

ВИЗНАЧЕННЯ ВПЛИВУ НАТЯГУ СТРІЧКИ ТА СИЛИ ВІД'ЄДНАННЯ ЗАСТІБКИ «ВЕЛЬКРО» В РЕАБІЛІТАЦІЙНОМУ ВЗУТТІ

Щуцька Г. В., Пономаренко Т. В.

1. Вступ

Післяопераційне взуття досить велике, щоб дозволити одягти більш громіздку пов'язку після операції. Його можуть носити тимчасово, поки відновлюються після операції або травм стопи [1]. Жорстка підошва дозволяє, практично не згинаючи підошви, тримати стопу без рухів. Залежно від моделі, даний вид взуття може бути зашнурованим або використовуватись застібка велькро.

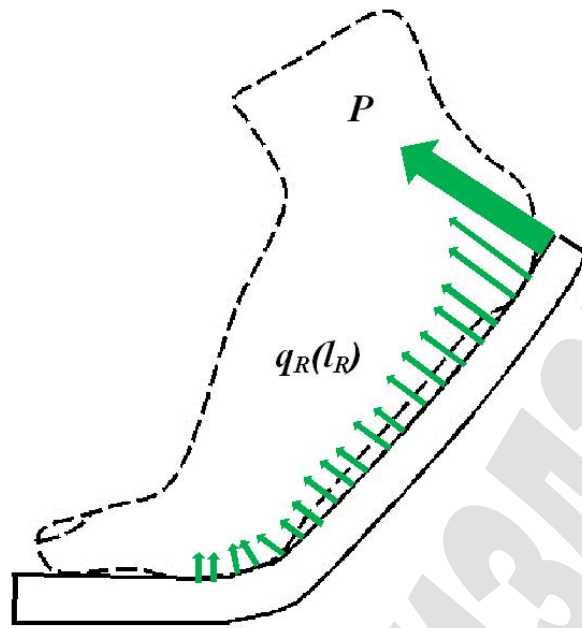
Реабілітаційне взуття призначене носитися після операції стопи, черевик має міцний м'який верх і закріплюється застібкою велькро, щоб пристосувати перев'язану ногу до комфортного переміщення. У процесі відновлення або компенсації порушень функцій опорно-рухового апарату в області стопи, заготовка верху має можливість приймати форму стопи пацієнта.

Цілком очевидно, що основними елементами, які забезпечують цілісність конструкції взуття в умовах експлуатації є застібки «велькро». В процесі експлуатації на застібки будуть діяти сили тиску зовнішньої поверхні стопи. Для забезпечення міцності кріплення застібок необхідно правильно обрати тип застібки, ширину та довжину активної зони зчеплення, щільність розташування гачків. У разі порушення зчеплення черезпід'ємних ременів з поверхнею халяви відбудеться розпадання конструкції як такої. Тому можна вважати, що теоретичні та експериментальні дослідження умов взаємодії черезпід'ємних ременів з застібкою «велькро» із зовнішньою частиною халяви є актуальними та мають практичне значення з точки зору забезпечення експлуатаційної надійності.

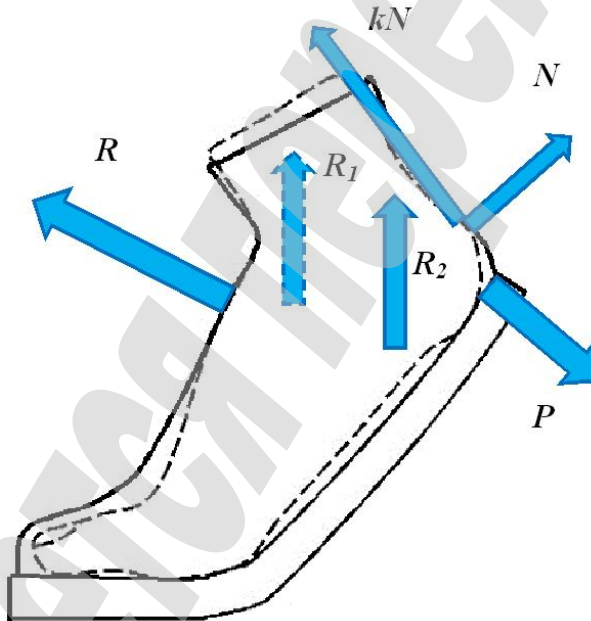
2. Об'єкт дослідження та його технологічний аудит

Об'єктом дослідження є конструктивні параметри ортопедичного післяопераційного взуття, що базуються на комплексних теоретичних та практичних дослідженнях, а саме впливу верхньої зовнішньої поверхні стопи на верх взуття при експлуатації.

На рис. 1 представлені схеми силового навантаження на підошву та верх взуття при згині ступні при ходьбі. При складанні даних схем використовували метод звільнення від в'язей [2, 3].



a



б

Рис. 1. Схеми силового навантаження: *a* – на підшви; *б* – на верх взуття

На рис. 1 показано значення:

- l_R – довжина ранту взуття до лінії згини підшви, яка розташована від краю п'ятки взуття до точки внутрішнього плоско-фалангового зчленування;
- P – сила рівна по модулю та протилежно спрямована рівнодіючій розподіленого навантаження;
- R – сила тиску на верхню частину післяопераційного ортопедичного взуття при згинанні підшви;
- N – нормальна реакція зі сторони п'ятки на внутрішню поверхню верху взуття;
- kN – сила тертя між п'яткою та внутрішньою поверхнею взуття;
- k – коефіцієнт тертя між п'яткою та матеріалом взуття;

– R_1, R_2 – сили тертя між боковими поверхнями халяв та зовнішніми боковими сторонами ступні.

Одним з найбільш проблемних місць є недостатня вивченість умов взаємодії черезпід'ємних ременів з застібкою «велькро» та зовнішньою частиною халяви, що необхідне задля забезпечення експлуатаційної надійності взуття.

3. Мета та задачі дослідження

Мета дослідження – отримання математичних залежностей для визначення сил, які діють на верх взуття в процесі експлуатації. Використання цих залежностей, на стадії проектування конструкції ортопедичного та післяопераційного взуття, дозволить обирати конструкцію з черезпід'ємним ременем.

Для досягнення поставленої мети необхідно виконати такі задачі:

1. Визначити розподільне навантаження на підошву, сили тертя між боковими поверхнями халяв та зовнішніми боковими сторонами ступні, коефіцієнти тертя стопи з матеріалом, момент інерції перетину підошви.
2. Зробити аналіз графічних залежностей значення сили тиску на верхню частину післяопераційного ортопедичного взуття при згині підошви.
3. Визначити сили від'єднання стрічки з петлями при збільшенні натягу опорної стрічки та при її зростанні.

4. Дослідження існуючих рішень проблеми

Серед основних напрямків вирішення розрахунку конструктивних параметрів ортопедичного та післяопераційного взуття, виявлених в ресурсах світової наукової періодики, можуть бути виділені [2, 3]. Але в них не розглянуто комплексні теоретичні та експериментальні дослідження впливу верхньої зовнішньої поверхні стопи на верх взуття при русі.

Робота [4] присвячена проектуванню ортопедичного взуття з урахуванням нозологічних особливостей стоп людей, проте є невирішеним питання математичних розрахунків навантаження на деталі у взутті.

Тестування повноти взуття, стійкість об'єму взуття до нагрівання та методи випробування матеріалів на взуття зазначено в роботі [5]. Однак у цій роботі не до кінця розкрито питання визначення матеріалів для виготовлення стійких текстильних застібок у ортопедичному взутті.

Авторами роботи [6] показано залежність ширини застібки, щільності і висоти її гачків, але залишається питання ширини та довжини застібки в залежності від густоти гачків, для забезпечення міцності кріплення взуття на стопі.

Альтернативний варіант вирішення проблеми закріплення взуття на стопі за допомогою смужок з гачками викладений в дослідженні [7], у якому не передбачено визначення кількості гачків на 1 см^2 , а також графічної залежності густоти гачків на 1 см^2 .

Автори роботи [8] у своєму дослідженні показали різновиди закріплення деталей верху у ортопедичному післяопераційному взутті. Авторами ж роботи [9] досліджена міцність кріплення застібок, для яких необхідно правильно обрати тип застібки, ширину та довжину активної зони зчеплення, щільність розташування гачків.

В [10] розглядається розрахунок конструктивних параметрів, що

підкреслює практичне значення з точки зору забезпечення експлуатаційної надійності взуття, а у [11] підкреслено важливість побудови графічних залежностей зміни сили тиску у взутті.

Таким чином, результати аналізу дозволяють зробити висновок про те, що у разі порушення зчеплення черезпід'ємних ременів з поверхнею халяви відбудеться розпадання конструкції як такої. А також те, що недостатньо вивченими залишаються спосіб закріплення взуття на стопі за допомогою застібки «велькро» та міцність з'єднання гачків застібки між собою в залежності від її параметрів.

5. Методи досліджень

Розподілене навантаження (рис. 1, а) на підошву $q_R(l_R)$ заміняємо рівнодіючою силою P' , яка визначається по формулі:

$$P' = \int_0^{l_R} q_R(l_R) dl_R, \quad (1)$$

де l_R – довжина ранту взуття до лінії згину підошви, яка розташована від краю п'ятки взуття до точки внутрішнього плоско-фалангового зчленування.

На верхню частину післяопераційного ортопедичного взуття діють сили:

P – сила, рівна по модулю та протилежно спрямована рівнодіючій розподіленого навантаження;

R – сила тиску на верхню частину післяопераційного ортопедичного взуття при згинанні підошви;

N – нормальна реакція зі сторони п'ятки на внутрішню поверхню верху взуття;

kN – сила тертя між п'яткою та внутрішньою поверхнею взуття;

k – коефіцієнт тертя між п'яткою та матеріалом взуття;

R_1, R_2 – сили тертя між боковими поверхнями халяв та зовнішніми боковими сторонами ступні, які визначаються за формулами:

$$\begin{aligned} R_1 &= \int_0^{s_1} k_1 q_1(s_1) ds_1, \\ R_2 &= \int_0^{s_2} k_2 q_2(s_2) ds_2, \end{aligned} \quad (2)$$

де s_1, s_2 – бокові площі контакту халяв з зовнішньою та внутрішньою сторонами стопи;

k_1, k_2 – коефіцієнти тертя між зовнішньою та внутрішньою сторонами стопи та матеріалом халяв (в умовах розглядаємої задачі можна прийняти $k=k_1=k_2$);

$q_1(s_1), q_2(s_2)$ – розподілений нормальний тиск між зовнішньою та внутрішньою сторонами стопи та матеріалом халяв.

Для визначення рівнодіючої сили P' (рис. 1, а) необхідно записати рівняння, яке пов'язує залежність згинаючого моменту від кривизни вісі підошви.

Для умов розглядаємої задачі воно має вигляд:

$$\frac{1}{\rho} = \frac{P'}{EI_x} L, \quad (3)$$

де P' – згинаюча сила;

E – модуль пружності матеріалу підошви при розтягненні (для пористої гуми його величина дорівнює $50 \div 500 \frac{\text{Н}}{\text{см}^2}$);

I_x – момент інерції перетину підошви відносно вісі x , яка перпендикулярна центральній вісі підошви;

ρ – радіус кривизни підошви в зоні контакту з плюсно-фаланговим зчленуванням;

L – плече згинаючої сили (відстань від краю п'ятки взуття до лінії згину підошви – приймається рівною 0,67 довжини стопи).

Момент інерції перетину підошви відносно вісі x (рис. 2) [4] можна визначити за формулою:

$$I_x = \frac{ba^3}{12}, \quad (4)$$

де a, b – геометричні розміри перетину підошви.

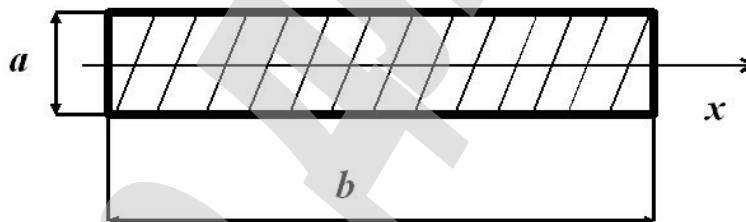


Рис. 2. Форма перетину підошви взуття: a, b – геометричні розміри перетину підошви

Вирішуючи сумісно (3) та (4) отримаємо формулу для визначення результуючої сили P , з якою підошва при згині буде діяти на верхню частину взуття:

$$P = P' = \frac{EI_x}{\rho L} = \frac{Eba^3}{12\rho L}. \quad (5)$$

Для визначення сили навантаження R на верх післяопераційного ортопедичного взуття можна знехтувати силами тертя між боковими поверхнями халяв та зовнішніми боковими сторонами ступні. Таким чином, задача буде зведена до складання рівнянь рівноваги плоскої системи сил.

На рис. 3 представлена розрахункова схема. На цій схемі окремі ділянки взуття замінені відповідними геометричними образами. Це зроблено для спрощення визначення необхідних геометричних характеристик, кутів нахилу векторів сил.

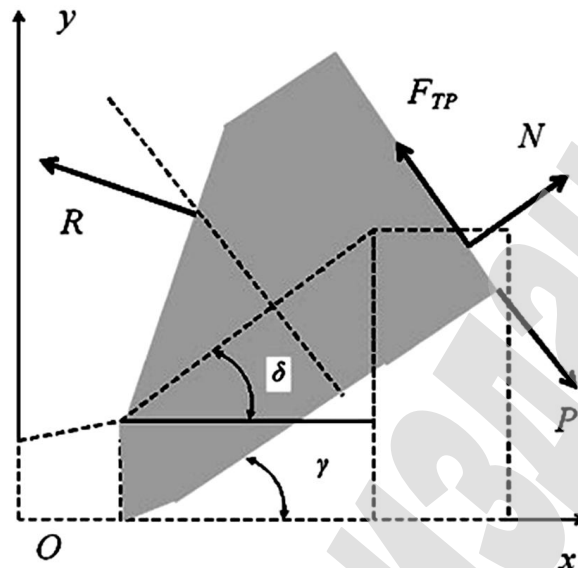


Рис. 3. Розрахункова схема навантаження верху взуття

На рис. 3 показано:

- δ – кут, який характеризує нахил під'єму стопи та охоплюючих її халяв;
- γ – кут нахилу між дотичною до підошви післяопераційного ортопедичного взуття до площини опори (може знаходитися в межах 200÷400, звичайно приймається рівним 250);
- R – сила тиску на верхню частину післяопераційного ортопедичного взуття при згинанні підошви;
- N – тиск п'ятки на поверхню взуття;
- P – результуюча сила, з якою підошва при згині буде діяти на верхню частину взуття.

Як видно зі силової схеми на рис. 3, присутня плоска довільно розташована система сил. Для визначення невідомих сил необхідно скласти систему двох рівнянь рівноваги, які будуть представляти собою алгебраїчні суми проєкцій усіх сил на горизонтальну (x) та вертикальну (y) вісі, які будуть дорівнювати нулю.

Вихідна система рівнянь рівноваги буде мати вигляд:

$$\begin{aligned}
 \sum_{i=1}^N X_i &= -R \sin(\delta + \gamma) - F_{TP} \sin \gamma + N \cos \gamma + P \sin \gamma = 0, \\
 \sum_{i=1}^N Y_i &= R \cos(\delta + \gamma) + F_{TP} \cos \gamma + N \sin \gamma - P \cos \gamma = 0, \\
 F_{TP} &= kN,
 \end{aligned}
 \tag{6}$$

де X_i, Y_i – алгебраїчна сума проєкцій усіх сил, які діють на верх взуття в проєкції на вісі x та y ;

δ – кут, який характеризує нахил під'єму стопи та охоплюючих її халяв;

γ – кут нахилу між дотичною до підошви післяопераційного ортопедичного взуття до площини опори (може знаходитися в межах $20\div 40^\circ$, звичайно приймається рівним 25°).

З урахуванням третього рівняння системи (6) отримаємо:

$$\begin{aligned} \sum_{i=1}^N X_i &= -R \sin(\delta + \gamma) - kN \sin \gamma + N \cos \gamma + P \sin \gamma = 0, \\ \sum_{i=1}^N Y_i &= R \cos(\delta + \gamma) + kN \cos \gamma + N \sin \gamma - P \cos \gamma = 0. \end{aligned} \quad (7)$$

З другого рівняння системи (7) отримаємо:

$$kN \cos \gamma + N \sin \gamma = P \cos \gamma - R \cos(\delta + \gamma).$$

З останнього рівняння визначаємо значення нормального тиску п'ятки на поверхню взуття:

$$N = \frac{P \cos \gamma - R \cos(\delta + \gamma)}{k \cos \gamma + \sin \gamma}. \quad (8)$$

Перетворимо перше рівняння системи (7) до виду:

$$-R \sin(\delta + \gamma) + N(\cos \gamma - k \sin \gamma) + P \sin \gamma = 0.$$

Підставляємо значення нормального тиску п'ятки на поверхню взуття з формули (8) в останнє рівняння, отримаємо:

$$-R \sin(\delta + \gamma) + \frac{P \cos \gamma - R \cos(\delta + \gamma)}{k \cos \gamma + \sin \gamma} (\cos \gamma - k \sin \gamma) + P \sin \gamma = 0.$$

Приведемо останнє рівня до загального знаменника:

$$-R \sin(\delta + \gamma) k \cos \gamma - R \sin(\delta + \gamma) \sin \gamma + [P \cos \gamma - R \cos(\delta + \gamma)] (\cos \gamma - k \sin \gamma) + P \sin \gamma k \cos \gamma + P \sin^2 \gamma = 0.$$

Представимо останнє рівняння у вигляді:

$$R [\sin(\delta + \gamma) (k \cos \gamma + \sin \gamma) + \cos(\delta + \gamma) (\cos \gamma - k \sin \gamma)] = P (\cos^2 \gamma - \cos \gamma k \sin \gamma + \sin \gamma k \cos \gamma + \sin^2 \gamma),$$

або

$$R [\sin(\delta + \gamma) (k \cos \gamma + \sin \gamma) + \cos(\delta + \gamma) (\cos \gamma - k \sin \gamma)] = P (\cos^2 \gamma - k \cos \gamma \sin \gamma + k \cos \gamma + \sin \gamma).$$

З останнього рівняння визначаємо сила тиску на верхню частину післяопераційного ортопедичного взуття при згинанні підошви:

$$R = \frac{P(\cos^2\gamma - k\cos\gamma\sin\gamma + k\cos\gamma + \sin\gamma)}{[\sin(\delta + \gamma)(k\cos\gamma + \sin\gamma) + \cos(\delta + \gamma)(\cos\gamma - k\sin\gamma)]} \quad (9)$$

Значення нормального тиску п'ятки на поверхню взуття, з урахуванням (8), буде мати вигляд:

$$N = \frac{P\cos\gamma}{k\cos\gamma + \sin\gamma} - \frac{P\cos(\delta + \gamma)(\cos^2\gamma - k\cos\gamma\sin\gamma + k\cos\gamma + \sin\gamma)}{(k\cos\gamma + \sin\gamma)[\sin(\delta + \gamma)(k\cos\gamma + \sin\gamma) + \cos(\delta + \gamma)(\cos\gamma - k\sin\gamma)]}$$

Підставляємо в рівняння (9) значення з (5) та отримуємо:

$$R = \frac{Eba^3(\cos^2\gamma - k\cos\gamma\sin\gamma + k\cos\gamma + \sin\gamma)}{12\rho L[\sin(\delta + \gamma)(k\cos\gamma + \sin\gamma) + \cos(\delta + \gamma)(\cos\gamma - k\sin\gamma)]} \quad (10)$$

По результатам обчислювального експерименту будуть побудовані графічні залежності зміни сили тиску на верхню частину післяопераційного ортопедичного взуття при згинанні підошви, як функції кута нахилу між дотичною до підошви взуття до площини опори.

6. Результати досліджень

Результати розрахунків наведені на рис. 4, 5. Дані отримані для товщини підошви 1 та 2 см.

Аналіз графічних на рис. 4, 5 показав, що найбільше значення сили тиску на верхню частину післяопераційного ортопедичного взуття при згинанні підошви спостерігається при куті $\gamma=25^\circ$. При збільшенні спостерігається зменшення цієї сили. Це пов'язано зі зміною орієнтації векторів усіх активних сил.

Натяг черезпід'ємних ременів з застібками «велькро» можна визначити за наступною формулою:

$$T = \frac{R}{2\sin\alpha}, \quad (11)$$

де T – натяг черезпід'ємних ременів з застібками «велькро»;

α – кут нахилу черезпід'ємних ременів до площини, яка перпендикулярна вектору сили тиску на верхню частину післяопераційного ортопедичного взуття (його значення в залежності від конструкції верху взуття може коливатися в межах $10\div 20^\circ$).

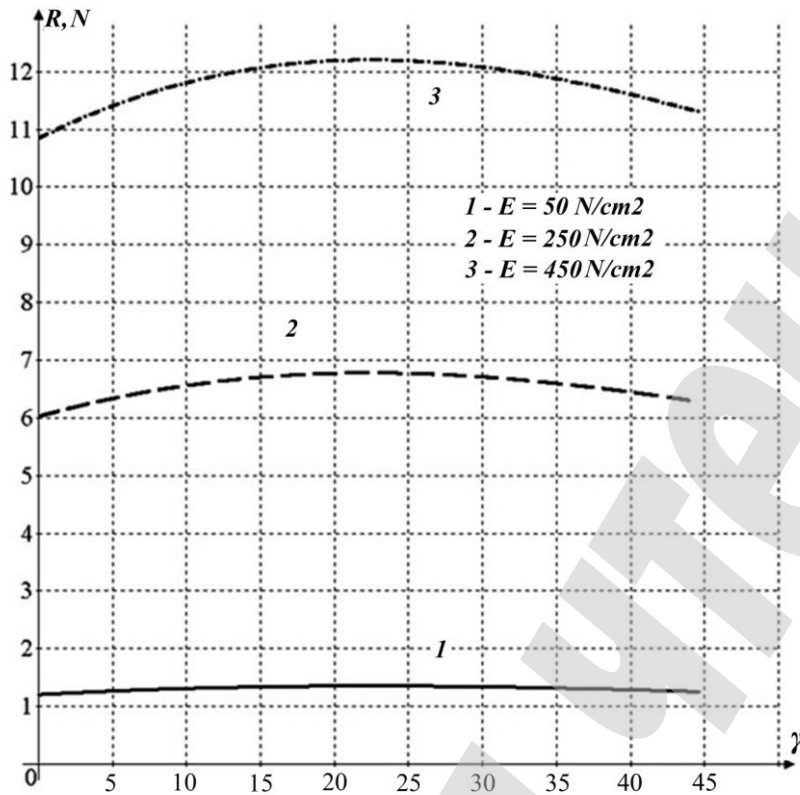


Рис. 4. Залежності $R=f(\gamma)$ при $a=1$ см

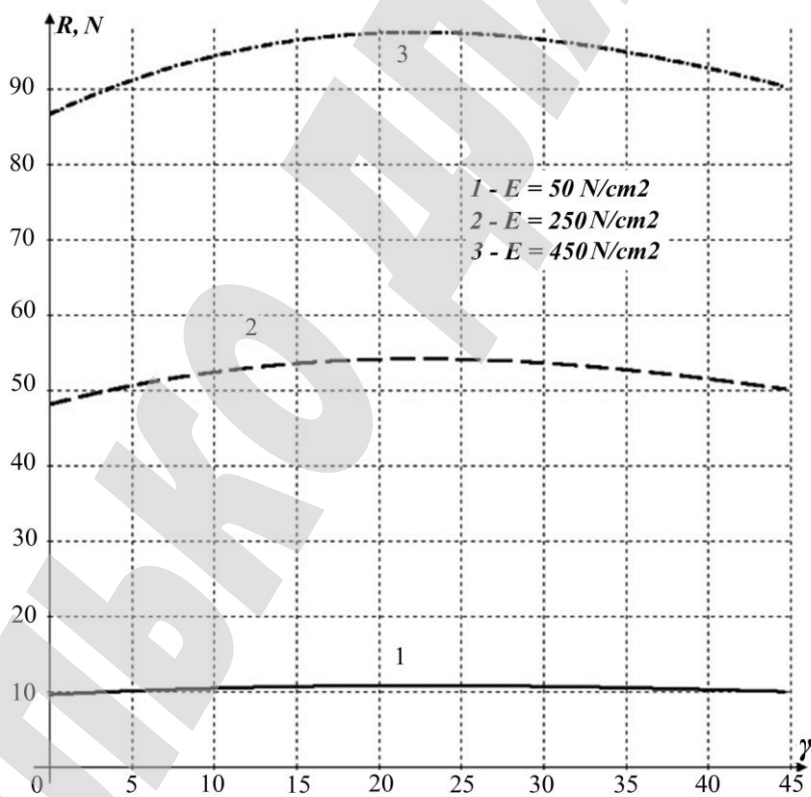


Рис. 5. Залежності $R=f(\gamma)$ при $a=2$ см

Практика експлуатації застібки «велькро» показує, що при збільшенні натягу опорної стрічки (з петлями) сила від'єднання на початку збільшується до

деякого максимуму, а далі при зростанні натягу сила від'єднання зменшується практично до нуля. Ця обставина може впливати на зменшення надійності з'єднання халяв ортопедичного взуття. Тому важливо проведення серії експериментальних досліджень для дослідження впливу конструктивних та експлуатаційних факторів на значення сили від'єднання [12].

Коефіцієнти в рівнянні регресії для ротатбельного плану визначаються по наступних формулах:

$$b_0 = a_1 \sum_{j=1}^N y_j - a_2 \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^N x_{ij}^2 y_j, \quad b_i = a_3 \sum_{j=1}^N x_{ij} y_j, \quad (12)$$

$$b_{ij} = a_4 \sum_{j=1}^N x_{ij} x_{jj} y_j, \quad b_{ii} = a_4 \sum_{j=1}^N x_{ij}^2 y_j + a_6 \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^N x_{ij}^2 y_j - a_7 \sum_{j=1}^N y_j,$$

де $a_1 \dots a_7$ – постійні коефіцієнти.

Значення суми для визначення коефіцієнта b_0 визначається по формулі:

$$\sum_{j=1}^N y_j = 23,0 + 19,5 + 16,0 + 14,5 + 15,0 + 18,0 + 17,0 + 28,0 + 25,0 + 24,8 + 25,2 + 25,3 + 24,8 = 276,1. \quad (13)$$

Значення суми для визначення коефіцієнта b_{ij} визначається по формулі:

$$\sum_{j=1}^N x_{ij} x_{jj} y_j = 23,0 - 19,5 - 16,0 + 14,5 = 2,0. \quad (14)$$

Значення суми для визначення коефіцієнта b_i визначається по формулі:

$$\sum_{j=1}^N x_{1j} y_j = 23,0 - 19,5 + 16,0 - 14,5 - 1,414 \cdot 15,0 + 1,414 \cdot 18,0 = 9,24, \quad (14)$$

$$\sum_{j=1}^N x_{2j} y_j = 23,0 + 19,5 - 16,0 - 14,5 - 1,414 \cdot 17,0 + 1,414 \cdot 28,0 = 27,55.$$

Значення суми для визначення коефіцієнта b_{ii} визначається по формулі:

$$\sum_{j=1}^N x_{1j}^2 y_j = 23,0 + 19,5 + 16,0 + 14,5 + 1,414^2 \cdot 15,0 + 1,414^2 \cdot 18,0 = 138,98, \quad (15)$$

$$\sum_{j=1}^N x_{2j}^2 y_j = 23,0 + 19,5 + 16,0 + 14,5 + 1,414^2 \cdot 17,0 + 1,414^2 \cdot 28,0 = 162,97.$$

Значення суми визначається по формулі:

$$\sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^N x_{ij}^2 y_j = 138,98 + 162,97 = 301,95. \quad (16)$$

Тоді з урахування значущості коефіцієнтів в рівнянні регресії, з урахуванням рівнянь (11), отримаємо в іменованих величинах залежність сили від'єднання P_{OT} стрічки «велькро» від сили натягу P_{CT} , а ширини стрічки h .

В іменованих величинах залежність сили від'єднання P_{OT} стрічки «велькро» від сили натягу P_{CT} , а ширини стрічки h для варіанту для щільності розташування гачків 60 гач. на 1 см^2 має вигляд:

$$P_{OT} = 0,944 \cdot P_{CT} - 0,047 \cdot P_{CT}^2 - 0,004 \cdot h^2 + 0,326 \cdot h + 1,924. \quad (17)$$

На рис. 6 представлена графічна залежність сили від'єднання P_{OT} стрічки «велькро» від сили натягу P_{CT} , а ширини стрічки h .

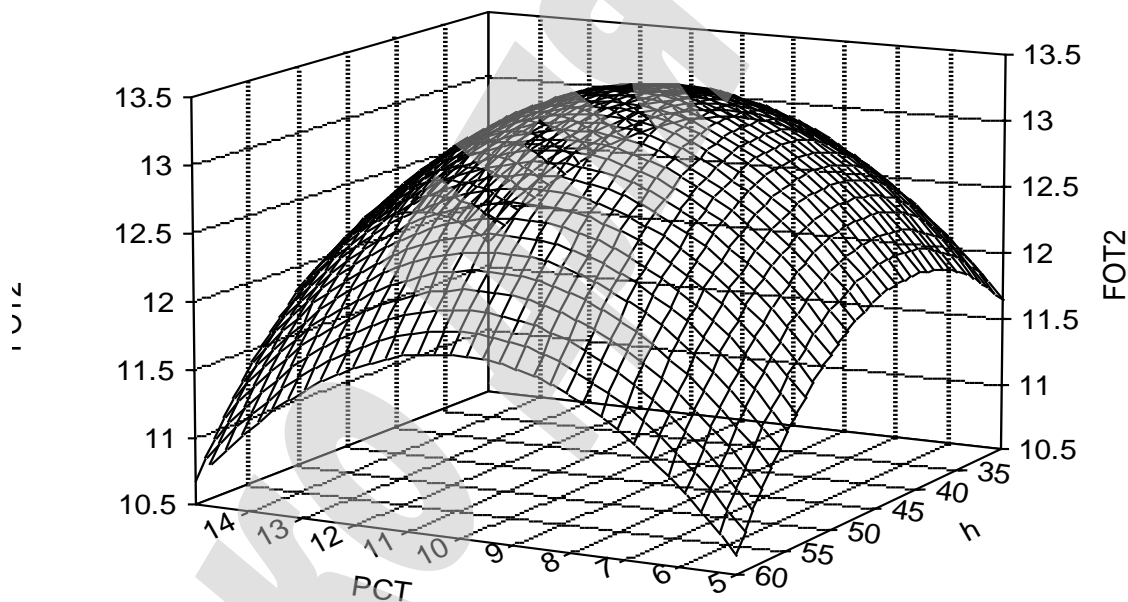


Рис. 6. Функція поверхні відгуку для F_{OT}

Сила від'єднання при зростанні ширини спочатку зростає і досягає деякого максимуму. Подальше зростання ширини призводить до зменшення величини сили від'єднання. Це можна пояснити зменшенням розподіленого тиску в зоні контакту.

7. SWOT-аналіз результатів досліджень

Strengths. На підставі отриманих значень натягу черезпід'ємних ременів з застібками «велькро» визначаємося з їх кількістю та конструкцією – шириною та щільністю розташування гачків на одиницю площини. Для забезпечення міцності кріплення застібок необхідно правильно обрати тип застібки, ширину

та довжину активної зони зчеплення, щільність розташування гачків. Для перевірки коректності зроблених припущень, при теоретичних дослідженнях, в роботі реалізована серія експериментальних досліджень з використанням активного планування експерименту. В результаті чого отримані регресійні по визначенню впливу натягу стрічки з петлями та її ширини на величину сили від'єднання застібки «велькро». При правильному конфекційному підборі параметрів деталей для утримання взуття на стопі зменшаться затрати часу на підбір та закупку якісних матеріалів для його виготовлення.

Weaknesses. До слабких сторін дослідження відноситься наступне:

– сила від'єднання при зростанні натягу спочатку зростає і досягає деякого максимуму. Подальше зростання призводить до зменшення величини сили від'єднання. Це може бути пов'язано з порушенням умов взаємодії між петлями та крючками. Наприклад, збільшенням відстані між крючками;

– при збільшенні ширини стрічки з петлями спостерігається аналогічна картина. Сила від'єднання при зростанні ширини спочатку зростає і досягає деякого максимуму. Подальше зростання ширини призводить до зменшення величини сили від'єднання. Це можна пояснити зменшенням розподіленого тиску в зоні контакту.

Ці обставини необхідно враховувати при проектуванні конструкції ортопедичного та післяопераційного взуття.

Попередні розрахунки показали велику затрату праці при розрахунках результатів експериментальних досліджень та побудові рівнянь регресії.

Opportunities. Для автоматизації процесу проектування ортопедичного та післяопераційного взуття потрібно розробити програму, яка дозволить виконувати розрахунки відповідних сил та натягу черезпід'ємних ременів в залежності від конструкції та видів матеріалу окремих елементів. А також отримувати рівняння регресії по визначенню впливу натягу стрічки з петлями та її ширини на величину сили від'єднання застібки «велькро».

Threats. Для впровадження результатів дослідження від підприємства будуть потрібні початкові капіталовкладення, так як виробництво продукції трудомістке та матеріаломістке.

Негативною дією на об'єкт дослідження є конструктивні параметри ортопедичного післяопераційного взуття, які базуються на комплексних теоретичних та експериментальних дослідженнях. Це збільшує затрати часу на його виробництво для експлуатації людям, яким потрібне ортопедичне післяопераційне взуття.

8. Висновки

1. Визначені:

- розподільне навантаження на підошву, яке дорівнює 50–450 Н;
- сила тиску на верхню частину $R=10$ Н;
- коефіцієнт тертя стопи з матеріалом $k=0,2$;
- момент інерції перетину підошви $I_x = 0,66$.

2. Зроблено аналіз графічних залежностей значення сили тиску на верхню частину післяопераційного ортопедичного взуття при згині підошви при куті $\gamma=25^\circ$. При $\rho=2$ см, $a=2$ см, $b=8$ см, $L=16,75$ см, $\delta=25^\circ$.

3. Визначено сили від'єднання стрічки з петлями при збільшенні натягу опорної стрічки та при зростанні її кількості, які дорівнюють 5 Н. На підставі отриманих значень визначаємося з кількістю черезпід'ємних ременів на півпару взуття з застібками «велькро», яка буде дорівнювати 4. А також їх конструкцією – шириною 60 мм та щільністю розташування гачків на одиницю площини 60 гач. на 1 см².

Література

1. Profilaktychno-medychne vzuttia dlia khvorykh z patolohiieiu stupniv: pat. No. 33538 UA. MPK: A61F 13/06 / Hondarchuk P. M. et. al. No. 6A61F13/06; declared: 05.03.1999; published: 15.12.2000, Bul. No. 1.

2. Shherban' V. Yu., Volkov O. I., Shherban' Yu. Yu. Matematicheskie modeli v SAPR oborudovaniya i tekhnologicheskikh processov legkoy i tekstil'noy promyshlennosti: textbook. Kyiv: Bumservis, 2003. 588 p.

3. Shherban' V. Yu., Volkov O. I., Shherban' Yu. Yu. SAPR oborudovaniya i tekhnologicheskikh processov legkoy i tekstil'noy promyshlennosti: textbook. Kyiv: Bumservis, 2004. 519 p.

4. Programmnye i matematicheskie komponenty proektiruyushhikh podsystem tekhnologicheskikh processov, oborudovaniya, svoystv materialov legkoy i tekstil'noy promyshlennosti: textbook / Shherban' V. Yu. et. al. Kyiv: Konus-YU, 2009. 327 p.

5. Methods of test for footwear and footwear materials. Testing of complete footwear. Resistance of complete footwear to heat. doi: <http://doi.org/10.3403/00231616u>

6. Mushroom-type hook strip for a mechanical fastener: Pat. No. US5845375A USA; Priority date 1990-09-21.

7. Malcoci M., Pascari I., Ghelbet A. Contribution s to the development of patterns orthopedic footwear children's Part II // Annals of the University of Oradea: Fascicle of Textiles, Leatherwork. 2013. Vol. XIV, Issue 1. P. 111–114.

8. Universalnyi dovidnyk vzuttievyka: textbook / Konoval V. P., Harkavenko S. S. et. al. Kyiv: Libra, 2005. P. 202–205.

9. Shchutska H. V., Ponomarenko T. V. Fyzyko-mekhanichni vlastyvoli materialiv dlia ortopedychnoho vzuttia // Visnyk Kyivskoho natsionalnoho universytetu tekhnolohii ta dyzainu. Serii Tekhnichni nauky. 2017. Issue 6 (116). P. 107–112.

10. Shcherban V. Yu., Krasnytskyi S. M., Rezanova V. H. Matematychni modeli v SAPR. Obrani rozdil' ta pryklady zastosuvannia: textbook. Kyiv: KNUTD, 2010. 220 p.

11. The Distribution of Body Weight Force on Toe and Heel before and after Exercise Therapy in Children with Spastic Diplegia Cerebral Palsy / Sharif-Moradi K. et. al. // Journal of Rehabilitation. 2005. Vol. 6, Issue 2. P. 17–23.

12. GOST 938.11-69. Kozha. Metod ispytaniya na rastyazhenie. Vved. 01-01-70. Moscow: Gosudarstvennyy komitet SSSR po standartam, 1969. 9 p.