


# Методика визначення зусиль у сухожильному апараті пальців кисті людини

С. П. Панченко  \*1.A.C.D.E.F, А. О. Маметєв  2.A.B.E.F, Л. Ю. Науменко  2.A.F, С. А. Чернишов  1.B.E, Т. О. Зуб  2.B.C

<sup>1</sup>Національний технічний університет «Дніпровська політехніка», Україна, <sup>2</sup>Дніпровський державний медичний університет, Україна

A – концепція та дизайн дослідження; B – збір даних; C – аналіз та інтерпретація даних; D – написання статті; E – редагування статті; F – остаточне затвердження статті

## Ключові слова:

фаланги, сухожилля, зусилля, ендопротези, суглоби, кисть, палець, аналітичні методи розрахунків.

## Key words:

phalanges, tendons, forces, endoprotheses, joints, hand, finger, analytical calculation methods.

Надійшла до редакції / Received: 02.06.2023

Після доопрацювання / Revised: 12.06.2023

Схвалено до друку / Accepted: 23.06.2023

**Конфлікт інтересів:** відсутній.

## Conflicts of interest:

authors have no conflict of interest to declare.

## \*E-mail:

panchenko.s.p@nmu.one

Кисть людини та її анатомічні структури зазнають пошкоджень досить часто, оскільки є однією з найбільш функціонально навантажених систем. Так, пошкодження міжфалангових суглобів становлять близько 60 % з-поміж усіх травм кисті. Серед наслідків травм суглобів кисті розрізняють післятравматичні артрози, контрактури зі стійким больовим синдромом, ригідність та анкілози суглобів. З розвитком методу ендопротезування, використання якого дає змогу відновити втрачену функцію органів опорно-рухового апарату, відкриваються нові можливості в реабілітації хворих із різними ушкодженнями суглобів кисті. Проте при використанні цього методу виникають ускладнення, пов'язані зі зношуваністю імплантата, реакцією навколишніх тканин на матеріал, з якого виготовлений протез, та особливостями конструкції ендопротезів.

Тобто успіх лікування під час використання ендопротезів певною мірою залежить від конструкції імплантата. Первинний аналіз ефективності запропонованої конструкції ендопротеза можна виконати за допомогою спеціалізованих програмних комплексів. Незважаючи на потужність спеціалізованого програмного забезпечення, побудова цифрових моделей біологічних об'єктів і виконання розрахунків є досить складним завданням. Для чисельного дослідження, крім знання геометрії об'єктів та їхніх механічних властивостей, необхідне розуміння умов взаємодії між фрагментами моделі та схеми навантаження.

**Мета роботи** – опрацювати методику аналітичного визначення зусиль у сухожиллях пальців верхньої кінцівки людини.

**Матеріали та методи.** Дослідження виконали, використавши положення та методи теоретичної механіки й опору матеріалів. Як розрахунковий випадок у цій роботі запропоновано розглянути визначення зусиль у сухожиллях вказівного пальця правої верхньої кінцівки.

**Результати.** У результаті розрахунків отримали аналітичні вирази для визначення зусиль, які виникають у сухожиллях – згиначах вказівного пальця кисті.

**Висновки.** Одержані аналітичні вирази дають змогу оцінити величини зусиль, що виникають у сухожиллях пальців кисті. Результати розрахунків можна використовувати під час побудови цифрових моделей пальців кисті та виконання чисельних досліджень.

**Сучасні медичні технології. 2023. № 3(58). С. 18-24**

## The method of determining the forces in the tendon apparatus of human fingers

S. P. Panchenko, A. O. Mametiev, L. Yu. Naumenko, S. A. Chernyshov, T. O. Zub

Being one of the most functionally loaded systems, the human hand and its anatomical structures are damaged quite often. Thus, injuries to the interphalangeal joints account for up to 60 % of all hand injuries. Post-traumatic arthrosis, contractures with persistent pain syndrome, stiffness and ankylosis of the joints are distinguished among the consequences of hand joint injuries. With the development of the endoprosthesis method, the use of which allows to restore the lost function of the organs of the musculoskeletal system, new opportunities are opening up in the rehabilitation of patients with various injuries of the joints of the hand.

However, when using this method, there are certain complications associated with the wear of the implant, the reaction of the surrounding tissues to the material from which the prosthesis is made, and the design features of endoprotheses.

That is, the success of treatment when using endoprotheses depends to some extent on the design of the implant. It is possible to carry out a primary analysis of the effectiveness of the proposed design of the endoprosthesis with the help of specialized software complexes.

Despite the power of specialized software, building digital models of biological objects and performing calculations is quite a difficult task. In order to carry out a numerical study, in addition to knowing of the geometry of objects and their mechanical properties, it is also necessary to understand the conditions of interaction between the model fragments and the loading scheme.

**Aim.** Develop a technique for analytical determination of forces in the tendons of the fingers.

**Materials and methods.** The research was carried out using the provisions and methods of theoretical mechanics and resistance of materials. As a calculation case, this paper proposes to consider the determination of forces in the tendons of the index finger of the right upper limb.

**Results.** As a result of the performed calculations, analytical expressions were obtained to determine the forces that occur in the flexor tendons of the index finger.

**Conclusions.** The obtained analytical expressions allow us to estimate the magnitude of forces that occur in the tendons of the fingers. The results of the calculations can be used in the construction of digital models of the fingers and perform numerical studies.

**Modern medical technology. 2023;(3):18-24**

Кисть людини – орган складної анатомічної будови, тонкої фізіологічної функції та координованих рухів. Будучи однією з найбільш функціонально навантажених систем, кисть та її численні анатомічні структури зазнають пошкоджень досить часто. Так, пошкодження п'ястно-фалангових і проксимальних міжфалангових суглобів становлять майже 60 % з-поміж усіх травм кисті, а питома вага внутрішньосуглобових ушкоджень становить близько 32 %.

За даними С. С. Страфуна, Л. Ю. Науменка [1], кількість помилок під час лікування тяжких внутрішньосуглобових пошкоджень пальців кисті сягає 60–80 %. Серед наслідків травм суглобів кисті розрізняють післятравматичні артрози, контрактури зі стійким больовим синдромом, ригідність та анкілози суглобів. Заслужують на увагу післятравматичні косметичні дефекти кисті, які негативно позначаються на психосоматичному стані пацієнтів. У структурі первинної інвалідності наслідки важких травм дистальних відділів верхньої кінцівки становлять близько 9,6 % [2,3].

З розвитком методу ендопротезування, використання якого дає змогу відновити втрачену функцію кисті та значно зменшити відсоток стабілізаційних втручань на суглобах пальців кисті, відкриваються нові можливості в реабілітації хворих із післятравматичними остеоартрозами, внутрішньосуглобовими переломами й дефектами суглобів [4,5].

На ринку ендопротезів конкурують численні фірми-виробники із США, Швейцарії, Німеччини, Великої Британії, які пропонують різні моделі й системи для ендопротезування суглобів пальців кисті.

Досвід використання конструкцій засвідчив, що від 3 % до 17 % ендопротезів дестабілізуються в термін до 5 років. Один із головних чинників, що зменшують позитивні результати у віддаленому післяопераційному періоді, – асептична нестабільність ендопротеза, що становить 34–58 % усіх ускладнень [6,7].

Зазначимо, що інтенсивність розвитку ендопротезування суглобів різних локалізацій у сучасній медицині має суттєві відмінності. Так, обсяги ендопротезування великих суглобів останніми роками прогресивно зростають. Публікацій, що присвячені аналізу імплантацій великих суглобів, нині доволі багато, але робіт щодо вивчення заміщення дрібних суглобів пальців кисті дуже мало [8,9]. Це визначає необхідність продовження вивчення проблеми відновлення функції після тяжких внутрішньосуглобових пошкоджень кисті.

Лікарі, які спеціалізуються на хірургії кисті, ставляться до артропластики суглобів цієї локалізації вкрай стримано

і відчувають певне розчарування, оскільки досі їм не вдається досягти настільки ж великих успіхів, як і фахівцям, які виконують артропластику великих суглобів. Значна кількість тяжких внутрішньосуглобових пошкоджень свідчить: необхідні такі конструкції ендопротезів, що відновлюють рухомість пальців, усувають деформацію суглоба та покращують косметичний вигляд кисті [4].

Коло дискусійних питань, пов'язаних із розробленням ендопротезів суглобів пальців кисті, визначається різновидами елементів кріплення та рухомих частин імпланта. Виходячи з особливостей конструкції ендопротезів суглобів кисті та варіантів фіксації різних моделей, фахівці об'єднують численні типи в кілька груп. Відповідно до класифікації J. Filderhoff, протези розрізняють за функціональними типами: за взаємодією (зв'язані, напівзв'язані, незв'язані); за парами тертя (метал-метал, метал-поліетилен, керамічні, пірокарбонів, силіконові); за типом фіксації (цементні, безцементні) [10].

Цементні імпланти забезпечують досить високу первинну стабільність завдяки формуванню еластичної зони, що розподіляє навантаження рівномірно. Застосовують конструкції з цементним типом фіксації переважно в пацієнтів з ознаками остеопорозу, не рекомендоване їх використання у пацієнтів молодого віку. Крім того, під час ревізійних операцій видалення цементу з невеликих кісток становило певні технічні труднощі.

У хірургії кисті накопичено певний досвід застосування нероз'ємних силіконових протезів, що дають доволі хороші найближчі результати. Серед нероз'ємних ендопротезів пальців кисті найбільш відомим і вдалим на той час був імплант, запропонований А. В. Swanson на початку 1960 років. Тривалий час силіконові монопротези та їхні наступні модифікації застосовували здебільшого під час протезування п'ястно-фалангових суглобів.

Усі нероз'ємні однокомпонентні силіконові протези, створені за концепцією Swanson, працюють як гнучка розпірна деталь внаслідок вільного ковзання ніжок у кістково-мозкових каналах і фіксації з формуванням фіброзної капсули навколо імпланта. За таких умов навантаження в системі «імплант – кістка» передається поздовжньо і концентрується в центральній частині ніжки [11].

За даними А. Р. Weiss et al., ніжка імпланта Swanson має велике переміщення в кістково-мозковому каналі (до  $2,40 \pm 0,97$  мм) порівняно з імплантатами Avanta і NeuFlex (до  $1,05 \pm 0,45$  мм і  $0,69 \pm 0,31$  мм відповідно) [12].

Ускладнення віддаленого періоду пов'язані зі зношуваністю імплантата, реакцією навколишніх тканин на матеріал,

з якого виготовлено протез, та особливостями конструкції ендопротезів. Доведено, що пікові напруження формуються в рухомому елементі частин протеза, завдяки якому здійснюється згинання та розгинання, і в місці переходу ніжки в центр протеза при його бічних відхиленнях. У 46–57 % випадків це призводить до ерозії, лізису кісткової тканини й дестабілізації конструкції.

На думку К. Moller, основні недоліки імплантів Swanson пов'язані з невисокими міцнісними характеристиками, що спричиняє переломи конструкцій. Так, через 3–5 років після операції виявляли переломи 67 % ендопротезів Swanson, 52 % ендопротезів Sutter. Крім того, у 30 % пацієнтів з ревматоїдним артритом виникає рецидив девіації пальців, що погіршує функціональний і косметичний результат [6].

Отже, оптимізація способів реконструкції пошкоджених суглобів пальців кисті – досить актуальне завдання, що потребує додаткових досліджень.

Наголосимо, що на результати лікування суглобів пальців кисті за допомогою методу ендопротезування, крім медичних і біологічних аспектів, можуть впливати і технічні фактори, до яких належать міцність і жорсткість фіксації імплантата в кістковій тканині. Ця фіксація залежить від конструкції імплантата й матеріалу, з якого він виготовлений. Виконати первинний аналіз ефективності запропонованої конструкції ендопротеза можна за допомогою спеціалізованих програмних комплексів, заснованих, зокрема, на методі скінчених елементів [13, 14]. Такі програмні комплекси дають змогу побудувати цифрову модель ендопротеза та кістки, яку досліджують (форма і розміри числового аналога максимально точно збігатимуться з дійсними об'єктами), а також надати їм механічні властивості, що відповідають реальним тілам, надалі – об'єднати побудовані цифрові аналоги в єдину розрахункову схему. Однак для виконання розрахунків, крім наведених пунктів, необхідне також знання умов взаємодії досліджуваного об'єкта з елементами, що його оточують, та схеми навантаження.

Незважаючи на потужність сучасних комп'ютерів та універсальність спеціалізованого програмного забезпечення, побудова цифрових моделей біологічних об'єктів і систем із наступними розрахунками є доволі складним завданням. Тому навіть при використанні числових методів дослідження перевагу необхідно віддавати спрощеним моделям. У цьому випадку під час розрахунків можна обмежитись знаннями про геометрію окремих елементів моделей та їхні фізико-механічні властивості. Врахувати наявність інших елементів, що оточують об'єкт дослідження, можна шляхом накладання певних граничних умов, а схему навантаження попередньо оцінити аналітичними методами [15, 16]. Прикладом такого дослідження може бути робота вітчизняних авторів [17], які проаналізували напружено-деформований стан в анатомічних ділянках згинального апарату пальців кисті. Дослідники здійснили чисельний аналіз зусиль, що виникають у сухожильно-зв'язковому апараті пальця кисті, та поєднали його з аналітичними розрахунками.

В обох випадках дослідження виконували на максимально спрощеній розрахунковій схемі [17].

Аналіз сил, які передаються між м'язово-сухожильними комплексами та різними суглобами, беззаперечно, сприяє

кращому розумінню нормальних функцій кисті людини та етіології захворювань рук. Знання про показники сил, що діють у сухожиллях пальців кисті, можуть значно покращити методи лікування та дадуть змогу удосконалювати конструкції та матеріали протезів міжфалангових суглобів шляхом числового аналізу. Разом із тим, числове дослідження можливе за умови знання сил, що діють на окремі елементи системи. Оцінити величини цих зусиль можна шляхом використання аналітичних методів біомеханіки.

## Мета роботи

Опрацювати методику аналітичного визначення зусиль у сухожиллях пальців верхньої кінцівки людини.

## Матеріали і методи дослідження

Пальці кисті та власне кисть людини мають складну будову і функції. Власне механізм рухів пальців кисті людини представлений мережею сухожиль, що переміщуються по поверхні фаланг. Тому кисть – доволі складний об'єкт дослідження навіть у разі застосування сучасних спеціалізованих програмних комплексів. Знання щодо сил, які виникають у мережі сухожиль пальців людини під час різних дій, вкрай важливі під час клінічної діагностики, хірургічного лікування, дизайну протезів пальців тощо. Тому для спрощення побудови цифрових моделей, що можуть бути застосовані в наступних дослідженнях, на цьому етапі роботи вирішили аналітично визначити величини зусиль, які виникають у сухожильному апараті пальців верхньої кінцівки.

Дослідження виконали, використавши положення та методи теоретичної механіки й опору матеріалів [18, 19]. Для вирішення поставленого завдання запропоновано розрахункову схему для визначення зусиль у сухожиллях пальця кисті людини.

Враховуючи, що, з погляду анатомії сухожиль і скелета, всі пальці кисті є подібними, як розрахунковий випадок запропоновано розглянути визначення зусиль у сухожиллях вказівного пальця правої верхньої кінцівки (рис. 1).

Зауважимо, що ефективна функція пальців можлива завдяки скоординованим діям м'язово-сухожильних зв'язків у поєднанні з дією суглобових капсул, зв'язок і суглобових поверхонь. Тому для розуміння механізму роботи пальця необхідне знання про навантаження кожного компонента, який бере участь у його рухах. Але під час аналітичних розрахунків врахувати вплив всіх цих структур на величину зусиль у них майже неможливо. Тому для спрощення дослідження вирішили побудувати розрахункову схему пальця, що включала тільки елементи скелета (фаланги) та власне сухожилля-згиначі (рис. 2).

Втім, навіть при такому спрощенні анатомія розташування та напрямків сухожиль залишається доволі складною. Тому припустили: сухожилля, що вивчали, спрямовані по поверхні фаланг, паралельно до їхньої осі, а власне розрахункову схему розглядали у вертикальній площині.

Запропоноване положення розрахункової схеми відповідало горизонтальній орієнтації пальця при його розгинанні (рис. 3).

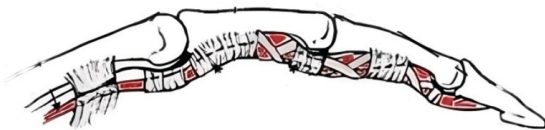
1a



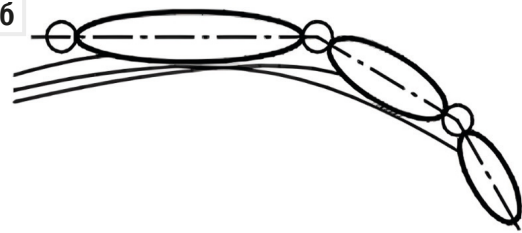
1б



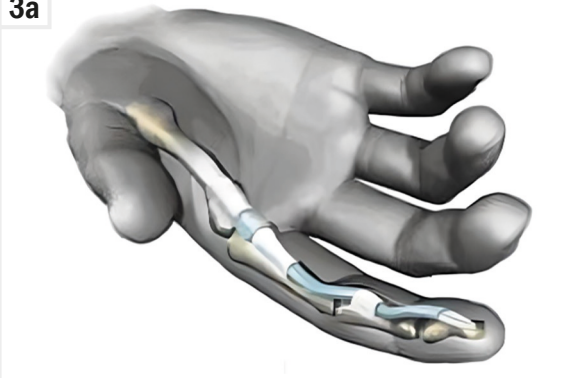
2a



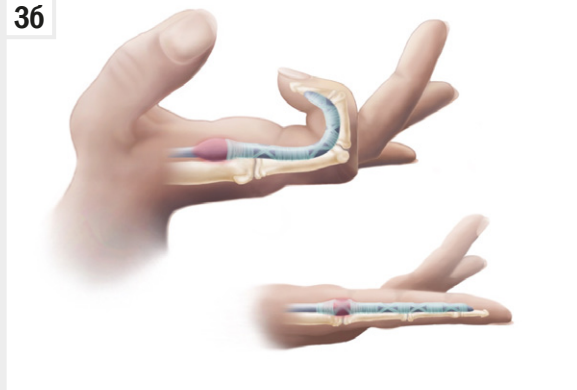
2б



3a



3б



**Рис. 1.** Вказівний палець (а) та його анатомія (б) [23].

**Рис. 2.** Скелет і сухожилля-згиначі вказівного пальця, який досліджували (а) [24], та спрощена схема (б).

**Рис. 3.** Положення кисті (а) [25] та пальця (б) [26], яке досліджували.

На цьому етапі дослідження виконували, не беручи до уваги конкретні розміри фаланг і пальця. Втім, побудову розрахункової схеми здійснили, ґрунтуючись на антропометричних даних про анатомію вказівного пальця, тому пропорційність розмірів між фалангами в розрахунковій схемі дотримано.

На *рис. 4* наведено розрахункову схему та введено такі позначення:  $l_1, l_2, l_3$  – довжини фаланг;  $H_1, H_2, H_3$  – висоти фаланг;  $C_1, C_2, C_3$  – центри міжфалангових суглобів;  $F$  – прикладене навантаження.

Для спрощення математичних перетворень надалі будемо використовувати позначення  $h_i = H_i/2$  – половина висоти фаланги.

Відомо, що дистальна та середня фаланги згинаються завдяки сухожиллям. Проте згинання проксимальної фаланги та її рівновагу забезпечує група м'язів, що до неї прикріплені. Для спрощення замінимо дію групи м'язів проксимальної фаланги їхньою рівнодіючою. Отже, зусилля, що діють на фаланги вказівного пальця з боку м'язово-сухожильного апарату при його згинанні та які будемо досліджувати, по-

значимо  $S_1$  (дистальна фаланга),  $S_2$  (середня фаланга),  $S_3$  (проксимальна фаланга).

Як навантаження на палець на цьому етапі дослідження запропоновано розглянути дію зосередженої сили, що прикладена до дистальної фаланги перпендикулярно до її поздовжньої осі. Положення сили задається відстанню  $e$ , яку відмірюють від дистального міжфалангового суглоба  $C_1$  до лінії дії сили (*рис. 4*).

У цьому дослідженні запропоновано розглянути схему навантаження, де в описаному положенні пальця на край фаланги, тобто при  $e = l_1$ , підвішують вантаж, масою  $m$ , кг. У такому випадку навантаження пальця здійснюватиметься внаслідок сили тяжіння вантажу, власне вектор сили спрямований вертикально вниз, а її величину визначають зі співвідношення:  $F = mg$ .

Зазначимо, що дія сили, описаної в розрахунковій схемі, спрямована на розгинання пальця, тому зусилля, що виникають у сухожиллях, є розтягувальними. Ці зусилля визначали, враховуючи рівновагу системи, яку розглядають під

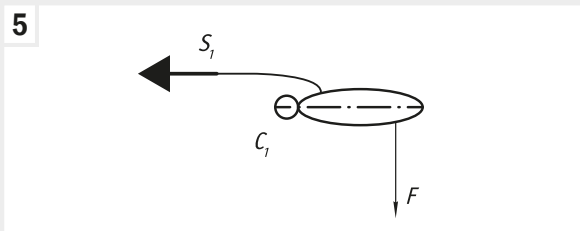
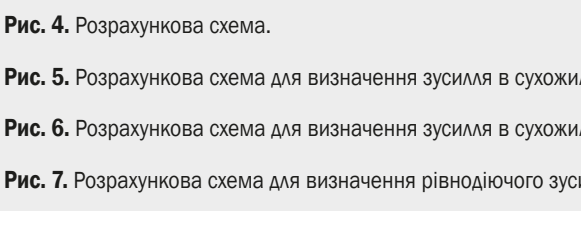
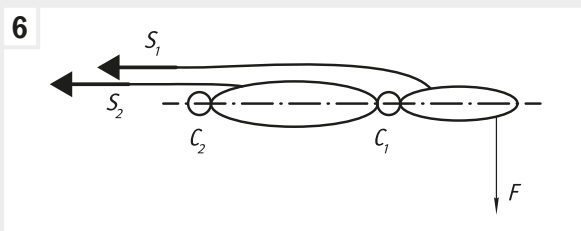
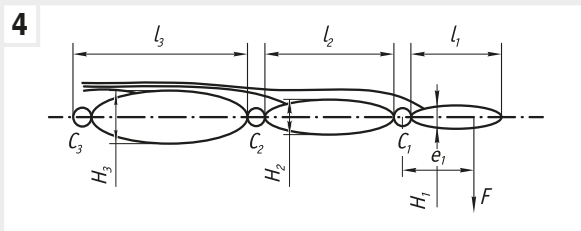


Рис. 4. Розрахункова схема.

Рис. 5. Розрахункова схема для визначення зусилля в сухожиллі-згиначі дистальної фаланги.

Рис. 6. Розрахункова схема для визначення зусилля в сухожиллі-згиначі середньої фаланги.

Рис. 7. Розрахункова схема для визначення рівнодіючого зусилля групи м'язів, що утримують проксимальну фалангу.

дією прикладеного навантаження та невідомих внутрішніх сил у сухожиллях.

Беручи до уваги наведені положення, визначали зусилля в кожному сухожиллі, яке утримує фаланги в рівновазі.

**Результати**

При визначенні зусиль використовували метод перерізів і рівняння рівноваги [18,19].

Для визначення зусилля в сухожиллі, яке утримує першу (дистальну) фалангу, розглянемо розрахункову схему, наведену на рис. 5.

У цьому випадку отримуємо пласку систему довільних сил, для якої можна скласти три рівняння статки. Враховуючи, що основним невідомим, яке цікавить нас в аспекті цього дослідження, є зусилля в сухожиллі, то для його визначення можна записати тільки одне рівняння рівноваги  $\sum M_{C1} = 0$ , з якого випливає:

$$-F \times l_1 + S_1 \times h_1 = 0$$

або

$$S_1 = \frac{F \times l_1}{h_1}$$

Для визначення зусилля в сухожиллі середньої фаланги будемо розрахункову схему, наведену на рис. 6.

У цьому випадку, як і в попередньому, для пласкої довільної системи сил із трьох рівнянь рівноваги можемо записати одне:  $\sum M_{C2} = 0$ , з якого отримуємо

$$-F \times (l_1 + l_2) + S_2 \times h_2 + S_1 \times h_2 = 0,$$

$$S_2 = \frac{F \times (l_1 + l_2) - S_1 \times h_2}{h_2}$$

На відміну від першої та другої фаланг, третю фалангу в рівновазі утримує група м'язів. Для спрощення визначення зусиль їхню дію замінено однією рівнодіючою S3, що можна знайти з розрахункової схеми, наведеної на рис. 7.

У цьому випадку, як і в попередніх, можна скласти одне рівняння рівноваги:  $\sum M_{C3} = 0$ , з якого отримуємо:

$$-F \times (l_2 + l_1 + l_3) + S_3 \times h_3 + S_2 \times h_3 = 0,$$

$$S_3 = \frac{F \times (l_2 + l_1 + l_3) - S_2 \times h_3 - S_1 \times h_3}{h_3}$$

**Обговорення**

За результатами дослідження отримали аналітичні вирази для визначення зусиль (S1, S2, S3) у сухожиллях вказівного пальця верхньої кінцівки людини. За формулами, що наведено, зусилля в сухожиллях залежать від величини навантаження та геометрії фаланг.

Розглянемо як приклад визначення зусиль у сухожиллях вказівного пальця з такими розмірними характеристиками:

- l1 = 18 мм, l2 = 24 мм, l3 = 40 мм;
- H1 = 6,5 мм, H2 = 9,5 мм, H3 = 12 мм;
- h1 = 3,25 мм, h2 = 4,75 мм, h3 = 6 мм.

Наголосимо, що ці параметри відповідають середнім розмірам фаланг вказівного пальця кисті дорослої людини; їх обрали, спираючись на фахову літературу [20,21,22].

Як навантаження, що діє на палець, при обраній розрахунковій схемі, задамо вагу вантажу масою  $m = 5$  кг, тобто діюча сила  $F = 50$  Н.

При включенні цих параметрів розрахунку у формули для визначення зусиль  $S_1$ ,  $S_2$ ,  $S_3$  після підрахунків отримуємо:  $S_1 = 277$  Н;  $S_2 = 165$  Н;  $S_3 = 241$  Н.

Аналіз результатів показав: у сухожиллях-згиначах пальців кисті виникають значні зусилля. За значеннями внутрішніх сил, що одержали, ці зусилля в кілька разів більші за величину прикладеного навантаження. Так, ці величини для сухожилля дистальної фаланги ( $S_1$ ) більші за величину діючої сили у 5,5 раза, середньої ( $S_2$ ) – у 3,3 раза, а рівнодіюча групи м'язів проксимальної фаланги ( $S_3$ ) перевищує прикладену силу у 4,8 раза.

Зазначимо, що дослідження аналітичної моделі виконали, припускаючи, що рівновага кожної фаланги забезпечується тільки шляхом м'язово-сухожильних зв'язків і прикладеного навантаження. Тобто не враховували дію інших біологічних структур пальця, зокрема міжфалангових зв'язок, що можуть частково розвантажити сухожилля, і в такому випадку дійсні зусилля в них будуть дещо меншими.

Очевидно, спрощення, що використовували під час побудови розрахункових моделей, є певним недоліком, оскільки не дають змоги точно визначити величини зусиль, які виникають у сухожиллях-згиначах пальців кисті. На відміну від роботи [17], де виконували схоже дослідження, але величини сил у сухожиллях не визначали, а задавали заздалегідь, результати нашого дослідження внаслідок використання простої розрахункової схеми дають змогу оцінити показники сил, що можуть виникати в цих сухожиллях. Крім того, у нашій роботі отримано залежність досліджуваних зусиль від величини прикладеного на палець верхньої кінцівки зовнішнього навантаження, що може виникати при щоденній фізичній активності людини.

Результати дослідження можна використовувати для оцінювання величин зусиль, що виникають у сухожиллях-згиначах пальців кисті, надалі – під час побудови цифрових моделей, пов'язаних з аналізом напружено-деформованого стану систем «кістка – імплантат», для розроблення нових і вдосконалення наявних методів лікування ушкоджень пальців кисті людини. Враховуючи, що отримані величини зусиль можуть бути дещо завищеними, їх використання під час чисельних досліджень дає змогу закласти певний запас міцності в конструкції ендопротезів міжфалангових суглобів під час проектування.

## Висновки

1. У результаті дослідження отримано аналітичні залежності для оцінювання зусиль, що можуть виникати в сухожиллях пальців кисті людини. Згідно з виразами, що одержали, величини зусиль залежать від величини прикладеного навантаження та розмірів фаланг.

2. Використавши отримані залежності й дані фахової літератури щодо розмірів власне фаланг, оцінили величини зусиль, що можуть виникати в сухожиллях, які досліджували. Показники внутрішніх сил свідчать, що зусилля, які виникають, досягають значних величин і в кілька разів перевищують прикладене навантаження.

**Перспективи подальших досліджень.** Методом, що запропонували, можна не тільки оцінити величини сил, що діють у кожному окремому сухожиллі, але й надалі розрахувати сили контакту «кістка – кістка» в кожному міжфаланговому суглобі пальця кисті. Отже, результати виконаного дослідження забезпечують певну біомеханічну базу даних про умови навантаження кістково-м'язового комплексу пальців людини, що може бути використана під час виконання чисельних розрахунків.

## Відомості про авторів:

Панченко С. П., канд. техн. наук, доцент каф. механічної та біомедичної інженерії, Національний технічний університет «Дніпровська політехніка», Україна.

ORCID ID: 0000-0001-5826-3645

Маметьєв А. О., канд. мед. наук, старший науковий співробітник, асистент каф. травматології та ортопедії, Дніпровський державний медичний університет, Україна.

ORCID ID: 0000-0001-6667-6394

Науменко Л. Ю., д-р мед. наук, професор каф. медико-соціальної експертизи і реабілітації ФПО, Дніпровський державний медичний університет, Україна.

ORCID ID: 0000-0002-1625-8263

Чернишов С. А., студент, Національний технічний університет «Дніпровська політехніка», Україна.

Зуб Т. О., канд. мед. наук, асистент каф. медико-соціальної експертизи і реабілітації ФПО, Дніпровський державний медичний університет, Україна.

ORCID ID: 0000-0001-8404-0437

## Information about the authors:

Panchenko S. P., MD, PhD, Associate Professor of the Department of Mechanical and Biomedical Engineering, Dnipro University of Technology, Ukraine.

Mametyev A. O., MD, PhD, Senior Researcher, Assistant of the Department of Traumatology and Orthopedics, Dnipro State Medical University, Ukraine.

Naumenko L. Yu., MD, PhD, DSc, Professor of the Department of Medical and Social Assessment And Rehabilitation FPE, Dnipro State Medical University, Ukraine.

Chernyshov S. A., student, Dnipro University of Technology, Ukraine.

Zub T. O., MD, PhD, Assistant of Department of Medical and Social Assessment and Rehabilitation FPE, Dnipro State Medical University, Ukraine.

## References

- [1] Naumenko LY, Ipatov AV, Zub TO, Mametyev AO. [State of disability due to upper extremity traumas in Ukraine in 2017]. *Trauma*. 2021;19(4):9-14. doi: 10.22141/1608-1706.4.19.2018.142100.
- [2] Elherik FK, Dolan S, Antrum J, Unglaub F, Howie CR, Breusch SJ. Functional and patient-reported outcomes of the Swanson metacarpophalangeal arthroplasty in the rheumatoid hand. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2017;137(5):725-31. doi: 10.1007/s00402-017-2675-1.
- [3] Swarup I, Lee YY, Chiu YF, Sutherland R, Shields M, Figgie MP. Implant Survival and Patient-Reported Outcomes After Total Hip Arthroplasty in Young Patients. *J Arthroplasty*. 2018;33(9):2893-8. doi: 10.1016/j.arth.2018.04.016.
- [4] Alnaimat FA, Owida HA, Al Sharah A, Alhaj M, Hassan M. Silicone and Pyrocarbon Artificial Finger Joints. *Appl Bionics Biomech*. 2021;2021:5534796. doi: 10.1155/2021/5534796.
- [5] Zhang H, Xue D, Yu J. Is Swanson prosthesis better than Sutter prosthesis for metacarpophalangeal joint arthroplasty? A meta-analysis. *J Plast Surg Hand Surg*. 2015 ;49(1):45-51. doi: 10.3109/2000656X.2014.942313.

- [6] Möller K, Solleman C, Geijer M, Kopylov P, Tägil M. Avanta versus Swanson silicone implants in the MCP joint--a prospective, randomized comparison of 30 patients followed for 2 years. *J Hand Surg Br.* 2005;30(1):8-13. doi: 10.1016/j.jhsb.2004.09.011.
- [7] Herren DB, Schindele S, Goldhahn J, Simmen BR. Problematic bone fixation with pyrocarbon implants in proximal interphalangeal joint replacement: short-term results. *J Hand Surg Br.* 2006;31(6):643-51. doi: 10.1016/j.jhsb.2006.08.004.
- [8] Freitag T, Hein MA, Wernerus D, Reichel H, Bieger R. Bone remodelling after femoral short stem implantation in total hip arthroplasty: 1-year results from a randomized DEXA study. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2016;136(1):125-30. doi: 10.1007/s00402-015-2370-z.
- [9] Sadovoy MA, Pavlov VV, Bazlov VA, Mamuladze TZ, Efimenko MV, Prokhorenko VM, et al. Modeling of 3D implants via personalized contour correction with evaluation of bone tissue density on the Hounsfield scale. *Biomedical Engineering.* 2018;52(3):195-8. doi: 10.1007/s10527-018-9812-1.
- [10] Mametiev AO, Naumenko LY. [Problematic issues of the theory and practice of finger joints endoprosthesis (literature review)]. *Terra orthopaedica.* 2021;(2):73-9. doi: 10.37647/0132-2486-2021-109-2-73-79.
- [11] Tägil M, Geijer M, Malcus P, Kopylov P. Correlation between range of motion and implant fracture: a 5 year follow-up of 72 joints in 18 patients in a randomized study comparing Swanson and Avanta/Sutter MCP silicone prosthesis. *J Hand Surg Eur Vol.* 2009;34(6):743-7. doi: 10.1177/1753193409346793.
- [12] Weiss AP, Moore DC, Infantolino C, Crisco JJ, Akelman E, McGovern RD. Metacarpophalangeal joint mechanics after 3 different silicone arthroplasties. *J Hand Surg Am.* 2004;29(5):796-803. doi: 10.1016/j.jhsa.2004.04.023.
- [13] Korzh M, Krasovsky V, Golovakha M, Panchenko S, Stoffel M. [A study of the stress-strain state of tibial osteosynthesis models after high tibial valgus osteotomy]. *Orthopaedics, traumatology and prosthetics.* 2012;0(3):5-9. doi: 10.15674/0030-5987201235-9.
- [14] Loskutov O, Panchenko S, Krasovsky V. [Biomechanical grounds for some variants of low-invasive osteosynthesis in suprasyndesmotric fractures of the lateral malleolus]. *Orthopaedics, traumatology and prosthetics.* 2010;0(3):64-71. doi: 10.15674/0030-59872010364-71.
- [15] Kozhemyaka M, Golovakha M, Panchenko S, Krasovskiy V, Shevelyov A. [Modeling of tibia and fibula fixation with tensioned loops in cases of injuries of the tibiofibular syndesmosis]. *Orthopaedics, traumatology and prosthetics.* 2015;0(3):27-35. doi: 10.15674/0030-59872015327-35.
- [16] Panchenko SP, Zinkevych DA, Yatsun EV, Golovakha ML. [Assessment of screw durability used for blocking intramedullary osteosynthesis]. *Bulletin of Prydniprovs'ka State Academy of Civil Engineering and Architecture.* 2018;0(2):54-61. doi: 10.30838/j.bpsacea.2312.290818.54.92.
- [17] Lazarev IA, Kurinny IM, Yarova ML, Skyban MV. [Distribution of efforts in different areas of the flexor apparatus of the fingers of the hand under a standard load]. *Trauma.* 2013;14(6):73-82. doi: 10.22141/1608-1706.6.14.2013.87831.
- [18] Pisarenko GS, ed. [Strength of materials: Textbook for students]. 2nd ed. Kyiv: Higher School; 2004. 655 p.
- [19] Pavlovsky MA. [Theoretical mechanics]. Kyiv: Technika; 2007. 400 p.
- [20] Buryanov A, Kotiuk V. Proportions of hand segments. *Int J Morphol.* 2010;28(3): 755-8. doi: 10.4067/s0717-95022010000300015.
- [21] Ceccarelli M, Rodriguez NE, Carbone G. Design and tests of a three finger hand with 1-dof articulated fingers. *Robotica.* 2005;24(2):183-96. doi: 10.1017/s0263574705002018.
- [22] Ozsoy T, Oner Z, Oner S. An attempt to gender determine with phalanx length and the ratio of phalanxes to whole phalanx length in direct hand radiography. *Medicine Science.* 2019;8(3):692-7. doi: 10.5455/med-science.2019.08.9074.
- [23] NetterTM images. ID: 4673 [image on the Internet]. 2002 [cite 2023 Aug 2]. Available from: <https://www.netterimages.com/flexor-and-extensor-tendons-in-fingers-labeled-multiple-publications-general-anatomy-carlos-a-g-machado-4673.html>
- [24] Strickland JW. Flexor tendon injuries: I. Foundations of treatment. *J Am Acad Orthop Surg* 1995;3(1):44-54.
- [25] Michael G. Trigger Digit [image on the Internet]. 2019, Jan 25 [cite 2023 Aug 2]. Available from: <https://centrefororthopedics.com.au/wrist-hand-region/trigger-finger-and-trigger-thumb/>.
- [26] Lunsford D. Figure 1. Trigger finger- A1 pulley [image on the Internet]. 2018, Dec 10 [cite 2023 Aug 2]. Available from: <https://www.occupationaltherapy.com/articles/evidenced-based-approach-to-conservative-4565>.