАНІЗМІ ЗА УМОВ ТРАВМАТИЧНОГО ПОШКОДЖЕННЯ ШКІРИ

Актуальність. Травми шкіри є невід'ємним компонентом найрізноманітніших хірургічних втручань, складають досить великий відсоток побутового, виробничого, а також спортивного травматизму. Статистика ХХ сторіччя переконливо свідчить про те, що кількість людей в Європі, Америці, Азії та Африці, які активно займаються фізичною культурою і спортом, неухильно зростає. Ця тенденція, яка триває і по сьогоднішній день, набрала особливо відчутних темпів в останні два десятиріччя. Спорт в житті сучасної людини в економічно розвинутих країнах світу став фактично невід'ємним компонентом побуту, а для мільйонів людей – сферою професійної діяльності. Багато сучасних видів спорту (бокс, футбол, регбі, бейсбол, хокей, гірськолижний та ковзанярський спорт, авто-мото-велоспорт, східні единоборства, багатоборства та ціла низка інших) належать до категорії високотравматичних. За інтенсивним показником травматизму (ІПТ) незаперечним “лідером” серед різних сучасних видів спорту є бокс, а за темпами зростання ІПТ – футбол. Без сумніву, що максимально швидке одужання та повернення “в стрій” спортсменів після отриманих ними травм є особливо актуальним. Цей постулат стосується перш за все професіональних спортсменів-футболістів, оскільки футбол в кінці другого – на початку третього тисячоліття став за багатьма показниками (кількість спортсменів, уболівальників, тренерів, масажистів, спеціалістів-дієтологів, спортивних фізіологів, біохіміків, лікарів, менеджерів, журналістів, коментаторів та ін.) спортом №1 на планеті. Свідченням сказаного є хоча б те, що за перебігом подій на кожному з трьох останніх чемпіонатів світу з футболу завдяки телебаченню слідкувало, за даними сучасних провідних спортивно-інформаційних агенцій, від 1,5 до 3,5 мільярдів людей.

Травматичні ушкодження шкіри (рани, натертості, садна) серед різних травм спортсменів займають доволі значний відсоток (до 29%), поступаючись лише забоям (до 46%) та ушкодженням сухожильно-зв'язкового апарату (до 31%). Враховуючи сказане, пошуки дієвих шляхів інтенсифікації темпів