

УДК 615.477.2:621.391:004.93

<https://doi.org/10.31713/vt2202612>

Дозорська О. Ф., (1:ORCID: 0000-0001-7053-863X)

К.Т.Н.

Дозорський В. Г., (1:ORCID: 0000-0001-6744-3015)

К.Т.Н., доцент

Дедів Л. Є., (1:ORCID: 0000-0002-2963-6948)

К.Т.Н., доцент

Плавуцький О. М., (1:ORCID: 0009-0006-1083-6305)

аспірант

Валяшек В. Б., (1:ORCID: 0000-0002-8186-6396)

к. фіз.-мат. н, доцент

¹Тернопільський національний технічний університет імені І. Пулюя,
м. Тернопіль

СИСТЕМА ШТУЧНОЇ ПРОПРІОЦЕПЦІЇ ПРОТЕЗА КИСТІ ЛЮДИНИ НА ОСНОВІ ГНУЧКИХ ТЕНЗОРЕЗИСТИВНИХ СЕНСОРІВ

У статті розглянуто питання розроблення системи штучної пропріоцепції для протеза кисті людини, що призначена для передавання користувачеві інформації про положення та ступінь згинання пальців без постійного використання зорового контролю. Запропоновано структурну схему системи штучної пропріоцепції, до складу якої входять гнучкі тензорезистивні сенсори кута згинання, модуль збору даних, мікроконтролер, блок цифрової обробки сигналів, система вібраційного зворотного зв'язку та автономне джерело живлення. Як первинні вимірювальні елементи запропоновано використовувати сенсори на основі електропровідного термопластичного поліуретану Conductive TPU, виготовлені методом 3D-друку. Запропоновано конструкцію сенсора та розглянуто принцип його роботи і особливості розміщення на тильній поверхні пальця протеза в області шарнірного з'єднання. Сформовано математичну модель роботи такого сенсора, яка враховує геометричну та п'єзорезистивну складові зміни опору, а також вплив параметрів FDM-друку на характеристики сенсора. Запропоновано підхід до експериментального калібрування сенсорів та визначення залежності між електричним опором і кутом згинання.

Ключові слова: протез кисті, штучна пропріоцепція, тензорезистивний сенсор, 3D-друк, вібраційний зворотний зв'язок, сенсорний зворотний зв'язок.

Вступ. Однією з характерних особливостей природної верхньої кінцівки є наявність розвиненої сенсорної системи, яка безперервно продукує інформацію про стан м'язів і суглобів, положення кінцівки в просторі, а також характер її взаємодії з об'єктами навколишнього середовища. Важливу роль у цій системі відіграє пропріоцепція – здатність людини сприймати положення та рух окремих частин тіла без необхідності використання зорового контролю. Завдяки пропріоцептивним відчуттям забезпечуються точність і координація рухів, регулювання сили захвату предметів та правильна просторова орієнтація кінцівки. Водночас переважна більшість сучасних протезів не здатна передавати користувачеві подібну сенсорну інформацію. Як наслідок, керування протезом значною мірою залежить від постійного візуального контролю, що збільшує когнітивне навантаження, погіршує точність виконання рухів і може спричиняти швидку втому користувача.

Значний розвиток біомедичної інженерії, робототехніки та сенсорних технологій формує передумови для розроблення систем штучної пропріоцепції, здатних передавати користувачеві інформацію про положення та переміщення окремих елементів протеза. Впровадження доступних протезних систем із функцією штучної пропріоцепції може суттєво розширити їхні функціональні можливості, підвищити якість життя користувачів, а також сприяти більш ефективній соціальній та професійній реабілітації.

Незважаючи на значний прогрес у цьому напрямі, більшість розробок систем штучної пропріоцепції наразі перебуває на стадії наукових досліджень. У комерційно доступних протезах відповідні технології або взагалі не застосовуються, або реалізовані лише частково. Зокрема, системи керування можуть здійснювати оцінювання частоти обертання електроприводів протезів, автоматично регулювати силу захвату чи утримування об'єктів, однак такі функції не забезпечують користувача безпосередніми додатковими пропріоцептивними відчуттями.

Таким чином, розроблення системи штучної пропріоцепції для протеза верхньої кінцівки є актуальним науково-технічним завданням, а реалізація такої системи дозволить підвищити

ефективність та природність керування протезом, зменшити залежність від постійного зорового контролю та наблизити його функціональні характеристики до можливостей природної верхньої кінцівки.

Мета дослідження. Метою дослідження є розроблення структури системи штучної пропріоцепції протеза кисті людини, яка буде придатною для інтеграції в структуру нових чи існуючих комерційно доступних протезів кисті та забезпечить підвищення їхньої функціональності та зручності керування користувачами.

Аналіз останніх досліджень. Створення системи штучної пропріоцепції передбачає вирішення двох основних задач – навчити протез «відчувати» шляхом застосування спеціальних сенсорів та навчити користувача сприймати ці «відчуття» шляхом застосування певних типів актуаторів. Обидві ці задачі розглядаються в контексті розроблення методів реалізації штучного сенсорного зворотного зв'язку, які призначені для формування та наступного сприйняття користувачем інформації про стан протеза шляхом активації природних каналів сприйняття людини [1-3].

Одним із найбільш поширених способів передачі такої інформації користувачу є тактильний зворотний зв'язок [4]. Його принцип полягає у створенні на поверхні шкіри залишкової після ампутації частини кінцівки відчуттів, що є аналогічними чи близькими до відчуття природного дотику. Для реалізації такого підходу використовуються різні типи сенсорів, зокрема сили та тиску, що встановлені на пальцях або робочих поверхнях протеза. Під час контакту з предметом оцінюється сила взаємодії, після чого користувачу передається відповідний сигнал через спеціальні стимулятори [1,5].

В плані ж передачі сенсорної інформації в сучасних протезних системах одним із найбільш поширених підходів є вібраційний зворотний зв'язок (рис. 1). Його реалізація передбачає розміщення на шкірі користувача компактних вібродвигунів, які створюють механічні коливання з різними параметрами частоти та інтенсивності. Залежно від характеристик вібраційного сигналу користувач може отримувати інформацію про положення суглобів протеза, швидкість його переміщення, величину сили захоплення, факт контакту з об'єктом, наближення механізму до крайніх положень тощо [6, 7].



Рис. 1. Суть підходу вібраційного зворотного зв'язку

При іншому підході застосовується електротактильний зворотний зв'язок (рис. 2), що передбачає стимуляцію шкірних рецепторів за допомогою слабких електричних імпульсів. Для його реалізації на поверхні шкіри встановлюють електроди, на які подаються електричні сигнали із заданими параметрами. Варіюванням амплітуди, частоти та тривалості стимулювальних імпульсів можна викликати різні суб'єктивні відчуття, зокрема поколювання, вібраційні відчуття або відчуття тиску [8, 9]. Однією з основних переваг електротактильного зворотного зв'язку є значна кількість параметрів стимуляції, які можуть бути контрольованими. Це створює широкі можливості для кодування та передачі різноманітної сенсорної інформації користувачеві. Разом із тим сприйняття електричної стимуляції значною мірою визначається індивідуальними особливостями користувача, а також місцем розташування та конструктивними характеристиками електродів. Тому для забезпечення ефективного зворотного зв'язку параметри електричної стимуляції, як правило, потребують персоналізованого налаштування для кожного користувача [8, 9]. Результати експериментальних досліджень також підтверджують можливість передавання інформації про силу взаємодії протеза з об'єктом шляхом відповідного кодування цього параметра характеристиками електричної стимуляції [10].

Однак, у випадку реалізації цього підходу в біонічних протезах, сигнали стимуляції будуть накладатись на корисні біосигнали, які застосовуються для керування такими протезами та являтимуть собою завади, що спотворюють корисні сигнали. Це призведе до ускладнення самого методу керування біонічним протезом та вимагатиме застосування додаткових вузлів складної фільтрації і наступної обробки таких біосигналів.



Рис. 2. Суть електротактильного зворотного зв'язку

Механотактильний підхід (рис. 3) ґрунтується на безпосередньому механічному впливі на шкіру користувача за допомогою рухомих виконавчих елементів. Для формування необхідної стимуляції можуть застосовуватися серводвигуни, соленоїди, пневматичні приводи та інші типи актуаторів. У процесі функціонування системи такий актуатор здійснює контрольований вплив на визначену ділянку шкіри, створюючи відчуття, наближені до природного дотику або механічного навантаження. Однак, практична реалізація такого підходу пов'язана з низкою технічних труднощів, зокрема складністю компактного розміщення та мініатюризації виконавчих механізмів. Крім того, використання механічних актуаторів може призводити до збільшення маси протезної системи та її енергоспоживання [11, 12].



Рис. 3. Суть механотактильного зворотного зв'язку

Одним із окремих напрямів сучасних досліджень є застосування нейроінтерфейсів і технологій прямої стимуляції периферичних нервів. У таких системах електроди можуть імплантуватися безпосередньо в нервові структури або розташовуватися навколо периферичних нервів. Сенсорні дані, отримані від протеза, перетворюються на відповідні електричні сигнали, за допомогою яких здійснюється стимуляція нервової системи користувача [1, 13]. Однак, застосування інвазивних технологій передбачає проведення хірургічного втручання та супроводжується значними медичними ризиками, складністю встановлення імплантів і фінансовими витратами [1].

В плані штучної пропріоцепції, то, на відміну від тактильного зворотного зв'язку, пропріоцептивна інформація призначена для передавання даних про положення, конфігурацію та переміщення протезної кінцівки, а також сили, що виникають під час її функціонування [14, 15]. Для отримання такої інформації можуть застосовуватися різноманітні сенсорні пристрої, зокрема енкодери, інерціальні вимірювальні модулі, акселерометри, гіроскопи та сенсори навантаження (рис. 4). Сигнали від таких сенсорів додатково обробляються та кодуються, після чого передаються користувачеві за допомогою вібраційних, механотактильних або електротактильних стимуляторів [15].

Використання систем штучної пропріоцепції створює можливість отримувати інформацію про положення та переміщення протеза без необхідності постійного візуального контролю. Це сприяє підвищенню ефективності керування протезною кінцівкою, покращенню координації та точності виконання рухів [14-16].

Одним із сучасних напрямів досліджень у сфері передавання пропріоцептивної інформації є застосування масивів вібраційних стимуляторів. Принцип функціонування таких систем полягає у встановленні відповідності між окремими вібромоторами та певними положеннями або станами суглобів протеза. Залежно від кута згинання суглоба чи швидкості його переміщення може змінюватися активний канал стимуляції, кількість задіяних вібромоторів або інтенсивність створюваної ними вібрації [6, 16]. Такий спосіб кодування дає змогу передавати користувачеві інформацію про просторовий стан та динаміку руху протезної кінцівки. Використання масивів вібромоторів також створює можливість адаптувати систему

до протезів із різною кількістю ступенів свободи та забезпечувати передавання інформації про декілька параметрів одночасно.



Рис. 4. Принцип пропріоцептивного зворотного зв'язку

Проведений аналіз існуючих рішень свідчить про те, що проблема забезпечення користувача природною та зрозумілою інформацією про положення окремих елементів протеза залишається невирішеною. У зв'язку з цим перспективним напрямом є розроблення компактної неінвазивної системи штучної пропріоцепції, яка поєднуватиме сенсори положення протезних механізмів із масивом вібраційних стимуляторів для формування зрозумілого користувачеві сенсорного зворотного зв'язку.

Формулювання вимог до системи штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки. Для реалізації системи штучної пропріоцепції запропоновано використовувати неінвазивний підхід, який передбачає визначення кута згину суглобів протеза за допомогою спеціальних сенсорів та передачу інформації користувачу через контур вібраційного зворотного зв'язку. Основним призначенням системи є визначення положення пальців протеза та формування пропріоцептивних сигналів, які дозволяють користувачу оцінювати ступінь згину пальців без використання візуального контролю.

Для цього система повинна забезпечувати:

- безперервне вимірювання кута згину суглобів пальців протеза;
- перетворення механічної деформації сенсора в електричний сигнал;
- збір та попередню обробку інформації;
- визначення поточного положення пальців;

- формування сигналів зворотного зв'язку;
- роботу в режимі реального часу;
- автономне живлення всіх елементів системи.

Затримка між зміною положення пальця та передачею відповідного сигналу користувачу повинна бути мінімальною, оскільки саме швидкість формування зворотного зв'язку визначає природність сприйняття пропріоцептивної інформації.

Розробка структурної схеми системи штучної пропріоцепції.

Відповідно до сформульованих вимог розроблювана система штучної пропріоцепції складається з шести основних функціональних блоків: набір сенсорів кута згину; модуль збору даних; мікроконтролер; система обробки сигналів; система зворотного зв'язку; джерело автономного живлення.

Кожен із зазначених блоків виконує окрему функцію в процесі визначення положення елементів пальців протеза та формування пропріоцептивної інформації.

Структурна схема пропонованої системи штучної пропріоцепції протеза кисті показана на рис. 5. Така система реалізує принцип штучної пропріоцепції шляхом перетворення механічних переміщень конструктивних елементів протеза на електричні сигнали, їх подальшої обробки та перетворення отриманої інформації у вібраційні стимули, які можуть сприйматися користувачем через систему вібраційного зворотного зв'язку.



Рис. 5. Структура пропонованої системи штучної пропріоцепції

Первинними вимірювальними елементами системи є сенсори кута згину, в якості яких пропонується використати гнучкі тензорезистивні сенсори.

Модуль збору даних забезпечує перетворення змін опору тензорезистивних сенсорів у електричні сигнали, придатні для

подальшого вимірювання та обробки. Для підключення кожного сенсора використовується схема подільника напруги, у якій зміна опору призводить до відповідної зміни вихідної напруги. Сформований сигнал подається на аналоговий вхід мікроконтролера. До основних завдань модуля належать підключення вимірювальних сенсорів, формування відповідних електричних кіл, узгодження сигналів із параметрами мікроконтролера та забезпечення захисту його аналогових входів від можливих перенапруг.

Ключовим компонентом системи є мікроконтролер, який координує функціонування всіх її складових. Він здійснює періодичне опитування сенсорів, виконує аналого-цифрове перетворення отриманих сигналів, обробляє вимірювальні дані, визначає кути згинання пальців та формує керуючі сигнали для системи вібраційного зворотного зв'язку.

Після надходження вимірювальних сигналів до блоку обробки виконується їх цифрова підготовка для подальшого визначення положення елементів протеза. Зокрема, здійснюється фільтрація шумових складових, калібрування сенсорів та компенсація похибок вимірювання. На основі оброблених даних і відповідної математичної моделі розраховується кут згинання кожного суглоба пальця протеза. Сукупність отриманих значень дає змогу визначити просторову конфігурацію окремих пальців та загальне положення кисті протеза.

Розрахована пропріоцептивна інформація передається до блоку зворотного зв'язку, основним завданням якого є інформування користувача про поточне положення пальців протеза без необхідності постійного використання зорового контролю. У запропонованій системі для цього передбачається застосування підходу вібраційної стимуляції.

Таким чином, запропонована структурна схема включає всі основні етапи роботи системи штучної пропріоцепції — від фіксації механічних переміщень суглобів протеза до формування та передачі користувачеві інформації про їхнє поточне положення. Застосування такого принципу роботи дає змогу частково відтворити втрачену пропріоцептивну інформацію та підвищити функціональність і зручність використання протеза верхньої кінцівки.

Дальше було сформовано розширену структурну схему системи штучної пропріоцепції, що наведена на рис. 6.

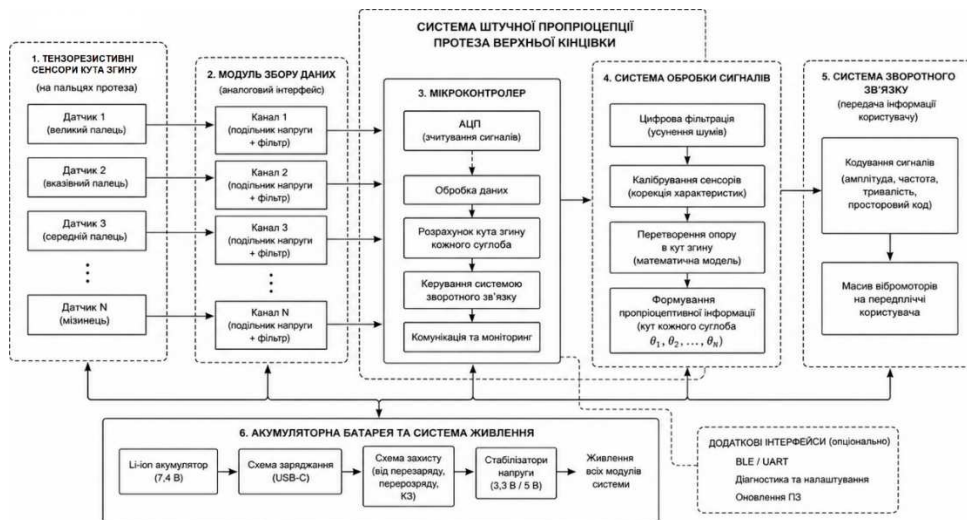


Рис. 6. Повна структурна схема проектованої системи

Перший функціональний блок системи утворений сукупністю тензорезистивних сенсорів, призначених для визначення кута згинання пальців протеза. На кожному пальці встановлюється окремий сенсор, який розміщується на його тильній поверхні в області відповідного суглоба. Як чутливий елемент використовується гнучкий тензорезистивний сенсор на основі Conductive TPU. У процесі згинання пальця провідна структура сенсора деформується та розтягується, внаслідок чого змінюється її електричний опір. Оскільки рухи пальців можуть здійснюватися незалежно один від одного, сигнал від кожного сенсора передається до системи через окремий вимірювальний канал.

Вихідні сигнали тензорезистивних сенсорів надходять до модуля збору даних, виконаного у вигляді багатоканального аналогового інтерфейсу. Для кожного сенсора формується окремий вимірювальний тракт, до складу якого входять подільник напруги, фільтр нижніх частот та елементи узгодження сигналів. Основною функцією цього модуля є перетворення зміни електричного опору сенсора у відповідну зміну напруги, яку надалі може вимірювати аналого-цифровий перетворювач мікроконтролера.

Застосування аналогової фільтрації дає змогу знизити вплив електромагнітних перешкод і випадкових флуктуацій вимірювального сигналу. Це має особливе значення під час використання високорезистивних сенсорів, виготовлених із

Conductive TPU, характеристики яких можуть бути чутливими до зовнішніх завад.

Центральним функціональним компонентом системи є мікроконтролер, який забезпечує збирання, обробку, аналіз та передавання отриманої інформації. До складу відповідного програмно-апаратного блоку входять аналого-цифровий перетворювач, модуль обробки даних, модуль визначення кутів згинання, блок керування системою зворотного зв'язку та комунікаційний інтерфейс.

Аналого-цифровий перетворювач виконує оцифрування аналогових сигналів, сформованих вимірювальними каналами сенсорів. Отримані цифрові значення використовуються як вихідні дані для подальшої математичної обробки та визначення положення елементів протеза.

Використовуючи попередньо отримані калібрувальні характеристики, мікроконтролер визначає відповідні кути згинання суглобів пальців і на їх основі формує цифрове представлення поточної конфігурації кисті протеза. Крім виконання розрахунків, мікроконтролер координує взаємодію між окремими підсистемами та забезпечує їх синхронну роботу в режимі реального часу.

Після первинного зчитування дані передаються до блоку цифрової обробки сигналів. На цьому етапі реалізується комплекс операцій, до яких належать фільтрація шумів, калібрування сенсорів, корекція нелінійності їхніх характеристик, перетворення виміряного опору в значення кута згинання та формування кінцевої пропріоцептивної інформації.

Важливою особливістю тензорезистивних сенсорів на основі Conductive TPU є нелінійний характер залежності між величиною механічної деформації та електричним опором. Тому для забезпечення необхідної точності визначення кутів згинання необхідно застосовувати відповідну математичну модель, сформовану на основі експериментальних калібрувальних даних сенсорів.

Після розрахунку положення окремих пальців отримана інформація передається до блоку сенсорного зворотного зв'язку. Його призначення полягає у перетворенні цифрових даних про просторову конфігурацію протеза у сигнали, доступні для сприйняття користувачем. У запропонованій системі як канал передачі пропріоцептивної інформації використовується вібраційна стимуляція.

Окремо структурною схемою передбачено блок додаткових інтерфейсів. Він може забезпечувати бездротовий обмін даними за допомогою Bluetooth Low Energy, виконання діагностики функціонування системи, налаштування параметрів сенсорів та оновлення програмного забезпечення. Наявність такого інтерфейсного модуля спрощує процедури калібрування, конфігурування, технічного обслуговування та подальшого вдосконалення системи.

Розробка конструкції тензорезистивного сенсора на основі Conductive TPU. Одним із основних компонентів розроблюваної системи штучної пропріоцепції є сенсорний вузол, основним призначенням якого є вимірювання кутів згинання суглобів пальців протеза. Оскільки в існуючих конструкціях протезів кисті передавання зусилля до рухомих елементів протеза здійснюється за допомогою тросового або важільного механізму та шарнірних з'єднань, сенсори мають задовільняти ряду вимог, зокрема характеризуватися високою гнучкістю, невеликою масою, стійкістю до багаторазових циклів деформації та можливістю безпосередньої інтеграції в конструкцію пальця протеза.

Для реалізації поставленого завдання запропоновано застосувати гнучкі тензорезистивні сенсори, виготовлені індивідуально в залежності від габаритних показників рухомих елементів конструкції кожного окремого протеза шляхом 3D друку із матеріалу Conductive TPU [17]. Такий підхід дасть можливість створення дешевих гнучких тензорезистивних сенсорів із можливістю їхньої швидкої заміни при пошкодженнях. Власне філамент TPU належить до групи еластомерних матеріалів та володіє високою еластичністю (видовження при розриві до 400–650%, залежно від конкретної марки матеріалу), стійкістю до стирання, ударів та багаторазових вигинів без руйнування. Пропонований філамент Conductive TPU поєднує еластичність філаменту TPU та електропровідність (об'ємний опір зазвичай становить $10^2 - 10^4$ Ом·см, залежно від конкретної марки матеріалу) [18]. Цей філамент належить до ESD-матеріалів для відведення статичної електрики, створення гнучких сенсорів, кнопок тиску та низьковольтних кіл. Виготовлені із цього філаменту сенсори розміщуються на тильній стороні пальців протеза в зоні суглобів. Під час згинання пальця відбувається розтягування сенсорного елемента, що призводить до зміни його електричного опору. Основними перевагами

виготовлених із цього матеріалу сенсорів є гнучкість, мала маса, можливість інтеграції безпосередньо в конструкцію пальця протеза, сумісність із технологіями адитивного виробництва, низька вартість виготовлення.

Власне Conductive TPU являє собою композиційний матеріал на основі термопластичного поліуретану, до якого додаються електропровідні наповнювачі, наприклад вуглецева сажа, графен або вуглецеві нанотрубки. Така структура матеріалу дає змогу поєднати такі властивості TPU, як еластичність та механічну гнучкість з електропровідними характеристиками [19].

Важливою властивістю Conductive TPU для застосування у вимірювальних системах є виражений тензорезистивний ефект. При механічному розтягуванні або згинанні змінюється взаємне розташування електропровідних частинок усередині матеріалу, що, в свою чергу, спричиняє зміну його електричного опору.

Порівняно з традиційними металевими тензорезистивними елементами, Conductive TPU не потребує використання жорсткої основи та здатний витримувати значні механічні деформації, що створюватимуться рухами пальців протеза.

Функціонування запропонованого сенсора ґрунтується на залежності його електричного опору від величини механічної деформації провідної доріжки. Під час згинання пальця протеза сенсор розтягується (видовжується). Внаслідок цього збільшується довжина провідної доріжки, зменшується площа її поперечного перерізу та змінюється характер електричних контактів між електропровідними частинками матеріалу. Сукупність цих факторів призводить до збільшення електричного опору сенсора.

Після повернення пальця у вихідне (розігнуте) положення еластичні властивості Conductive TPU забезпечують відновлення початкової геометрії сенсора, унаслідок чого його опір наближається до початкового значення. Таким чином, повторюваність зміни опору під час циклічної деформації дає змогу використовувати сенсор для визначення положення суглоба.

Конструктивно, сенсор пропонується виконати у вигляді багат шарової гнучкої структури, що містить чутливий електропровідний шар, контактні площадки, ізоляційний шар і зовнішнє захисне еластомерне покриття. Загальний вигляд запропонованої конструкції наведено на рис. 7.

Основним чутливим компонентом сенсора є електропровідна доріжка з Conductive TPU, сформована у вигляді меандра. Така

геометрія дозволяє збільшити ефективну довжину провідного шляху без суттєвого збільшення загальних розмірів сенсора та підвищити чутливість сенсора до механічної деформації. Крім того, така конфігурація сприяє забезпеченню необхідної гнучкості конструкції та дає змогу ефективніше використовувати деформацію провідного шару під час згинання пальця. Така геометрія також сприяє більш рівномірному розподілу механічних напружень по всій довжині провідника, завдяки чому зменшується ймовірність виникнення локальних пошкоджень і руйнування матеріалу.

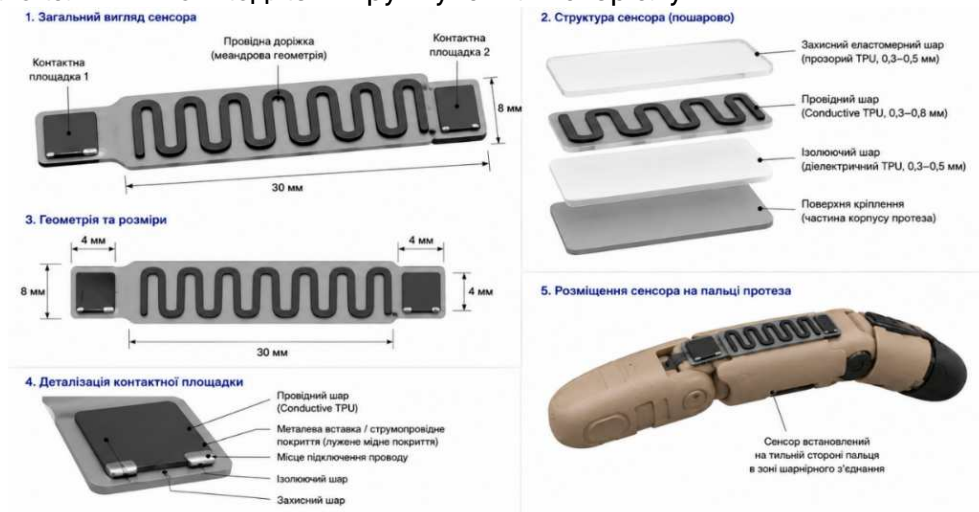


Рис. 7. Пропонована конструкція гнучкого тензорезистивного сенсора

Для електричного підключення сенсора до вимірювальної системи на його кінцевих ділянках передбачаються контактні площадки. Їх можна реалізувати шляхом інтеграції металевих контактних елементів або нанесення електропровідного покриття на визначені області сенсорної структури. З'єднання контактних площадок з електронною схемою здійснюється за допомогою гнучких провідників невеликого поперечного перерізу.

Для підвищення механічної надійності та довговічності місць електричного підключення вони можуть бути додатково армовані еластомерним матеріалом. Це зменшує концентрацію механічних напружень у зоні контакту та знижує ризик пошкодження провідників під час багаторазового згинання сенсора.

Нижній та верхній ізоляційний шар виконує комплекс функцій: запобігає небажаному електричному контакту провідної доріжки з навколишніми елементами, забезпечує механічну основу сенсора, захищає провідну структуру від механічного зношування та частково захищає її від впливу зовнішнього середовища. Як матеріал для формування ізоляційного шару пропонується використовувати звичайний TPU або інший еластичний діелектричний полімер. Ізоляційна основа може формуватися безпосередньо під час друку провідної доріжки, створюючи нижній шар конструкції сенсора.

Для отримання максимальної чутливості сенсор пропонується розташовувати на тильній поверхні пальця безпосередньо над шарнірним з'єднанням. Під час згинання пальця саме ця область зазнає значного розтягування, що забезпечує помітну зміну електричного опору навіть за відносно невеликої зміни положення механічних елементів. Таке розташування, крім того, дає змогу частково захистити сенсор від безпосередніх механічних навантажень, які виникають під час контакту пальця протеза з навколишніми предметами.

Наступним етапом дослідження є формування математичного опису зміни електричного опору такого гнучкого тензорезистивного сенсора в залежності від величини деформації, який буде застосований для розроблення алгоритму визначення кута згину суглобів кожного пальця протеза мікроконтролером.

Математична модель визначення кута згину суглобів протеза.

Для визначення поточного кута згинання необхідно сформувати математичний зв'язок між кутовим переміщенням суглоба, величиною деформації сенсора та відповідним значенням його електричного опору.

1. Моделювання роботи тензорезистивного сенсора.

Враховуючи доступність, для виготовлення електропровідного елемента сенсора запропоновано використати термопластичний поліуретан TPU Conductive виробництва MonoFilament (Україна), для якого заявлений діапазон питомого опору становить 10^2 – 10^4 Ом·см. Основою роботи запропонованого сенсора є тензорезистивний принцип, відповідно до якого механічна деформація чутливого елемента призводить до зміни його електричного опору [20–22]. У загальному випадку опір провідного елемента визначається наступним чином:

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad (1)$$

де R – електричний опір, Ом; ρ – питомий електричний опір матеріалу, Ом·см; L – довжина провідного елемента, см; A – площа його поперечного перерізу, см².

Для металевго тензорезистора зміна опору значною мірою визначається геометричною деформацією. Для провідного полімерного композиту, яким є Conductive TPU, необхідно додатково враховувати зміну електричних властивостей матеріалу під час деформації. Дослідження FDM-друкованих TPU-композитів із вуглецевими нанотрубками підтверджують наявність вираженої п'єзорезистивної поведінки та можливість використання таких матеріалів як сенсорів деформації [20, 21].

Для ідеалізованого випадку питомий опір матеріалу під час деформації залишається незмінним: $\rho(\varepsilon) = \rho_0$. Тоді зміна опору буде викликана виключно зміною геометричних параметрів сенсора. Для розрахунку було розглянуто запропоновану вище конструкцію провідної меандрової доріжки з такими параметрами: $L_0 = 10\text{см}$, $b = 0,1\text{см}$, $h = 0,04\text{см}$. Площа поперечного перерізу становить відповідно $A_0 = b \cdot h = 0,1 \cdot 0,04 = 0,004\text{см}^2$. Для розрахунку прийемо середнє значення питомого опору $\rho_0 = 10^3\text{Ом} \cdot \text{см}$. Це значення знаходиться всередині діапазону 10^2 – 10^4 Ом·см, наведеного виробником.

Початковий опір сенсора тоді становитиме:

$$R_0 = \rho_0 \frac{L_0}{A_0} = 10^3 \frac{10}{0,004} = 2,5 \cdot 10^6 \text{Ом} = 2,5 \text{МОм} \quad (2)$$

Це значення є теоретично розрахованим початковим опором, а не експериментально виміряним опором конкретного надрукованого зразка.

Відносна деформація сенсора може бути означена наступним чином:

$$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0} \quad (3)$$

Звідси:

$$L = L_0(1 + \varepsilon) \quad (4)$$

Оскільки TPU є еластомерним матеріалом, при його розтягуванні відбувається не тільки збільшення довжини, але й

зменшення поперечного перерізу. У першому наближенні для майже нестисливого еластомеру можна прийняти значення коефіцієнта Пуассона $\nu \approx 0,5$. Оскільки:

$$A(\varepsilon) = A_0(1 + \varepsilon)^{-2\nu} \quad (5)$$

То при $\nu = 0,5$:

$$A(\varepsilon) = \frac{A_0}{1 + \varepsilon} \quad (6)$$

Якщо при цьому припустити, що питомий опір не змінюється, отримаємо:

$$R = \rho_0 \frac{L_0(1 + \varepsilon)}{A_0/(1 + \varepsilon)}$$

Беручи до уваги вираз (2) отримаємо:

$$R_{\text{геом}(\varepsilon)} = R_0(1 + \varepsilon)^2 \quad (7)$$

Вираз (7) є геометричною моделлю зміни опору.

На відміну від звичайного металевих тензорезистора, у провідному TPU-композиті під час деформації будуть змінюватись не тільки геометричні параметри електропровідного елемента L та A , але і його питомий опір $\rho = \rho(\varepsilon)$. Це явище називається п'єзорезистивним ефектом.

У Conductive TPU електропровідність забезпечується провідним наповнювачем, а механічна деформація спричиняє зміну взаємного розташування провідних компонентів та структури електропровідної мережі. Внаслідок цього змінюється ефективний питомий опір композиту. Тому для реального сенсора варто застосувати наступний вираз:

$$R(\varepsilon) = \rho(\varepsilon) \frac{L(\varepsilon)}{A(\varepsilon)} \quad (8)$$

або:

$$R(\varepsilon) = R_0(1 + \varepsilon)^{1+2\nu} \frac{\rho(\varepsilon)}{\rho_0} \quad (9)$$

Для $\nu=0,5$:

$$R(\varepsilon) = R_0(1 + \varepsilon)^2 \frac{\rho(\varepsilon)}{\rho_0} \quad (10)$$

Таким чином, зміна опору складається з двох фізично різних компонентів:

зміна R = геометрична складова + п'єзорезистивна складова
або у мультиплікативній формі:



$$\frac{R}{R_0} = \underbrace{(1 + \varepsilon)^2}_{\text{геометрична складова}} \cdot \underbrace{\frac{\rho(\varepsilon)}{\rho_0}}_{\text{п'єзоелектрична складова}} \quad (11)$$

Врахування геометричної та п'єзоелектричної складової зміни опору є принципово важливим для пропонованого сенсора.

2. Коефіцієнт тензочутливості. Для кількісної характеристики тензорезистивного сенсора використовується коефіцієнт тензочутливості — Gauge Factor:

$$GF = \frac{\Delta R / R_0}{\varepsilon} \quad (12)$$

або для малих деформацій:

$$GF = \frac{1}{R_0} \frac{dR}{d\varepsilon} \quad (13)$$

Цей параметр показує, наскільки сильно змінюється відносний опір сенсора при заданій механічній деформації.

Для геометричної моделі:

$$\frac{R}{R_0} = (1 + \varepsilon)^2$$

Тому:

$$\frac{\Delta R}{R_0} = (1 + \varepsilon)^2 - 1$$

Звідси:

$$GF_{\text{геом}} = \frac{(1 + \varepsilon)^2 - 1}{\varepsilon}$$

Після розкриття дужок отримаємо:

$$GF_{\text{геом}} = \frac{1 + 2\varepsilon + \varepsilon^2 - 1}{\varepsilon} \quad (14)$$

Для Conductive TPU необхідно врахувати також зміну питомого опору. Використовуючи вираз (9), отримаємо для диференціальної форми:

$$\frac{dR}{R} (1 + 2\nu) d\varepsilon + \frac{d\rho}{\rho}$$

Тому повний коефіцієнт тензочутливості може бути описаний наступним чином:

$$GF = 1 + 2\nu + \frac{d \ln \rho}{d\varepsilon} \quad (15)$$

При $\nu \approx 0,5$ отримуємо:

$$GF \approx 2 + \frac{d \ln \rho}{d \varepsilon} \quad (16)$$

В цьому виразі перша складова – 2 – це геометричний внесок, а друга: $\frac{d \ln \rho}{d \varepsilon}$ – внесок п'єзорезистивної зміни питомого опору.

Тому, для пропонованого типу сенсора:

$$GF_{\text{сумарно}} = GF_{\text{геом}} + GF_{\text{п'єзорезист}}$$

Для FDM-друкованих TPU/CNT-композитів в ряді досліджень наводяться значення, що підтверджують значну п'єзорезистивність таких матеріалів. Так, в одній із досліджених систем TPU/MWCNT наводяться значення коефіцієнтів тензочутливості до 176 при великих деформаціях. Це додатково підтверджує, що п'єзорезистивна складова зміни опору у подібних матеріалах може бути значно більшою за геометричну.

3. Вплив особливостей FDM-друку на властивості сенсора. Для реального надрукованого сенсора вираз (8) ускладнюється тим, що матеріал після FDM-друку не є ідеально однорідним. Електричні характеристики такого сенсора залежатимуть від орієнтації екструзійних ниток, висоти друкованого шару, ширини екструзії, кількості периметрів, температури друку, швидкості друку, міжшарової адгезії, геометрії провідної доріжки, якості електричних контактів тощо [23].

Для FDM-друкованих TPU/MWCNT-композитів експериментально показано, що орієнтація друку та висота шару можуть суттєво впливати на електропровідність, а провідність уздовж екструзійних ниток може відрізнятися від міжшарової провідності. Тому для пропонованого сенсора необхідно враховувати ці впливи:

$$\rho = \rho(\varepsilon, \alpha, H, T, v, \dots),$$

де α – орієнтація друку, H – висота шару, T – температура друку, v – швидкість друку.

Таким чином, фактичний GF необхідно визначати для кожного окремо виготовленого зразка, а не використовуватисити із характеристик іншого TPU-композиту.

4. Перехід від деформації сенсора до кута згину пальця. Оскільки проєктований сенсор призначений не для безпосереднього вимірювання деформації, а для визначення кута згину суглоба протеза, то необхідно сформувати залежність $\theta \rightarrow \varepsilon \rightarrow R$, де θ – кут згину суглоба.



В спрощеному випадку, для запропонованої конструкції сенсора та способу його розміщення над шарнірним з'єднанням пальця протеза зміна кута згину θ призведе до зміни довжини самого сенсора. При цьому, абсолютне видовження можна описати наступним чином:

$$\Delta L = r \cdot \theta \quad (17)$$

де: ΔL – власне абсолютне видовження сенсора, мм; r – відстань від площини кріплення сенсора до осі повороту суглоба, мм; θ – кут згинання, рад.

Для відносної деформації можна записати:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (18)$$

де L_0 – первинне значення довжини електропровідного шару сенсора. На основі цих двох співвідношень можна записати:

$$\varepsilon = \frac{r \cdot \theta}{L_0} \quad (19)$$

Таким чином, відносна деформація сенсора прямо пропорційна куту згину суглоба.

Як зазначалось вище, електричний опір провідного елемента сенсора визначається його геометричними параметрами та питомим опором матеріалу (1).

Для подання зміни опору тензорезистивних сенсорів, коли позначити первинне значення опору R_0 , застосовується вираз:

$$\frac{\Delta R}{R_0} = GF \cdot \varepsilon \quad (20)$$

Тоді зміну опору можна виразити наступним чином:

$$\Delta R = R_0 \cdot GF \cdot \varepsilon \quad (21)$$

Поточне значення опору сенсора буде наступним:

$$R = R_0 + \Delta R \quad (22)$$

Враховуючи попередні вирази отримаємо:

$$R = R_0(1 + GF \cdot \varepsilon) \quad (23)$$

Цей вираз встановлює залежність зміни опору електропровідного елемента сенсора від значення деформації. Однак, для запропонованої конструкції електропровідного матеріалу сенсора у вигляді меандра, така модель є наближеною. На реальну деформацію окремих ділянок меандра впливають його ширина, радіус поворотів, відстань між доріжками, спосіб закріплення

сенсора тощо. Тому для практичного застосування в реальних протезах доцільним є безпосереднє визначення залежності $R = f(\theta)$ експериментальним шляхом.

Для калібрування сенсора палець протеза встановлюється у декілька відомих положень із наперед заданими кутами згину $\theta_0, \theta_1, \theta_2, \dots, \theta_n$. Далі, для кожного положення вимірюється відповідний опір сенсора $R_0, R_1, R_2, \dots, R_n$. Таким чином формується експериментальна залежність $R = f(\theta)$. Якщо вона є близькою до лінійної, тобто $R(\theta) = R_0 + k_\theta \theta$, де k_θ – чутливість сенсора до кута, Ом/°, тоді кут згину можна визначити наступним чином:

$$\theta = \frac{R - R_0}{k_\theta} \quad (24)$$

Однак, цей вираз є наближеним, оскільки передбачає лінійну залежність зміни опору від кута. Також, підставивши вираз (19) у (23), отримаємо:

$$R = R_0 \left[1 + GF \cdot \left(r \cdot \frac{\theta}{L_0} \right) \right] \quad (25)$$

Кут згину після відповідних перетворень можна оцінити за виразом:

$$\theta = \frac{L_0 \cdot (R - R_0)}{R_0 \cdot GF \cdot r} \quad (26)$$

Останній вираз дає можливість оцінювати величину кута згину суглоба експериментально, шляхом вимірювання значень електричного опору сенсора.

Таким чином, запропоновану систему можна представити послідовністю:

$$\theta \rightarrow \varepsilon \rightarrow \rho(\varepsilon) \rightarrow R(\varepsilon) \rightarrow U \rightarrow \theta_{\text{meas}}$$

де: θ – фактичний кут згину пальця; ε – механічна деформація сенсора; $\rho(\varepsilon)$ – питомий опір Conductive TPU; $R(\varepsilon)$ – опір сенсора; U – електричний сигнал вимірювальної схеми; θ_{meas} – кут, розрахований мікроконтролером.

Як описано вище, для наближення нестисливого еластомеру можна записати:

$$R(\varepsilon) = R_0 (1 + \varepsilon)^2 \frac{\rho(\varepsilon)}{\rho_0},$$

а остаточна модель для протеза повинна мати експериментальну форму $\theta = f^{-1}(R)$, і саме цю функцію пропонується реалізувати програмно у мікроконтролері. Тому експериментальне визначення

GF , характеристики $R = f(\varepsilon)$ та калібрувальної залежності $R = f(\theta)$ є необхідними етапами подальшого дослідження. Такий підхід дозволить отримати реальні параметри сенсора, які можна використати в системі штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки.

Висновки. Проведений аналіз сучасних підходів до створення систем штучної пропріоцепції показав, що передавання інформації про положення та переміщення протезної кінцівки є важливою складовою підвищення ефективності та природності керування протезом. Неінвазивні методи, зокрема вібраційний зворотний зв'язок, є особливо перспективними для інтеграції у конструкції протезів кисті завдяки відносній простоті реалізації та відсутності необхідності хірургічного втручання.

Запропоновано структуру системи штучної пропріоцепції, яка забезпечує послідовне перетворення механічного переміщення пальців протеза у сенсорну інформацію, доступну для сприйняття користувачем. Система включає сенсори кута згинання, модуль збору даних, мікроконтролер, блок обробки сигналів, систему вібраційного зворотного зв'язку та автономне джерело живлення.

Як первинні вимірювальні елементи запропоновано використовувати гнучкі тензорезистивні сенсори на основі Conductive TPU. Застосування цього матеріалу дає можливість поєднати гнучкість, малу масу, здатність до значних механічних деформацій та електропровідні властивості, а технологія FDM-друку забезпечує можливість виготовлення сенсорів індивідуальної геометрії відповідно до конструкції конкретного протеза.

Запропоновано варіант конструкції гнучкого сенсора у вигляді багат шарової структури з електропровідним чутливим елементом з формою меандра, контактними площадками, ізоляційними шарами та захисним еластомерним покриттям. Розміщення сенсора на тильній поверхні пальця в зоні шарнірного з'єднання забезпечує його деформацію під час згинання пальця та створює можливість визначення положення суглоба за зміною електричного опору.

Сформовано математичний опис роботи тензорезистивного сенсора. Показано, що зміна його електричного опору визначається не лише зміною геометричних параметрів провідного елемента, а й п'єзорезистивними властивостями самого матеріалу Conductive TPU.

Тому для забезпечення адекватного опису реального сенсора необхідно враховувати обидві складові зміни опору.

Отримано теоретичний зв'язок між кутом згинання суглоба та деформацією сенсора. Для спрощеної моделі встановлено, що абсолютне видовження сенсора визначається добутком відстані від його площини кріплення до осі обертання суглоба та кута згинання, а відносна деформація прямо пропорційна цьому куту.

Показано, що використання теоретичних характеристик матеріалу для безпосереднього визначення кута згинання має обмежену точність, оскільки реальні характеристики сенсора залежать від його геометрії, способу кріплення, параметрів FDM-друку, нелінійності матеріалу та особливостей електричних контактів. У зв'язку з цим запропоновано проводити індивідуальне експериментальне калібрування кожного виготовленого сенсора шляхом формування залежності між кутом згинання та його електричним опором.

Запропонована система є придатною для реалізації неінвазивного пропріоцептивного зворотного зв'язку в протезі кисті, а її впровадження в конструкції протезів сприятиме зменшенню залежності користувача від постійного зорового контролю. Наступний етап досліджень буде спрямований на виготовлення експериментальних зразків сенсорів, визначення їхніх реальних тензорезистивних характеристик, експериментальне встановлення коефіцієнта тензочутливості та калібрувальної залежності «опір-кут згинання», а також перевірку роботи системи в умовах циклічних рухів пальців протеза.

1. Raspopovic S., Valle G., Petrini F. M. Sensory feedback for limb prostheses in amputees. *Nature Materials*. 2021. Vol. 20. P. 925–939. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41563-021-00966-9>.
2. Bensmaia S. J., Tyler D. J., Micera S. Restoration of sensory information via bionic hands. *Nature Biomedical Engineering*. 2023. Vol. 7. P. 443–455. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41551-020-00630-8>.
3. Dideriksen J., Valette R., Garenfeld M., Manz S., Gonzalez Vargas J., Dosen S. Design and impact of systems for artificial sensory feedback in lower-limb prostheses. *Expert Review of Medical Devices*. 2026. Vol. 23, No. 6. P. 561–574. DOI: <https://doi.org/10.1080/17434440.2026.2669665>.
4. Antfolk C., Balkenius C., Lundborg G., Rosén B., Sebelius F. Design and technical construction of a tactile display for sensory feedback in a hand prosthesis system. *BioMedical Engineering OnLine*. 2010. Vol. 9. Art. 50. DOI: <https://doi.org/10.1186/1475-925X-9-50>.
5. Osborn L., Lee W. W., Kaliki R., Thakor N. Tactile feedback in upper limb prosthetic devices using flexible textile force sensors. *Proceedings*

of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. 2014. P. 114–119. DOI: <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2014.6913762>. 6. Papaleo E. D., D'Alonzo M., Fiori F., Piombino V., Falato E., Pilato F., De Liso A., Di Lazzaro V., Di Pino G. Integration of proprioception in upper limb prostheses through non-invasive strategies: a review. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2023. Vol. 20, No. 1. Art. 118. DOI: <https://doi.org/10.1186/s12984-023-01242-4>. 7. Vargas L., Huang H. H., Zhu Y., Hu X. Closed-loop control of a prosthetic finger via evoked proprioceptive information. Journal of Neural Engineering. 2021. Vol. 18, No. 6. Art. 10. DOI: <https://doi.org/10.1088/1741-2552/ac3c9e>. 8. Kourtesis P., Argelaguet F., Vizcay S., Marchal M., Pacchierotti C. Electrotactile feedback applications for hand and arm interactions: a systematic review, meta-analysis, and future directions. IEEE Transactions on Haptics. 2022. Vol. 15, No. 3. P. 479–496. DOI: <https://doi.org/10.1109/TOH.2022.3189866>. 9. Gonzalez M., Bismuth A., Lee C., Chestek C. A., Gates D. H. Artificial referred sensation in upper and lower limb prosthesis users: a systematic review. Journal of Neural Engineering. 2022. Vol. 19, No. 5. Art. 10. DOI: <https://doi.org/10.1088/1741-2552/ac8c38>. 10. Liu X. X., Chai G. H., Qu H. E., Lan N. A sensory feedback system for prosthetic hand based on evoked tactile sensation. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2015. P. 2493–2496. DOI: <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7318898>. 11. Dediv L., Kovalyk S. Structure of the bionic hand prosthesis control system with sensor feedback. Scientific Journal of TNTU. 2025. Vol. 119, № 3. P. 45–55. DOI: https://doi.org/10.33108/visnyk_tntu2025.03.045. 12. Schoepp K. R., Dawson M. R., Schofield J. S., Carey J. P., Hebert J. S. Design and integration of an inexpensive wearable mechanotactile feedback system for myoelectric prostheses. IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine. 2018. Vol. 6. Art. 2100711. DOI: <https://doi.org/10.1109/JTEHM.2018.2866105>. 13. Tan D. W., Schiefer M. A., Keith M. W., Anderson J. R., Tyler J., Tyler D. J. A neural interface provides long-term stable natural touch perception. Science Translational Medicine. 2014. Vol. 6, No. 257. Art. 257ra138. DOI: <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.3008669>. 14. Diaz-Hernandez O. A worldwide research overview of artificial proprioception in prosthetics. PLOS Digital Health. 2025. Vol. 4, No. 4. Art. e0000809. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pdig.0000809>. 15. Дедів Л. Є., Кубашок А. В., Ковалик С. В. Спосіб реалізації тактильних відчуттів для біокерованого протеза кисті руки. Актуальні проблеми науки, освіти і суспільства: досвід та перспективи: матеріали Міжнародної науково-практичної конференції. Дрогобич: ЦФЕНД, 2023. Ч. 3. С. 46–47. 16. Marinelli A., Boccardo N., Canepa M., Domenico D. D., Semprini M., Chiappalone M., Laffranchi M., De Michieli L., Dosen S. A novel method for vibrotactile proprioceptive feedback using spatial

encoding and Gaussian interpolation. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2023. Vol. 70, No. 12. P. 3354–3365. DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.2023.3285850>. 17. Riddervold A., Nesheim O. S., Eikevåg S. W., Steinert M. Electrical resistance response to strain in 3D-printed conductive thermoplastic polyurethane (TPU). Applied Sciences. 2024. Vol. 14, No. 9. Art. 3681. DOI: <https://doi.org/10.3390/app14093681>. 18. Wolterink G., Sanders R., van Beijnum B. J., Veltink P., Krijnen G. A 3D-printed soft fingertip sensor for providing information about normal and shear components of interaction forces. Sensors. 2021. Vol. 21, No. 13. Art. 4271. DOI: <https://doi.org/10.3390/s21134271>. 19. Jafarzadeh S., Farzaneh A., Haddadi-Asl V., Jouibari I. S. A review on electrically conductive polyurethane nanocomposites: from principle to application. Polymer Composites. 2023. DOI: <https://doi.org/10.1002/pc.27706>. 20. Christ J. F., Aliheidari N., Ameli A., Pötschke P. 3D printed highly elastic strain sensors of multiwalled carbon nanotube/thermoplastic polyurethane nanocomposites. Materials & Design. 2017. Vol. 131. P. 394–401. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2017.06.011>. 21. Li F., Shen T., Wang C. et al. Recent advances in strain-induced piezoelectric and piezoresistive effect-engineered 2D semiconductors for adaptive electronics and optoelectronics. Nano-Micro Letters. 2020. Vol. 12. Art. 106. DOI: <https://doi.org/10.1007/s40820-020-00439-9>. 22. Wang W., Zong R., Li D., Zhang J., Teng G., Li S. High-temperature strain gauge measurement techniques for temperatures above 800 °C: a review. Materials. 2025. Vol. 18. Art. 1588. DOI: <https://doi.org/10.3390/ma18071588>. 23. Kim K., Park J., Suh J.-H., Kim M., Jeong Y., Park I. 3D printing of multiaxial force sensors using carbon nanotube (CNT)/thermoplastic polyurethane (TPU) filaments. Sensors and Actuators A: Physical. 2017. Vol. 263. P. 493–500. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2017.07.020>.

REFERENCES:

1. Raspopovic S., Valle G., Petrini F. M. Sensory feedback for limb prostheses in amputees. Nature Materials. 2021. Vol. 20. P. 925–939. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41563-021-00966-9>. 2. Bensmaia S. J., Tyler D. J., Micera S. Restoration of sensory information via bionic hands. Nature Biomedical Engineering. 2023. Vol. 7. P. 443–455. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41551-020-00630-8>. 3. Dideriksen J., Valette R., Garenfeld M., Manz S., Gonzalez Vargas J., Dosen S. Design and impact of systems for artificial sensory feedback in lower-limb prostheses. Expert Review of Medical Devices. 2026. Vol. 23, No. 6. P. 561–574. DOI: <https://doi.org/10.1080/17434440.2026.2669665>. 4. Antfolk C., Balkenius C., Lundborg G., Rosén B., Sebelius F. Design and technical construction of a tactile display for sensory feedback in a hand prosthesis system. BioMedical Engineering OnLine. 2010. Vol. 9. Art. 50. DOI: <https://doi.org/10.1186/1475-925X-9-50>. 5. Osborn L., Lee W. W., Kaliki R., Thakor N. Tactile feedback in

upper limb prosthetic devices using flexible textile force sensors. Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. 2014. P. 114–119. DOI: <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2014.6913762>. 6. Papaleo E. D., D'Alonzo M., Fiori F., Piombino V., Falato E., Pilato F., De Liso A., Di Lazzaro V., Di Pino G. Integration of proprioception in upper limb prostheses through non-invasive strategies: a review. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2023. Vol. 20, No. 1. Art. 118. DOI: <https://doi.org/10.1186/s12984-023-01242-4>. 7. Vargas L., Huang H. H., Zhu Y., Hu X. Closed-loop control of a prosthetic finger via evoked proprioceptive information. Journal of Neural Engineering. 2021. Vol. 18, No. 6. Art. 10. DOI: <https://doi.org/10.1088/1741-2552/ac3c9e>. 8. Kourtesis P., Argelaguet F., Vizcay S., Marchal M., Pacchierotti C. Electrotactile feedback applications for hand and arm interactions: a systematic review, meta-analysis, and future directions. IEEE Transactions on Haptics. 2022. Vol. 15, No. 3. P. 479–496. DOI: <https://doi.org/10.1109/TOH.2022.3189866>. 9. Gonzalez M., Bismuth A., Lee C., Chestek C. A., Gates D. H. Artificial referred sensation in upper and lower limb prosthesis users: a systematic review. Journal of Neural Engineering. 2022. Vol. 19, No. 5. Art. 10. DOI: <https://doi.org/10.1088/1741-2552/ac8c38>. 10. Liu X. X., Chai G. H., Qu H. E., Lan N. A sensory feedback system for prosthetic hand based on evoked tactile sensation. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2015. P. 2493–2496. DOI: <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7318898>. 11. Dediv L., Kovalyk S. Structure of the bionic hand prosthesis control system with sensor feedback. Scientific Journal of TNTU. 2025. Vol. 119, № 3. P. 45–55. DOI: https://doi.org/10.33108/visnyk_tntu2025.03.045. 12. Schoepp K. R., Dawson M. R., Schofield J. S., Carey J. P., Hebert J. S. Design and integration of an inexpensive wearable mechanotactile feedback system for myoelectric prostheses. IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine. 2018. Vol. 6. Art. 2100711. DOI: <https://doi.org/10.1109/JTEHM.2018.2866105>. 13. Tan D. W., Schiefer M. A., Keith M. W., Anderson J. R., Tyler J., Tyler D. J. A neural interface provides long-term stable natural touch perception. Science Translational Medicine. 2014. Vol. 6, No. 257. Art. 257ra138. DOI: <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.3008669>. 14. Diaz-Hernandez O. A worldwide research overview of artificial proprioception in prosthetics. PLOS Digital Health. 2025. Vol. 4, No. 4. Art. e0000809. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pdig.0000809>. 15. Дедів Л. Є., Кубашок А. В., Ковалик С. В. Спосіб реалізації тактильних відчуттів для біокерованого протеза кисті руки. Актуальні проблеми науки, освіти і суспільства: досвід та перспективи: матеріали Міжнародної науково-практичної конференції. Дрогобич: ЦФЕНД, 2023. Ч. 3. С. 46–47. 16. Marinelli A., Boccardo N., Canepa M., Domenico D. D., Semprini M., Chiappalone M., Laffranchi M., De Michieli L.,

Dosen S. A novel method for vibrotactile proprioceptive feedback using spatial encoding and Gaussian interpolation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2023. Vol. 70, No. 12. P. 3354–3365. DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.2023.3285850>. 17. Riddervold A., Nesheim O. S., Eikevåg S. W., Steinert M. Electrical resistance response to strain in 3D-printed conductive thermoplastic polyurethane (TPU). *Applied Sciences*. 2024. Vol. 14, No. 9. Art. 3681. DOI: <https://doi.org/10.3390/app14093681>. 18. Wolterink G., Sanders R., van Beijnum B. J., Veltink P., Krijnen G. A 3D-printed soft fingertip sensor for providing information about normal and shear components of interaction forces. *Sensors*. 2021. Vol. 21, No. 13. Art. 4271. DOI: <https://doi.org/10.3390/s21134271>. 19. Jafarzadeh S., Farzaneh A., Haddadi-Asl V., Jouibari I. S. A review on electrically conductive polyurethane nanocomposites: from principle to application. *Polymer Composites*. 2023. DOI: <https://doi.org/10.1002/pc.27706>. 20. Christ J. F., Aliheidari N., Ameli A., Pötschke P. 3D printed highly elastic strain sensors of multiwalled carbon nanotube/thermoplastic polyurethane nanocomposites. *Materials & Design*. 2017. Vol. 131. P. 394–401. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2017.06.011>. 21. Li F., Shen T., Wang C. et al. Recent advances in strain-induced piezoelectric and piezoresistive effect-engineered 2D semiconductors for adaptive electronics and optoelectronics. *Nano-Micro Letters*. 2020. Vol. 12. Art. 106. DOI: <https://doi.org/10.1007/s40820-020-00439-9>. 22. Wang W., Zong R., Li D., Zhang J., Teng G., Li S. High-temperature strain gauge measurement techniques for temperatures above 800 °C: a review. *Materials*. 2025. Vol. 18. Art. 1588. DOI: <https://doi.org/10.3390/ma18071588>. 23. Kim K., Park J., Suh J.-H., Kim M., Jeong Y., Park I. 3D printing of multiaxial force sensors using carbon nanotube (CNT)/thermoplastic polyurethane (TPU) filaments. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2017. Vol. 263. P. 493–500. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2017.07.020>.

Dozorska Oksana, (1:ORCID: 0000-0001-7053-863X)

Ph.D.

Dozorskyi Vasil, (1:ORCID: 0000-0001-6744-3015)

Ph.D., Associate Professor

Dediv Leonid, (1:ORCID: 0000-0002-2963-6948)

Ph.D., Associate Professor

Plavutskyi Oleh, (1:ORCID: 0009-0006-1083-6305)

Postgraduate

Valiashek Volodymyr, (1:ORCID: 0000-0002-8186-6396)

Ph.D., Associate Professor

¹ Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ternopil

ARTIFICIAL PROPRIOCEPTION SYSTEM FOR A HUMAN HAND PROSTHESIS BASED ON FLEXIBLE STRAIN-RESISTIVE SENSORS

The article considers the issue of developing an artificial proprioception system for a human hand prosthesis, designed to transmit information to the user about the position and degree of finger flexion without the constant visual control use. An analysis of modern approaches to the implementation of artificial sensory feedback was carried out and the feasibility of using a non-invasive vibration feedback channel in combination with prosthetic mechanisms position sensors was substantiated. A structural diagram of an artificial proprioception system was proposed, which includes bending angle flexible strain-resistive sensors, data acquisition module, microcontroller, digital signal processing unit, vibration feedback system and autonomous power source. As primary measuring elements, it was proposed to use sensors based on Conductive TPU conductive thermoplastic polyurethane, manufactured by 3D printing. The sensor design was proposed and the principle of its operation and the features of its placement on the prosthetic finger back surface near the hinge joint were considered. A mathematical model was formed that establishes the relationship between the joint flexion angle, the sensor mechanical deformation and the change in its electrical resistance. The geometric and piezoresistive

components of the resistance change were taken into account, as well as the influence of FDM printing parameters on the such sensor characteristics. An approach to experimental calibration of sensors and determination of the dependence between electrical resistance and flexion angle was proposed. The results form the basis for further experimental research and practical implementation of the hand prosthesis artificial proprioception system.

***Keywords:* hand prosthesis, artificial proprioception, strain-resistive sensor, 3D printing, vibration feedback, sensory feedback.**

Отримано: 31 березня 2026 року
Прорецензовано: 26 квітня 2026 року
Прийнято до друку: 29 травня 2026 року



© 2026 [Dozorska Oksana, Dozorskyi Vasil, Dediv Leonid, Plavutskyi Oleh, Valiashek Volodymyr]. Licensee [NUWEE]. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution-NonCommercial (CC BY-NC) license ([creativecommons.org](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)).