

ПРОХОРЕНКО Сергій

Національний університет «Львівська політехніка»  
<https://orcid.org/0000-0002-8539-1287>

СТАДНИК Андрій

Національний університет «Львівська політехніка»  
<https://orcid.org/0000-0003-2472-9050>

## МЕТРОЛОГІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ПРИНЦИПУ ВБУДОВАНОГО ОПТИЧНО-ІНЕРЦІЙНОГО ВИМІРЮВАННЯ БАЛАНСУ ТА ЙОГО РОЗШИРЕННЯ НА СИСТЕМИ ОПОРНО-РУХОВОЇ РЕАБІЛІТАЦІЇ

Розглянуто задачу метрологічного обґрунтування узагальненого принципу вимірювання балансу за допомогою сенсорів, вбудованих безпосередньо в об'єкт опори, без застосування зовнішніх систем захоплення руху. Сформульовано і формально доведено, що функціонально різні вимірювальні канали пальцевий динамічний балансувальний тест на основі інерційних сенсорів смартфона та оптично-кореляційна грипومتрія крапкового шаблону на основі цифрової спекл-фотографії реалізують один і той самий оператор вимірювального перетворення, що відрізняється лише фізичною природою вимірюваного об'єкта. Побудовано повне рівняння вимірювання та бюджет невизначеності каналу ОКГКШ за методологією GUM з відповідністю вимогам ISO/IEC Guide 98-3 та термінології VIM, що включає виокремлення п'яти складових похибки (оцінювання за типом B) і аналіз чутливості підсумкової невизначеності до кожної складової. Отримано комбіновану стандартну невизначеність  $u_c = 0,035$  мм та розширену невизначеність  $U = 0,07$  мм ( $k = 2$ ,  $P = 0,95$ ), що узгоджується з експериментально встановленою роздільною здатністю методу 0,04 мм. Продемонстровано технічну працездатність протоколу (демонстраційна апробація), яка виявила суттєву міжефекторну варіативність індексу залежності від зорового контролю (VDI від 0,23 до 18,44). На основі формалізованого узагальнення вимірювального перетворення розроблено інженерну модель розширення принципу вбудованого вимірювання на системи опорно-рухової реабілітації аналітичні устілки та протезну опорну апаратуру з кількісним розрахунком очікуваного бюджету невизначеності нового каналу та аналізом меж його застосовності.

Ключові слова: метрологія, невизначеність вимірювання, баланс, оптично-кореляційна грипومتрія, цифрова спекл-фотографія, предиктивний моторний контроль, протезна опора, топологічний контроль.

PROKHORENKO Serhii, STADNYK Andrii

Lviv Polytechnic National University

## METROLOGICAL SUBSTANTIATION OF THE EMBEDDED OPTICAL-INERTIAL BALANCE MEASUREMENT PRINCIPLE AND ITS EXTENSION TO MUSCULOSKELETAL REHABILITATION SYSTEMS

The problem of metrological substantiation of a generalized balance-measurement principle based on sensors embedded directly in the support object, without external motion-capture systems, is considered. It is formally shown that two functionally different measurement channels the Single-Finger Dynamic Balance Test (SFDBT) based on smartphone inertial sensors, and Optical Correlation Grip Dot-Pattern Gripometry (OCGdP) based on digital speckle photography realize the same measurement-transformation operator, differing only in the physical nature of the measured object. A complete measurement equation and uncertainty budget for the OCGdP channel were constructed under the GUM methodology, in accordance with ISO/IEC Guide 98-3 and VIM terminology, comprising five error components (Type B evaluation) together with a sensitivity analysis of the combined uncertainty with respect to each component. A combined standard uncertainty of  $u_c = 0.035$  mm and an expanded uncertainty of  $U = 0.07$  mm ( $k = 2$ ,  $P = 0.95$ ) were obtained, consistent with the experimentally established resolution of 0.04 mm. Technical feasibility of the SFDBT protocol was demonstrated, revealing substantial inter-effector variation in the Visual Dependency Index (VDI, 0.23 to 18.44). Based on the formalized generalization of the measurement transformation, an engineering model extending the embedded-measurement principle to musculoskeletal rehabilitation systems analytical insoles and prosthetic support apparatus was developed, including a quantitative estimate of the expected uncertainty budget of the new channel and an analysis of its applicability limits.

Keywords: metrology, measurement uncertainty, balance, optical correlation gripometry, digital speckle photography, predictive motor control, prosthetic support, topological control.

Стаття надійшла до редакції / Received 23.07.2026

Прийнята до друку / Accepted 01.09.2026

Опубліковано / Published 10.09.2026



This is an Open Access article distributed under the terms of the [Creative Commons CC-BY 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

© ПРОХОРЕНКО Сергій, СТАДНИК Андрій

### ПОСТАНОВКА ПРОБЛЕМИ

#### ТА ЇЇ ЗВ'ЯЗОК ІЗ ВАЖЛИВИМИ НАУКОВИМИ ЧИ ПРАКТИЧНИМИ ЗАВДАННЯМИ

Об'єктивізація балансу є ключовою метрологічною задачею реабілітаційної медицини, що набуває особливої гостроти для осіб з ампутаціями кінцівок, наслідками травм хребта та інших порушень опорно-рухового апарату, які потребують застосування допоміжних опорних пристроїв милиць, тростин. Наявні комерційні системи аналізу ходи та балансу характеризуються високою вартістю (10–30 тис. USD), потребою у стаціонарному розміщенні та кваліфікованому персоналі [1, 7].

Альтернативним напрямом є вбудовування вимірювальних сенсорів безпосередньо в об'єкт, стан якого підлягає контролю, без потреби в зовнішній системі спостереження. Такий підхід уже реалізовано авторами у двох незалежних вимірювальних каналах пальцевого динамічного балансувального тесті (SFDBT) на основі інерційних сенсорів смартфона та оптично-кореляційної грипометрії крапкового шаблону (OKgkШ) на основі цифрової спекл-фотографії. Проте для метрологічно коректного обґрунтування придатності запропонованого підходу до застосування у клінічній практиці необхідні: формальне доведення того, що обидва канали є реалізаціями одного вимірювального перетворення; формалізована оцінка невизначеності вимірювального каналу за єдиною методологією, узгодженою з GUM, ISO/IEC Guide 98-3 та термінологією VIM [10, 11]; аналіз чутливості підсумкової невизначеності до окремих складових похибки. Жодна з цитованих публікацій [1–3, 6] не наводить такого формального обґрунтування.

Актуальність дослідження також зумовлена необхідністю узагальнення верифікованого принципу вбудованого вимірювання на задачі контролю балансу при використанні протезних опорних пристроїв, де існуючі рішення [2, 3, 6] здебільшого обмежуються реєстрацією лише одного каналу без синхронного топологічного аналізу системи «людина–опора».

### АНАЛІЗ ОСТАННІХ ДОСЛІДЖЕНЬ І ПУБЛІКАЦІЙ

Проблема інструментального контролю опорних пристроїв активно досліджується в останні роки. Розроблено інструментовані милиці та устілки для екзоскелетів, що поєднують тензометричні датчики рукоятки з 3D-друкованими устілками на основі резистивних сенсорів сили (FSR) [1]. Описано малобюджетні смарт-милиці типу mCrutch з датчиком сили (load cell), інерційним вимірювальним модулем (IMU) та бездротовим інтерфейсом Bluetooth [2], а також окремий інструментований наконечник милиці зі встановленими силовим датчиком, гіроскопом та інклінометром [3]. Історичні витoki напряду простежуються від класичного патенту на використання тензодатчиків у ходунках і милицях [4].

У жодній з цитованих робіт [1–4, 6] не наведено формалізованого бюджету невизначеності вимірювального каналу за методологією GUM оцінка точності здебільшого обмежується технічними характеристиками датчика виробника без урахування алгоритмічної складової похибки, умов експлуатації та аналізу чутливості. Спільним обмеженням також є застосування контактних резистивних сенсорів, що піддаються механічній деградації та гістерезису [1, 3], та відсутність синхронного аналізу обох каналів навантаження в межах єдиного вимірювального контуру.

У ролі альтернативи контактним сенсорам автори застосовують метод цифрової спекл-фотографії (DSP) реєстрацію зміщень крапкового шаблону еластичної мембрани при механічній деформації засобами алгоритмів кореляційного аналізу зображень (OpenCV, Ncorr) [5]. Метод забезпечує безконтактну реєстрацію деформації з відсутністю механічного зношення сенсорного елемента, що є принциповою перевагою порівняно з резистивними альтернативами [1, 3, 6].

### ФОРМУЛЮВАННЯ ЦІЛЕЙ СТАТТІ

Метою цього дослідження є формальне метрологічне обґрунтування узагальненого принципу вбудованого оптично-інерційного вимірювання балансу, побудова бюджету невизначеності методу OKgkШ за методологією GUM з аналізом чутливості, демонстрація технічної працездатності протоколу SFDBT та розроблення кількісно обґрунтованої інженерної моделі розширення цього принципу на системи опорно-рухової реабілітації.

Для досягнення поставленої мети було визначено такі завдання:

Формалізувати спільне вимірювальне перетворення, що реалізується протоколами SFDBT та OKgkШ, довівши їх належність до одного класу вимірювальних задач.

Навести теоретичне обґрунтування протоколу SFDBT як операціоналізації предиктивного моторного контролю та продемонструвати технічну працездатність протоколу.

Побудувати рівняння вимірювання та бюджет невизначеності методу OKgkШ за методологією GUM з оцінюванням складових за типом B та аналізом чутливості.

На основі формалізованого вимірювального перетворення розробити інженерну модель розширення принципу на аналітичні устілки та протезну опорну апаратуру з кількісним розрахунком очікуваної невизначеності.

### ВИКЛАД ОСНОВНОГО МАТЕРІАЛУ

Розглянемо загальну структуру вимірювального перетворення, що лежить в основі обох каналів. Задача полягає у визначенні функціонального стану системи S на основі реєстрації просторово-часової зміни стану проміжного об'єкта O, що перебуває у механічному контакті з S:

$$\Phi: \{x(t), y(t), z(t)\}_O \rightarrow \Psi(S) \quad (1)$$

де  $\{x(t), y(t), z(t)\}_O$  вектор просторово-часового стану об'єкта O, що реєструється сенсором, вбудованим у сам об'єкт;  $\Psi(S)$  шуканий функціональний параметр системи S;  $\Phi$  оператор вимірювального перетворення.

У каналі SFDBT об'єктом О є смартфон на кінчику пальця; вектор  $\{x(t), y(t), z(t)\}_O$  реєструється власними інерційними сенсорами об'єкта; оператор Ф реалізує обчислення drift, ST та VDI (формули 2–4); S нейромоторна система кисті. У каналі ОКГкШ об'єктом О є еластична мембрана з крапковим шаблоном; вектор  $\{x(t), y(t), z(t)\}_O$  реєструється оптично через кореляційний аналіз відеопотоку; оператор Ф реалізує обчислення поля локальних зміщень (формула 5); S розподіл механічного зусилля хвату.

Обидва канали задовольняють спільній структурній ознаці реєстрація вектора стану сенсором, що є конструктивною частиною самого об'єкта взаємодії О, без залучення зовнішньої системи спостереження. Це формальне визначення дозволяє розглядати SFDBT та ОКГкШ як дві реалізації одного класу вимірювальних задач задачі вбудованого вимірювання (embedded-object measurement), що обґрунтовує правомірність їх спільного метрологічного розгляду та подальшого узагальнення принципу на нові об'єкти О (устілка, опора протеза) в розділі «Інженерна модель розширення».

Здатність утримувати в рівновазі об'єкт на кінчику пальця є нейромоторною задачею, що вимагає безперервної інтеграції пропріоцептивної, зорової та вестибулярної інформації для генерації коригувальних моторних команд у реальному часі. Через біологічні затримки нервової провідності (приблизно 100–150 мс для пропріоцептивних аферентних шляхів) суто реактивне управління з неминучістю запізнюватиметься відносно динаміки об'єкта. Центральна нервова система здорової людини натомість використовує внутрішню предиктивну модель динаміки об'єкта, яка дозволяє генерувати коригувальні команди з випередженням, компенсуючи нейронну затримку [7, 9].

Якість цієї внутрішньої предиктивної моделі є індивідуальною характеристикою, що змінюється при різних функціональних станах. Деградація предиктивної моделі проявляється зростанням амплітуди коригувальних рухів, збільшенням часу досягнення стабільного балансування (settling time, ST) та підвищеною залежністю від зорового контролю.

Дрейф положення (drift\_pct) обчислюється на основі акселерометричного сигналу як відносна міра розкиду положення об'єкта балансування протягом вимірювального вікна тривалістю 10 с:

$$\text{drift\%} = \sigma(\|a\|_{[t_0, t_0+10]}) / \mu(\|a\|_{[t_0, t_0+10]}) \times 100\% \quad (2)$$

Час встановлення квазістатичної рівноваги (Settling Time, ST) визначається як момент часу, після якого амплітуда коливань модуля прискорення стабілізується в межах порогового коридору  $\pm 10\%$  від квазістаціонарного рівня і залишається в ньому до кінця вимірювального вікна:

$$ST = \min \{ t : \forall \tau \in [t, T], \|a(\tau)\| - \bar{a}ss \leq 0,1 \cdot \bar{a}ss \} \quad (3)$$

Індекс залежності від зорового контролю (VDI) обчислюється як відношення дрейфу при відкритих очах до дрейфу при закритих очах для одного й того самого пальця:

$$VDI = \text{drift\_open} / \text{drift\_closed} \quad (4)$$

Мета наведеного нижче вимірювання демонстрація технічної працездатності протоколу SFDBT та ілюстрація чутливості запропонованих індексів до міжефекторної варіативності. Отримані кількісні значення VDI та ST відображають діапазон чутливості методу і потребують підтвердження на розширеній вибірці для встановлення популяційних норм це визначено як завдання подальших досліджень у висновках.

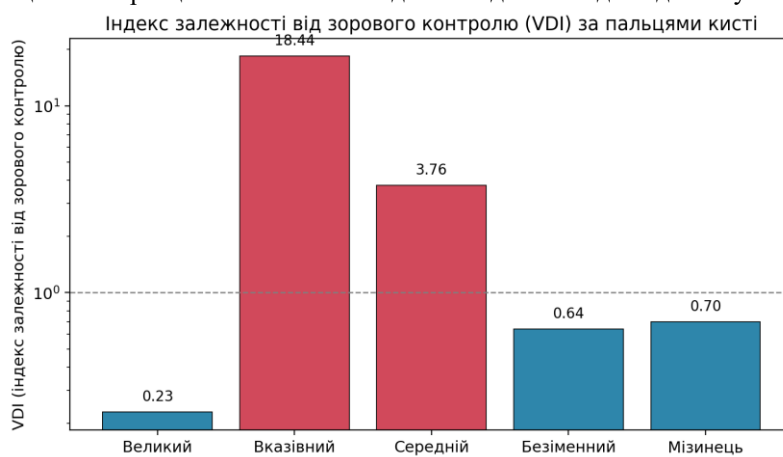


Рис. 1. Індекс залежності від зорового контролю (VDI) за пальцями кисті

Найбільш виразний результат отримано для вказівного пальця: VDI = 18,44 (дрейф 7,357 % при відкритих очах проти 0,399 % при закритих). Втрата зорового контролю призвела до зменшення дрейфу майже у 18,4 раза, що узгоджується з відомим у літературі «стабілографічним парадоксом зорової залежності»: безперервний потік зорової інформації провокує надлишкову коригувальну стратегію, при якій мікрокорекції випереджають реальну потребу і самі стають джерелом додаткових коливань. Протилежну картину зафіксовано для мізинця (VDI = 0,70) та безіменного пальця (VDI = 0,64). Великий палець показав VDI = 0,23, середній VDI = 3,76. Такий діапазон значень демонструє чутливість методу до відмінностей

нейромоторного контролю між ефекторами, що узгоджується з відомою нерівномірністю кортикального представництва окремих пальців кисті у первинній моторній корі.

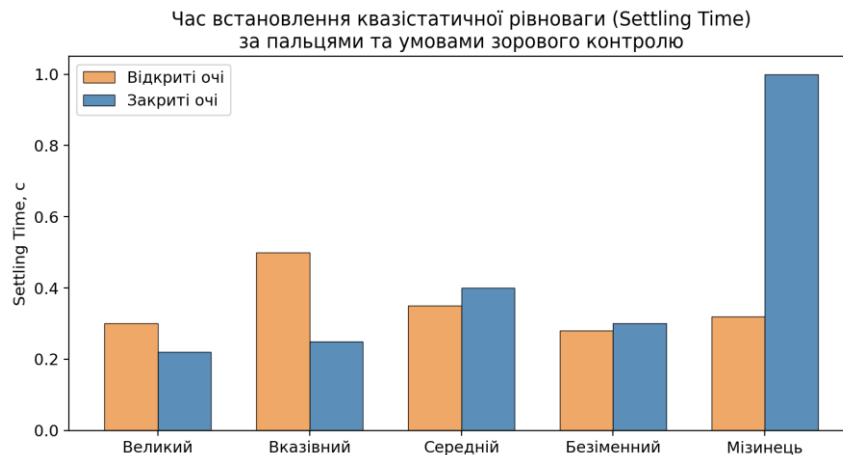


Рис. 2. Час встановлення квазістатичної рівноваги (Settling Time) за пальцями та умовами зорового контролю

Показники Settling Time у переважній більшості умов перебували в діапазоні 0,25–0,50 с, що відповідає очікуванім значенням швидкості формування ефективної стратегії балансування для здорової людини. Винятком є вимірювання для мізинця в умові закритих очей ( $ST = 1,00$  с) з огляду на одиничний характер демонстраційної апробації ( $n = 1$ ) цей результат розглядається як можлива випадкова варіація в межах одного вимірювання, а не як стійка закономірність, і потребує підтвердження повторним вимірюванням у подальших дослідженнях.

Другим верифікованим каналом вбудованого вимірювання є оптично-кореляційна грипометрія крапкового шаблону, заснована на цифровій спекл-фотографії (DSP). Вимірювальна установка складається з лазерного проектора (довжина хвилі 635 нм), що формує на еластичній мембрані регулярний крапковий шаблон з розміром елемента 0,1 мм, та цифрової камери (роздільна здатність Full HD, частота кадрів 60 к/с), що реєструє відеопотік деформації мембрани. Аналіз зображень здійснюється алгоритмами кореляційного співставлення (OpenCV, Ncorr).

Об'єктом вимірювання є поле локальних зміщень контрольних точок крапкового шаблону, що виникають внаслідок прикладеного до мембрани механічного зусилля. Рівняння вимірювання для оцінки локального зміщення  $\hat{d}_i$   $i$ -ї контрольної точки:

$$\hat{d}_i = d_i + \delta q + \delta c + \delta a + \delta t + \delta v \quad (5)$$

де  $d_i$  істинне зміщення  $i$ -ї контрольної точки;  $\delta q$  похибка просторового квантування матриці камери;  $\delta c$  похибка, зумовлена скінченням розміром елемента крапкового шаблону;  $\delta a$  алгоритмічна похибка кореляційного співставлення (субпіксельна інтерполяція методом Ncorr);  $\delta t$  похибка, зумовлена температурною нестабільністю еластичної мембрани;  $\delta v$  похибка, спричинена механічними вібраціями кріплення камери відносно мембрани.

Кожна складова похибки оцінюється як стандартна невизначеність за типом В на основі наукового судження, що спирається на технічні характеристики компонентів вимірювального каналу та відомі з літератури властивості методу субпіксельної кореляції [5]. Оцінювання за типом В передбачене й формально обґрунтоване методологією GUM (розділ 4.3 [10]) як рівноправна альтернатива статистичному оцінюванню за типом А для складових, пряме експериментальне визначення яких на поточному етапі дослідження недоцільне; отримані значення підлягають подальшому уточненню експериментальним шляхом на етапі клінічної валідації.

Таблиця 1.

**Бюджет невизначеності вимірювального каналу ОКгкШ (оцінювання за типом В) та частка внеску кожної складової в підсумкову дисперсію**

| Складова      | Джерело невизначеності                               | Тип | u, мм | Внесок у uc <sup>2</sup> , % |
|---------------|------------------------------------------------------|-----|-------|------------------------------|
| $u(\delta q)$ | Квантування матриці камери (Full HD, 60 к/с)         | B   | 0,012 | 11,9                         |
| $u(\delta c)$ | Дискретність елемента крапкового шаблону (0,1 мм)    | B   | 0,018 | 26,7                         |
| $u(\delta a)$ | Алгоритмічна похибка субпіксельної кореляції (Ncorr) | B   | 0,021 | 36,3                         |
| $u(\delta t)$ | Температурна нестабільність еластичної мембрани      | B   | 0,015 | 18,5                         |
| $u(\delta v)$ | Механічні вібрації кріплення камери                  | B   | 0,009 | 6,7                          |
| uc            | Комбінована стандартна невизначеність                | —   | 0,035 | 100,0                        |

Складові похибки вважаються статистично незалежними, тому комбінована стандартна невизначеність  $u_c$  обчислюється методом кореня суми квадратів відповідно до методології GUM [10]:

$$u_c = \sqrt{(u^2(\delta_q) + u^2(\delta_c) + u^2(\delta_a) + u^2(\delta_i) + u^2(\delta_v))} = 0,035 \text{ мм} \quad (6)$$

Розширену невизначеність  $U$  за довірчою ймовірністю  $P = 0,95$  (коефіцієнт охоплення  $k = 2$ , відповідно до припущення про нормальний закон розподілу композиції складових [10, 11]) визначено як:

$$U = k \cdot u_c = 2 \cdot 0,035 = 0,07 \text{ мм} \quad (7)$$

Отримане значення комбінованої стандартної невизначеності (0,035 мм) узгоджується за порядком величини з експериментально встановленою в ході калібрування роздільною здатністю методу (0,04 мм).

Аналіз відносного внеску кожної складової в підсумкову дисперсію показує, що домінуючими є алгоритмічна похибка кореляції  $\delta_a$  (36,3 % дисперсії) та дискретність елемента крапкового шаблону  $\delta_c$  (26,7 % дисперсії) сукупно понад 62 % загальної невизначеності методу. Це визначає пріоритетність напрямів вдосконалення: зменшення розміру елемента крапкового шаблону (наприклад, до 0,05 мм) при незмінних інших складових знижує  $u(\delta_c)$  приблизно вдвічі, що за оцінкою через формулу (6) дає зниження  $u_c$  приблизно на 12–15 % без зміни решти компонентів каналу. Натомість складові  $u(\delta_i)$  та  $u(\delta_v)$ , пов'язані з умовами експлуатації, у сукупності дають менш ніж 25 % дисперсії це вказує на порівняно низьку чутливість методу до температурних і вібраційних збурень у типових умовах вимірювання, що є практично значущою перевагою для застосування поза лабораторними умовами.

Таблиця 2

#### Порівняння спекл-кореляційного методу з класичними контактними підходами

| Характеристика           | Спекл-кореляційний метод (ОКГКШ)                                     | Класичний підхід (тензодатчики/FSR)                                     |
|--------------------------|----------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------|
| Принцип                  | Реєстрація деформації через зміщення оптичного спекла (безконтактно) | Вимірювання електричного опору при фізичному стисненні матеріалу [1, 6] |
| Розширена невизначеність | $U = 0,07 \text{ мм}$ ( $k=2$ , $P=0,95$ )                           | Здебільшого не наводиться за GUM [1–4]                                  |
| Зношення                 | Низьке (відсутній механічний контакт сенсора)                        | Високе деградація з часом [1]                                           |
| Вартість каналу          | Низька (камера смартфона)                                            | Середня (FSR $\approx 5\text{--}30 \text{ USD}$ ) [1]                   |

Пропонована система топологічно-контрольованого динамічного балансування при навантажуванні передбачає два вимірювальні модулі, що реалізують той самий оператор  $\Phi$ :

Аналітичні устілки спекл-кореляційний аналіз деформації прозорої еластичної устілки дозволяє обчислювати локальний розподіл навантаження по стопі без застосування матриці тензометричних датчиків.

Протезна опорна апаратура (милиці, тростини) аналогічний оптичний модуль, розміщений у рукоятці опорного пристрою, реєструє деформацію еластичної прокладки при навантаженні, дозволяючи обчислювати асиметрію навантаження між лівою та правою опорою.

Інженерний розрахунок очікуваного бюджету невизначеності. Для нового каналу приймаються такі зміни вхідних параметрів порівняно з ОКГКШ: площа контрольованої поверхні устілки ( $\approx 250 \times 90 \text{ мм}$ ) приблизно у 15–20 разів перевищує площу мембрани ОКГКШ, що пропорційно збільшує складову  $u(\delta_q)$  до розрахункового значення 0,05–0,07 мм; товщина еластичної основи устілки (орієнтовно 3–5 мм) істотно перевищує товщину мембрани ОКГКШ, що вводить додаткову складову похибки нелінійності деформації товстого шару  $u(\delta_n)$ , оцінену за аналогією з відомими даними для еластичних матеріалів на рівні 0,08–0,12 мм; складові  $u(\delta_c)$ ,  $u(\delta_a)$ ,  $u(\delta_i)$ ,  $u(\delta_v)$  приймаються незмінними, оскільки визначаються тими самими фізичними компонентами.

$$u_{c, \text{нове}} \approx \sqrt{(0,06^2 + 0,10^2 + 0,018^2 + 0,021^2 + 0,015^2 + 0,009^2)} \approx 0,12 \text{ мм} \quad (8)$$

що дає розрахункову розширену невизначеність нового каналу  $U \approx 0,24 \text{ мм}$  ( $k = 2$ ,  $P = 0,95$ ). Аналіз структури формули (8) показує, що в новому каналі домінуючою стає складова нелінійності товстого еластичного шару  $u(\delta_n)$  (близько 69 % дисперсії) на відміну від ОКГКШ, де домінувала алгоритмічна похибка кореляції. Це є змістовним інженерним висновком: перехід від тонкої мембрани до товстої устілки принципово змінює структуру похибки і визначає інший пріоритет вдосконалення оптимізацію товщини та механічних властивостей еластичного шару, а не вдосконалення алгоритму кореляції чи оптики камери.

### ВИСНОВКИ З ДАНОГО ДОСЛІДЖЕННЯ

#### І ПЕРСПЕКТИВИ ПОДАЛЬШИХ РОЗВІДОК У ДАНОМУ НАПРЯМІ

Отриманий порядок невизначеності (десяті частки міліметра) є прийнятним для задачі виявлення клінічно значущих патернів асиметрії навантаження [1, 8], проте недостатнім для високоточного біомеханічного аналізу це визначає межі застосовності запропонованого розширення. Наведений розрахунок є попередньою інженерною оцінкою на етапі проєктування і підлягає уточненню на етапі виготовлення й експериментального калібрування прототипу; жодних експериментальних вимірювань на устілці чи опорному пристрої в межах цього дослідження не проводилося.

Синхронна реєстрація обох каналів у єдиному часовому контурі формує топологічний опис механічної системи «людина–опора–устілка» як цілісного об'єкта контролю, на відміну від переважної більшості існуючих рішень, що обмежуються реєстрацією лише одного з каналів [1, 2, 3].

Наукова новизна роботи полягає у формальному доведенні спільної метрологічної природи двох реалізованих вимірювальних каналів через явне визначення оператора вимірювального перетворення, у побудові бюджету невизначеності методу ОКгkIII за методологією GUM з аналізом чутливості складових, та у кількісно обґрунтованій інженерній моделі розширення принципу на системи опорно-рухової реабілітації.

Формалізація: показано, що SFDBT та ОКгkIII реалізують спільний оператор вимірювального перетворення «локальна деформація/зміщення вбудованого об'єкта → функціональний параметр системи», що метрологічно обґрунтовує їх спільний розгляд і подальше узагальнення на нові об'єкти вимірювання.

Метрологічне обґрунтування ОКгkIII: побудовано рівняння вимірювання та бюджет невизначеності (оцінювання за типом B) з п'яти складових; отримано  $u_c = 0,035$  мм та  $U = 0,07$  мм ( $k = 2$ ,  $P = 0,95$ ), що узгоджується з експериментально встановленою роздільною здатністю 0,04 мм.

Аналіз чутливості: встановлено, що алгоритмічна похибка кореляції та дискретність крапкового шаблону дають понад 62 % підсумкової дисперсії, що визначає пріоритетні напрями вдосконалення методу.

Демонстрація технічної працездатності SFDBT: підтверджено чутливість методу до міжефекторної варіативності індексу залежності від зорового контролю (VDI від 0,23 до 18,44).

Інженерний розрахунок розширення: для нового каналу (устілка/опора) отримано розрахункову розширену невизначеність  $U \approx 0,24$  мм, встановлено зміну домінуючої складової похибки з алгоритмічної на нелінійність товстого еластичного шару, що визначає інший пріоритет конструкторського вдосконалення.

### Література

1. Розроблення та валідація модульної сенсорної системи для аналізу ходи та керування екзоскелетами нижніх кінцівок. MDPI – Sensors, 2025. URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/25/8/2379>
2. mCrutch: новий підхід m-health для забезпечення безперервності догляду. PMC – NIH, 2023. URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10146559/>
3. Інструментований наконечник милиці для моніторингу сили та кута нахилу милиці. PMC – NIH, 2019. URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6650966/>
4. Спосіб і пристрій для вимірювання параметрів ходи з використанням ходунків, оснащених тензодатчиками. FreePatentsOnline, 1996. URL: <https://freepatentsonline.com/5511571.html>
5. Методи цифрової обробки зображень в експериментальному аналізі напружень. SPIE – Optical Engineering, 1982. URL: <https://doi.org/10.1117/12.7972925>
6. Носимі сенсори для дистанційного моніторингу здоров'я. MDPI – Sensors, 2017. URL: <https://doi.org/10.3390/s17010130>
7. Тремор. Johns Hopkins University Press, 1990.
8. Огляд носимих сенсорів і систем із застосуванням у реабілітації. BioMed Central – Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2012.
9. Патофізіологія тремору. Wiley – Muscle & Nerve, 2001.
10. Настанова з подання невизначеності вимірювання (GUM). BIPM – JCGM 100:2008, 2008.
11. Міжнародний словник з метрології (VIM). BIPM – JCGM 200:2012, 2012.

### References

1. Development and Validation of a Modular Sensor-Based System for Gait Analysis and Control in Lower-Limb Exoskeletons. MDPI – Sensors, 2025. URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/25/8/2379>
2. mCrutch: A Novel m-Health Approach Supporting Continuity of Care. PMC – NIH, 2023. URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10146559/>
3. Instrumented Crutch Tip for Monitoring Force and Crutch Pitch Angle. PMC – NIH, 2019. URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6650966/>
4. Method and apparatus for measuring gait using strain-gauge instrumented walking aids. FreePatentsOnline, 1996. URL: <https://freepatentsonline.com/5511571.html>
5. Digital imaging techniques in experimental stress analysis. SPIE – Optical Engineering, 1982. URL: <https://doi.org/10.1117/12.7972925>
6. Wearable sensors for remote health monitoring. MDPI – Sensors, 2017. URL: <https://doi.org/10.3390/s17010130>
7. Tremor. Johns Hopkins University Press, 1990.
8. A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. BioMed Central – Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2012.
9. The pathophysiology of tremor. Wiley – Muscle & Nerve, 2001.
10. Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM). BIPM – JCGM 100:2008, 2008.
11. International vocabulary of metrology (VIM). BIPM – JCGM 200:2012, 2012.