

УДК 687.174-83

М.В. ІВАСЕНКО, М.О. ЄРМАКОВА, Я.В. ОРЕНЧИНА
(Київський національний університет технологій та дизайну)

Одяг для вуличних танців, як складова біомеханічної системи танцівника

В статье определены направления усовершенствования одежды для уличных танцев, учитывая характерные движения тела, топографию повреждений и износа; на основе результатов теоретических и практических исследований, представляющих танцора как биомеханическую систему, выполнено обоснование конструктивных особенностей разработанного комплекта одежды для уличных танцев.

Ключевые слова: одежда для уличных танцев, биомеханическая система, топография износа, пакет материалов.

The article identifies ways of improving clothing for street dance, considering the characteristic movements of the body, the topography of damage and wear; based on the results of theoretical and practical studies, representing a dancer as a biomechanical system is justified design features developed sets of clothes for street dance.

Keywords: clothing for street dance, biomechanical system, the topography of wear, package materials.

Танці на рівні із заняттями спортом продовжують посідати важливе місце в житті молоді, а вулична культура стає більш популярною. Найрозповсюдженішими серед вуличних танців сьогодні є Hip-Hop, Popping, Dancehall, House тощо. Поширення культури вуличних танців відображається і на одязі для танцівників, проте в жодному з його видів не враховується запобігання травмонезбезпечності.

Кожен з танцювальних напрямів має свої особливості щодо характерних типових рухів і положень тіла, серед них можна виділити основні, що найчастіше спостерігаються та найбільше характеризують біомеханіку рухів тіла танцівника (див. рис. 1).

Не менш важливою умовою експлуатації є види танцювальних поверхонь, основними з яких є: сценічний та переносний спортивний лінолеум, дерев'яний і танцювальний паркет, вінілове покриття, асфальт та бетон. Травмонезбезпечною може бути будь-яка поверхня, оскільки кожна з них, залежно від виду покриття, може викликати травмування різного характеру. Наприклад, танцювальний паркет має найменший коефіцієнт тертя ковзання, внаслідок чого на практиці може виникати підвищене ковзання та падіння танцівника, а асфальт, маючи найбільший коефіцієнт тертя ковзання, під час взаємодії з оголеними ділянками тіла танцівника (у разі тертя) може викликати пошкодження шкіри.

Виходячи з проаналізованих характерних рухів, умов використання та впливу шкідливих виробничих факторів на танцівників, розроблено топографію пошкоджень тіла танцівника та топографію зносу матеріалів одягу для вуличних танців (ОВТ), які подано на рис. 2 та 3.

З розглянутих топографій пошкоджень тіла танцівника та зносу матеріалів ОВТ встановлено, що найбільш ушкоджуваними ділянками тіла є плечовий пояс, хребет та, особливо, колінні та ліктьові суглоби. Виходячи з цього, для зменшення опорної поверхні та сили удару, танцівники використовують, як окремі засоби індивідуального захисту (ЗІЗ), колінні та ліктьові накладки з рельєфною поверхнею. Під час дослідження конструкції ОВТ в даній роботі увагу зосереджено на ділянках колінних суглобів.

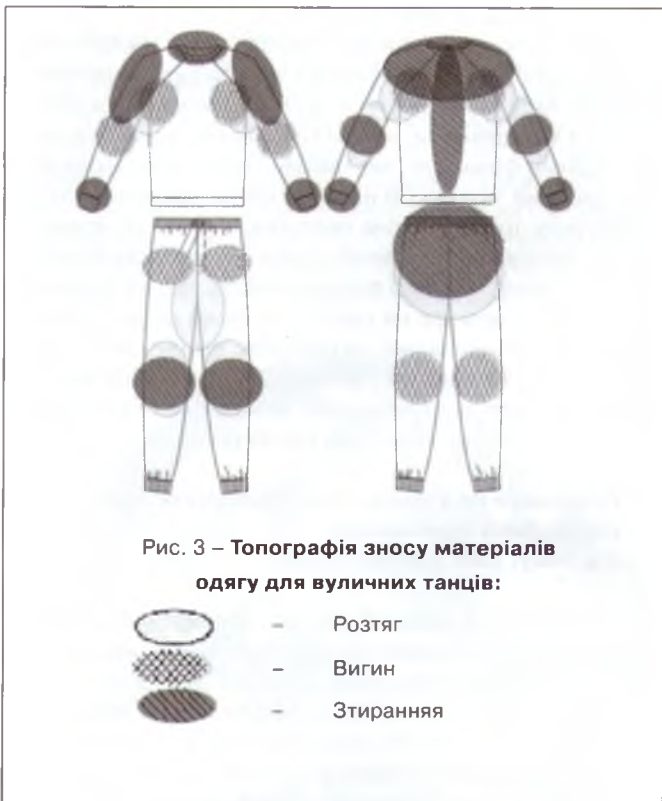
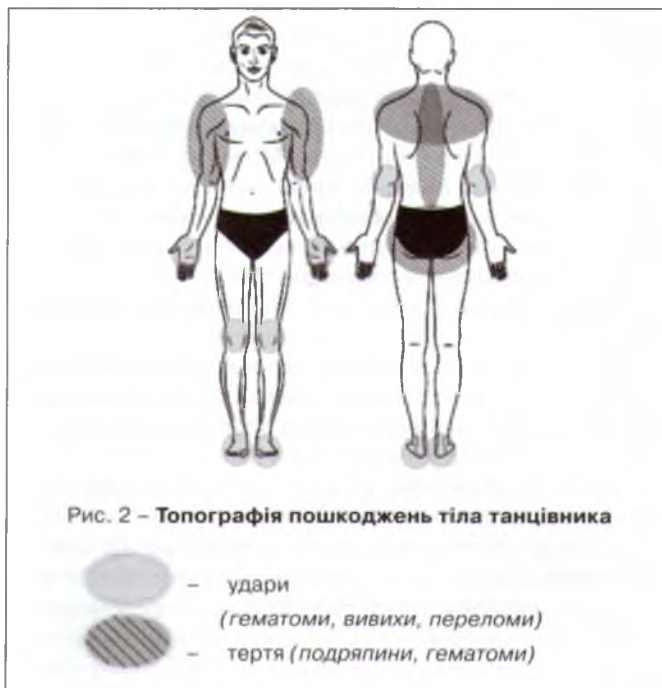


Рис. 1 – Основні характерні рухи вуличних танців

Механічні властивості кісткової тканини колінних суглобів, як армованого композиційного матеріалу, залежать від багатьох факторів: віку, захворювання, індивідуальних умов зростання. Межа міцності кісткової тканини при розтягуванні $\sigma_{\text{кр}} = 100$ МПа, відносна деформація досягає 1%. За різних способів деформування (навантажування) кістка поводить по-різному. Міцність на стиск вище, ніж на розтягнення або вигин. Так, стегнова кістка в поздовжньому напрямку витримує навантаження 45 000 Н, а при вигині – 2500 Н. Запас механічної міцності кістки досить значний і помітно перевищує навантаження, з якими вона стикається за звичайних життєвих умов.

Серед ушкоджень бічних зв'язок колінного суглоба найчастіше спостерігаються розтягнення, частковий або повний розрив бічних зв'язок колінного суглоба. Механіка пошкодження хрестоподібних зв'язок – силовий вплив на виростки великогомілкової кістки або виростки стегна і торсії (мотоспорт, хокей з шайбою, футбол, гірськолижний спорт тощо.). Передня хрестоподібна зв'язка пошкоджується в 30 раз частіше, ніж задня. За будь-якого перелому суглоба відбувається також пошкодження суглобового хряща. Крім того, він страждає у разі травм із зустрічною і компресійною дією. Перелом надколінника відбувається найчастіше внаслідок прямої травми – падіння на коліно або удару надколінника, рідше через надмірне напруження чотириголового м'яза. Переломи надколінника можуть мати різний характер: частіше – поперечні, рідше – осколкові, зірчасті тощо [1].

При ходьбі, бігу, робочих рухах кісток, хрящів і суглобів м'язи та сухожилля піддаються навантаженню, однак напруга в кістках рідко перевищує 50 МПа. Навантаження на суглоби залежить від загальної маси тіла. Розрахункове навантаження на суглоби виражається відношенням сили дії навантаження до ваги тіла. За швидкості ходьби 1 м/с навантаження в тазостегновому суглобі може досягати 6 кН, що на порядок вище за вагу тіла. В спорті таке прискорення набагато вище, що призводить до значних, хоча й короточасних, навантажень на біомеханічні системи. Так, під час бігу від'ємне прискорення гомілки сягає 500 м/с², а в кінці удару у разі виконання прийомів карате, наприклад, навіть 4000 м/с².

Більш глибоке вивчення умов функціонування опорно-рухової системи людини передбачає встановлення факторів, що спричиняють руйнування біомеханічних систем: вивчення механізмів підвищення безпеки кісток, суглобів, м'язів, зв'язок, сухожилля; визначення запасу міцності біомеханічних систем; вивчення пристосувальних механізмів для вирішення конкретних інженерних або медичних задач.

Причиною руйнувань в живому організмі частіш за все є травмування. Тривалість удару зазвичай становить 50–150 мс. Під час вивчення процесу передачі енергії удару через колінний суглоб на стегно встановлено, що сила поздовжнього удару, за якої руйнується стегнова кістка, перебуває в межах від 10,6±2,7 кН (жорсткий удар) до 18,3±6,9 кН (удар через амортизаційну підкладку).

Для захисту необхідно мати вигравш у часі, задіяти пружно-в'язкі системи опорних органів, аби максимально використати амортизуючі властивості не тільки технічних засобів захисту, а й тканин людини. У звичайних технічних матеріалах з підвищенням міцності, як правило, збільшується і модуль пружності. В біологічних матеріалах всі основні механізми збільшення міцності пов'язані з підвищенням поглинання енергії. Максимальна несуча здатність кісток досягається підвищенням податливості й збільшенням градієнту приросту енергії деформування у міру підвищення навантаження. За напруги, вищої за фізіологічний максимум, спостерігається значне збільшення градієнту приросту енергії деформування кістки.

Критерій щільності енергії деформування побудовано на двох основних гіпотезах:

- 1) Руйнація розпочинається в області, де функція енергії деформування має відносний постійний мінімум.

- 2) Початок руйнування настає за критичної для кожного виду матеріалу щільності:

$$\left(\frac{d\omega}{dv}\right)_c = \frac{S_1}{r_1} = \frac{S_2}{r_2} = \dots = \frac{S_c}{r_c} = \text{const} \quad (1)$$

де S_c – фактор щільності критичного деформування, що показує ударну в'язкість матеріалу; r_c – радіус кінця тріщини, що характеризує розмір тріщини, за якої розпочинається її швидке збільшення.

Завдяки цьому критерію вдається виявити зони в конструкції або матеріалі, де енергія використовується в основному для зміни об'єму, а не форми. Ці зони найбільш чутливі до утворення тріщин і, в решті-решт, в них розпочинається процес руйнування.

Важливим фактором ударного контакту є також відносна швидкість (або приведена енергія) тіл, що ударяються, оскільки її зміна в ході контакту визначає залежність контактної сили, локальних і загальних деформацій від часу, тобто найважливіші характеристики удару з точки зору механічної та функціональної міцності тіла людини. Роль засобів захисту від контактного удару зводиться до зниження цих сил та деформацій.

Введення амортизуючих елементів дає змогу додатково знизити крутизну переднього фронту ударного імпульсу, амплітуду контактної сили, частково поглинути енергію удару [2]. Отже, дослідження конструкції, що забезпечить безпеку танцівника під час вуличних танців в найбільш небезпечних випадках, зводиться до визначення виду та габаритів амортизуючих елементів, що слід ввести до неї в найбільш ушкоджені місця.

В основу розрахунку сили удару коліна під час вільного падіння на площину і сили, необхідної для утворення пошкоджень на ньому, положено низку розробок з моделювання випадків вільного падіння людини з певною силою зіткнення голови з площиною, що провадили на кафедрі судової медицини ІММІ ім. І.М.Сеченова [3]. На основі наведених розрахунків отримано залежність сили удару в процесі зіткнення коліна з площиною від маси, висоти колінної точки перед падінням та ступеня жорсткості поверхні, яку подано формулою:

$$F = kP\sqrt{L}, \quad (2)$$

де F – сила удару коліном у разі мимовільного падіння (Н);
 k – коефіцієнт, що залежить від жорсткості поверхні (для жорсткої поверхні (бетон, кахель тощо) $k = 7,7 \pm 0,6$; напівжорсткої (асфальт, дерево тощо) $k = 5,6 \pm 0,7$; нежорсткої (лінолеум, земля) $k = 1,6 \pm 0,3$); P – маса тіла (кг);
 L – висота колінної точки перед падінням (м).

Використовуючи ІІ закон Ньютона для обертового руху та закон зберігання механічної енергії, можна визначити кутову швидкість коліна в момент зіткнення з площиною. Враховуючи, що початкова лінійна швидкість у разі мимовільного падіння дорівнює нулю, маємо:

$$mgL = \frac{m v_k^2}{2}, \quad (3)$$

де m – маса тіла, кг;
 g – прискорення вільного падіння тіла, 9,8 м/с²;
 L – висота колінної точки (м);
 v_k – кінцева лінійна швидкість коліна (в момент співудару), м/с.

Для розрахунку, наближеного до умов, що вивчаються, тіло танцівника представляємо у вигляді системи шарнірів, причому, для спрощення завдання, уявно всю масу тіла сконцентровано в одному місці в т. А (див. рис. 4). На тіло танцівника діє сила F , з якою тіло продовжує рух і, решті-врешт, падає на коліно (або на коліна).

Для точного розрахунку сил зіткнення колінного суглоба з підлогою на рис. 5 схематично зображено траєкторію руху тіла та напрямки дії всіх відповідних сил. Визначено такі показники: тривалість падіння тіла танцівника на колінний суглоб з положення стоячи вперед та в бік; тривалість падіння танцівника на два колінні суглоби з положення стоячи та зі стрибка; зміна товщини матеріалу для вставок у колінні накладки (різних матеріалів для порівняння); середня маса тіла танцівника; висота колінної точки танцівника.

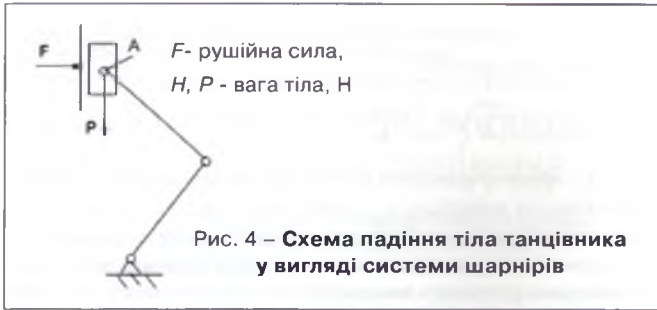


Рис. 4 – Схема падіння тіла танцівника у вигляді системи шарнірів



Рис. 5 – Схематичне зображення падіння тіла із розподілом сил

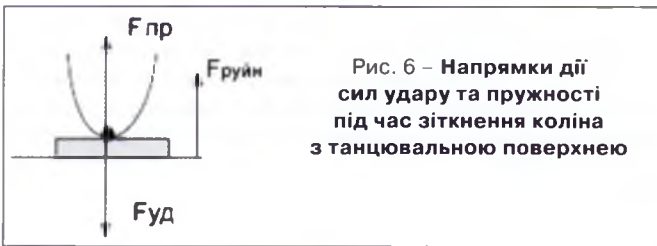


Рис. 6 – Напрямки дії сил удару та пружності під час зіткнення коліна з танцювальною поверхнею

Необхідні значення для розрахунку сили зіткнення колінного суглоба з площиною танцювальної поверхні наведено в табл. 1.

Використовуючи значення з табл. 1, розраховуємо сили зіткнення колінного суглоба з площиною танцювальної поверхні у разі падіння на неї. Визначаємо швидкість руху коліна (т.А – рис.5) на початку траєкторії руху: $V_A = \frac{S}{t} = \frac{0,5}{0,21} = 2,38 \text{ м/с}$ (4)

Визначаємо швидкість руху коліна в момент зіткнення з площиною танцювальної поверхні (т. В – рис. 5):

$$V_{Bx} = V_A = 2,38 \text{ м/с}; \quad V_{By} = \sqrt{\frac{2l}{g}} \quad (5)$$

$$V_B = \sqrt{V_{Bx}^2 + V_{By}^2} = \sqrt{V_A^2 + 2gl} = \sqrt{(2,38)^2 + 2 \cdot 9,8 \cdot 0,5} = 3,93 \text{ м/с} \quad (6)$$

Визначаємо жорсткість кожного з матеріалів (сн), запропонованих для вставки у колінні накладки за формулою (табл. 2):

$$c = \frac{mV_B^2}{(\Delta x)^2} \quad (7)$$

Визначаємо силу пружності кожного з матеріалів (Fпр), запропонованих для вставки у колінні накладки за формулою (табл. 2):

$$F_{пр} = c \cdot \Delta x \quad (8)$$

Визначаємо силу удару коліна під час зіткнення з площиною танцювальної поверхні. Час взаємодії коліна і площини танцювальної поверхні в момент співудару прийемо 0,01с:

$$F_{уд} = \frac{mV_B}{t_{сп}} = \frac{60 \cdot 3,93}{0,01} = 23580,0 \text{ Н} = 23,6 \text{ кН} \quad (9)$$

Визначаємо максимально допустиме значення сили зіткнення коліна з площиною танцювальної поверхні, порівнюючи його з силою, за якої руйнується колінний суглоб [3]:

$$F_{max} = F_{уд} - F_{пр} = 10,6 \pm 2,7 \text{ кН} = 13300 \text{ Н} = 13,3 \text{ кН}$$

$$F_1 = 217,5 - 23,6 = 193,9 \text{ кН} > F_{пр}$$

$$F_2 = 49,8 - 23,6 = 26,2 \text{ кН} > F_{пр}$$

$$F_3 = 26,0 - 23,6 = 2,4 \text{ кН} < F_{пр}$$

$$F_4 = 820,1 - 23,6 = 796,5 \text{ кН} > F_{пр}$$

$$F_5 = 176,9 - 23,6 = 153,3 \text{ кН} > F_{пр}$$

$$F_6 = 195,1 - 23,6 = 171,5 \text{ кН} > F_{пр}$$

$$F_7 = 159,5 - 23,6 = 135,9 \text{ кН} > F_{пр}$$

Отже, сили співудару колінного суглобу з площиною танцювальної поверхні з використанням будь-якої із запропонованих прокладок, окрім зразка №3 (термосинтепон), будуть менші за силу руйнування самого колінного суглобу. Тобто, для забезпечення безпеки танцівника можна використовувати будь-який із обраних матеріалів для колінних накладок, окрім термосинтепону, керуючись лише показником естетичності.

Зазвичай танцівники застосовують колінні накладки, як самостійні засоби індивідуального захисту, на тренуваннях чи виступах, одягаючи їх під штани. Однак, процедура їх одягання разом зі штанами вимагає вдвічі більше часу та деякою мірою більше зусиль, до того ж окремі наколінники підвищують вартість комплексу ОВТ від 70 до 400 грн. Таким чином, для забезпечення естетичного зовнішнього вигляду і належної безпеки танцівника, до конструкції штанів для вуличних танців слід ввести вшивні колінні накладки з матеріалу, що має високі амортизаційні властивості, при цьому відносно невеликої товщини. Таким матеріалом, за результатами досліджень, обрано ламінат, що вшивається двошарово. Це дасть можливість зекономити час на одягання додаткових ЗІЗ та знизити вартість комплексу ОВТ.



Рис. 7 – Конструкція джемперу та штанів для вуличних танців

ВИСНОВКИ

Отримані розрахунки можна рекомендувати для визначення параметрів амортизаційних накладок під час проектування одягу для різних видів фізичних навантажень для колінних і ліктьових суглобів, сідничних кісток тощо.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Громов А.П., Науменко В.Г. Судебно-медична травматологія. – М.: Медицина, 1977. – 368 с.
2. Образцов И.Ф., Адамович И.С., Барер А.С. Проблемы прочности в биомеханике: Учеб. пособие для технич. и биол. спец. вузов. – М.: Высш. шк., 1988. – 311 с.: ил.
3. Оптимизация диагностики механизмов травмы головы при падении на плоскость // Сборник пленарных и стеновых докладов Всероссийской научно-практической конференции с международным участием, посвященной 75-летию РЦ СМЭ. Москва, 2006. – с. 273-278.

Отримано 04.12.2013

ТАБЛИЦЯ 1 – Дані для розрахунку сили зіткнення колінного суглоба з площиною танцювальної поверхні

Тривалість падіння тіла танцівника на танцювальну поверхню, $t_{max}, \text{с}$	Висота колінної точки, $S=l, \text{м}$	Прискорення вільного падіння, $g, \text{м/с}^2$	Середня маса тіла танцівника, $m, \text{кг}$	Зміна товщини матеріалів (1-7) при навантаженні, $\Delta x, \text{мм}$						
				Δx_1	Δx_2	Δx_3	Δx_4	Δx_5	Δx_6	Δx_7
0,21	0,5	9,8	60	4,3	18,6	35,7	1,1	5,2	4,7	5,8

ТАБЛИЦЯ 2 – Показники жорсткості та сили пружності амортизуючих матеріалів

$C_1, \text{Н/м}$	$C_2, \text{Н/м}$	$C_3, \text{Н/м}$	$C_4, \text{Н/м}$	$C_5, \text{Н/м}$	$C_6, \text{Н/м}$	$C_7, \text{Н/м}$
51064273	2675738	727925	725737333	33750000	410723102	274522638
$F_{пр1}, \text{кН}$	$F_{пр2}, \text{кН}$	$F_{пр3}, \text{кН}$	$F_{пр4}, \text{кН}$	$F_{пр5}, \text{кН}$	$F_{пр6}, \text{кН}$	$F_{пр7}, \text{кН}$
217,5	49,8	26,0	820,1	176,9	195,1	159,5