

УДК 617.57-77

ВИКОРИСТАННЯ НІТИНОЛОВИХ ШТУЧНИХ М'ЯЗІВ У ПРОТЕЗУВАННІ

Колнаузов Іліан Олександрович
i.kolnauzov.zm41mp.fbmi25@iit.kpi.ua
Білошицька Оксана Констянтинівна
biloshytska.oksana@iit.kpi.ua

Факультет біомедичної інженерії
Національний технічного університету України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,
м. Київ, Україна

Анотація– У роботі представлено дослідження створення штучного м'яза на основі матеріалу з ефектом пам'яті форми – нітинолу. Цей матеріал має здатність повертатися до заздалегідь визначеної форми після нагрівання, що відкриває широкі можливості для використання його у біомедичній інженерії, зокрема у створенні протезів та роботизованих систем. Було проведено ряд експериментальних досліджень, у ході яких вивчалися оптимальні параметри роботи нітинолу, зокрема напруження, сила струму, час реакції та тягове зусилля. Встановлено, що оптимальним для нагрівання дроту є значення струму близько 1 А та напруження 5 В. При перевищенні цих параметрів спостерігається перегрівання матеріалу, що може призвести до пошкодження системи.

Для практичної реалізації управління штучним м'язом було розроблено схему з використанням мікроконтролера Arduino Uno Rev3. Блок керування включає сенсори м'язової активності (AD8231), тиску (FSR 400) та згину, які подають сигнал на мікроконтролер у разі активації. Контроль за подачею струму до нітинолового м'яза здійснюється за допомогою N-канального mosFET транзистора IRLR8743, здатного витримувати високі навантаження без перегріву. Для зменшення ризику пошкодження передбачено імпульсний режим подачі струму: одна секунда активності та три секунди паузи. Макет було реалізовано на безпечній платі, де відбувалася перевірка роботи у демонстраційному режимі. Результати експериментів свідчать про працездатність запропонованої системи та можливість її використання у майбутньому при розробці протезів нового покоління. Отримані результати можуть бути корисними для розробників у сфері біомедичних технологій та інженерії, а також слугувати основою для подальших досліджень.

Ключові слова: нітинол, штучні м'язи, протез, верхня кінцівка.

I. ВСТУП

Одним із найбільш перспективних підходів до створення новітніх протезів є застосування штучних м'язів. Їх конструкція зазвичай не є складною, але механізми дії можуть суттєво відрізнятися. Зокрема, матеріал нітинол (Ni-Ti), що має здатність змінювати свою форму під впливом температури, відкриває нові можливості для розробки гнучких і функціональних протезів. Завдяки таким властивостям використання нітинолу значно підвищує природність та ефективність рухів штучної кінцівки [1].

У цій роботі розглядаються характеристики термоактивного нітинолу як основи для штучних м'язів, які можуть бути

застосовані у протезах верхніх кінцівок з високим ступенем свободи руху та потенціалом до програмованого керування.

II. МЕТА РОБОТИ

Метою даної роботи є експериментальна перевірка використання нітинолу в якості штучних м'язів у протезуванні кисті.

III. ТЕХНІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ

Протези, які відтворюють анатомічну форму людської кисті, зазвичай виготовляються з легких полімерних матеріалів, що дозволяє зменшити вагу готового виробу. Інтеграція штучних м'язів у конструкцію, що відповідає природній будові руки, сприяє досягненню більшої гнучкості та реалістичності рухів.

Особливу увагу слід приділити положенню великого пальця, оскільки саме він забезпечує основну функціональність у багатьох діях. У структурі каркасу протезу необхідно передбачити спеціальні елементи (кільця або кріплення) для монтажу нітинолових пружин, які виконують роль м'язів.

Нітинол широко застосовується в медичній сфері через здатність «запам'ятовувати» задану форму. Наприклад, стенти з цього сплаву можуть автоматично розкриватися після введення через вузький катетер [1].

Використання матеріалів з ефектом пам'яті форми (Shape Memory Alloy, SMA) має суттєві переваги у порівнянні з традиційними механізмами, такими як електроприводи, двигуни чи пневмосистеми. Сучасні технології часто є громіздкими, малогнучкими і можуть створювати шум під час експлуатації [2].

Компоненти з нітинолу характеризуються меншою масою, високою гнучкістю, тихою роботою та хорошою адаптивністю. Додатковою перевагою є відносна дешевизна виробництва, а для надання дроту необхідної форми достатньо нагріти його до приблизно 600 °С. Завдяки ефекту пам'яті, деформований дрід може відновити свою первісну форму під впливом температури. Це відбувається внаслідок фазових перетворень усередині металевої структури: під час нагрівання змінюється кристалічна решітка, і матеріал повертається до початкового стану [2].

Застосування нітинолової пружини, як показано на рисунку 1, у ролі штучного м'яза для протезів дозволяє не лише зменшити вартість виробу, а й забезпечити його легкість, тишу та функціональність. Комбінування з каркасом, що імітує кісткову анатомію долоні, дає змогу досягти високого ступеня свободи рухів, порівнюваного з рухливістю справжньої кінцівки.



Рис. 1 – Ni-Ti пружина

Ціна однієї нітинолової пружини становить приблизно – 9 \$ [3].

На графіку (рис. 2) представлена реакція штучного м'яза під час різних циклів навантаження. Зображені дані демонструють зміну фізичних властивостей досліджуваного зразка, зокрема його здатність ефективно поглинати та розсіювати енергію, що вигідно вирізняє його серед інших металевих сплавів. [4]

Зі збільшенням сили поданого електричного струму спостерігається зменшення площі замкнених контурів на графіку, що вказує на зміну здатності нітинолової пружини до розсіювання енергії. Такий ефект може бути пов'язаний із фазовими змінами в матеріалі, зокрема – із залишковим мартенситним станом [4].

Після дії навантаження, яке розтягує пружину, її початкову форму можна відновити за допомогою нагріву. Підвищення температури викликає фазовий перехід сплаву з мартенситної форми, характерної для кімнатної температури, до аустенітної структури [4].

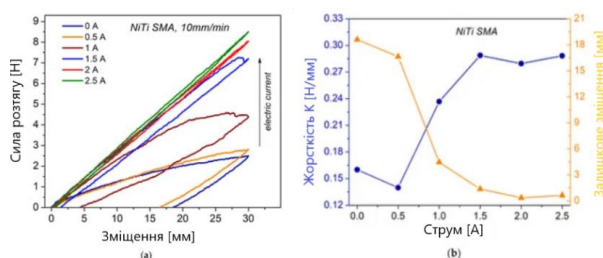


Рисунок 2 – а) Навантажувальні випробування штучного м'яза, при різних рівнях струму; б) жорсткість та переміщення, на основі навантажувальних випробувань [4]

Під час переміщення пружини на відстань до 30 мм, зі зростанням температури відбувається й підвищення прикладеної сили. Наприклад, при струмі 0 А сила дорівнює приблизно 2,5 Н, а при струмі

2,5 А – вже близько 8,5 Н. Як видно з графіка 2 б ці зміни безпосередньо впливають на жорсткість елемента, що вказує на структурні перетворення в кристалічній решітці сплаву. Таким чином, значення струму 0 А можна ототожнити з мартенситною фазою, тоді як 2,5 А відповідає фазі аустеніту [4].

IV. МОДЕЛЮВАННЯ АНАТОМІЧНОГО ПРОТОТИПУ КИСТІ РУКИ, ДЛЯ ІНТЕГРАЦІЇ ШТУЧНИХ М'ЯЗІВ

На рисунку 3 зображено схему конструкції каркасу протезу, до якого планується кріплення пружин, виготовлених із нітинолових (Ni-Ti) сплавів.

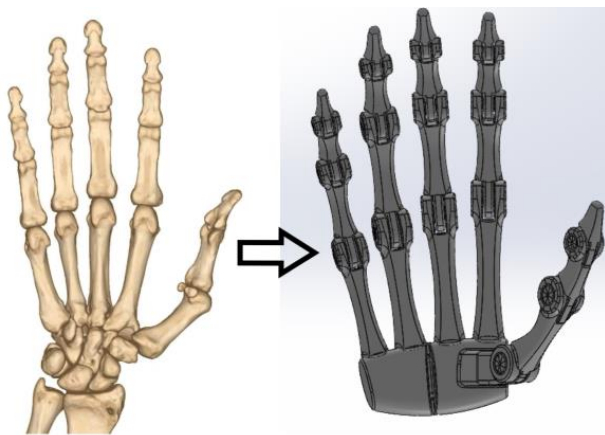


Рисунок 3 – Ідея створення моделі протезу долоні верхньої кінцівки [5]

Додавши до каркасу невеликі за розміром петлі, стає можливим зручно закріпити штучні м'язи (рис. 4). Ці петлі розміщуються на внутрішній стороні долонної частини конструкції, кожна з них містить по три отвори, що значно полегшує встановлення нітинолових пружин. Для попередньої оцінки рухливості пальців було здійснено моделювання їх рухів за допомогою програми SolidWorks.



Рисунок 4 – Демонстрація рухомості прототипу пальця. Створено в середовищі SolidWorks

Симуляція, проведена в програмному середовищі, показала високу рухливість шарнірних з'єднань, які імітують суглоби. Виступи, що зображені на третій частині рисунка 4, виконують роль обмежувачів для максимального відкритого положення долоні, запобігаючи її перегинанню в зворотний бік. Через ці виступи проходить або прямий дріт, або еластична стягуюча нитка, що допомагає повернути палець у відкриту позицію.

Великий палець протезу оснащений додатковим шарніром, який інтегрований у конструкцію ділянки, що кріпиться до культеприймача. Для покращення варіативності рухів цей шарнір також буде активовано за допомогою нітинолових м'язів, при цьому їх кількість буде більшою. Розташування м'язів буде адаптоване таким чином, щоб максимально відтворювати анатомічне положення людських м'язів. Це дозволить забезпечити природну рухливість протезу.

Для кожного пальця потрібно встановити по три пружини, що дозволить збільшити різноманітність рухів протезу. Керування кожною з пружин буде здійснюватися окремо, що вимагатиме встановлення додаткових датчиків м'язової активності на залишковій кінцівці. Довжина штучного м'яза в розслабленому стані повинна відповідати довжині однієї фаланги пальця. Чим далі розташовується м'яз від основи, тим менше його розмір.

Перед початком створення першого прототипу, необхідно провести симуляцію навантаження штучного м'яза у формі нітинолової пружини, по вон Мізесу (рис. 5).

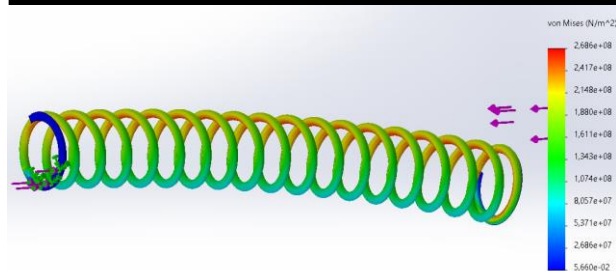


Рисунок 5 – Модель штучного м'язу у формі пружини, та його симуляція. Створено в середовищі SolidWorks

У цій симуляції досліджено розподіл напружень у пружині, виготовленій з термоактивного нітинолу. Кольорове маркування на графіку відображає розподіл навантаження по всій поверхні об'єкта дослідження. Фіолетові стрілки вказують напрямок дії сили. Сили були орієнтовані таким чином, щоб стискати пружину, що є характерним для процесу нагрівання нітинолу електричним струмом. Для коректного налаштування симуляції були враховані дані про температуру в фазі аустеніту, яка складає 60 °С. Шкала на рисунку показує рівень напруження, який може варіюватися по всій поверхні пружини, і вимірюється в одиницях (Н/м²) за допомогою критерію Вона-Мізеса.

Максимальне напруження спостерігається на червоних ділянках пружини, де результат симуляції досягає значення 2,686e+08 Н/м², в той час як мінімальне напруження знаходиться на рівні 5,660e-02 Н/м². Ці результати свідчать про значну різницю в розподілі навантаження по довжині пружини. Різниця може бути зумовлена різними факторами, такими як особливості матеріалу нітинолу, форма пружини та температура під час симуляції.

Проведений аналіз дозволяє інженерам враховувати отриману інформацію для оцінки безпеки та ефективності роботи при проведенні подальших практичних експериментів з нітинолом.

V. СТВОРЕННЯ ТА ПРАКТИЧНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ НІТИНОЛОВГО ШТУЧНОГО М'ЯЗУ

Для визначення основних властивостей штучного м'язу, виготовленого з нітинолу,

було застосовано стандартний термоактивний нітиноловий дріт. З метою зручності у дослідженнях і підборі оптимальних параметрів струму, дроту надали форму пружини, яку планується використовувати в конструкції протезу. На рисунку 6 представлено послідовність формування пружини та процес фіксації заданої форми шляхом термообробки.

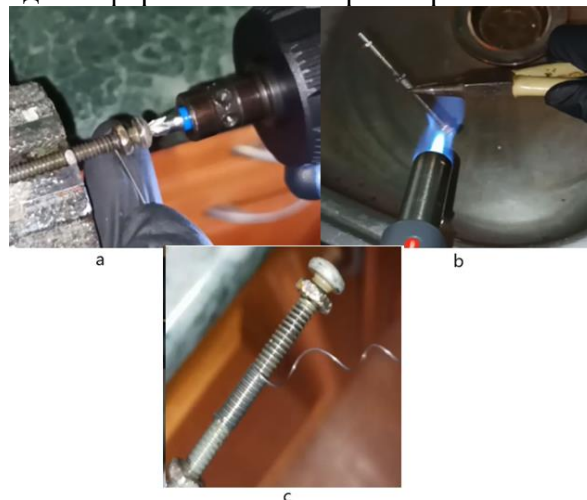


Рисунок 6 – Процес надання форми: а – намотка дроту; б – нагрівання дроту; с – розмотування дроту, що прийняв необхідну форму

Щоб сформувати пружину з нітинолового дроту, спочатку слід використати болт з відповідною різьбою та щільно намотати на нього дріт, тримаючи його в натягнутому стані. Важливо добре зафіксувати кінці, оскільки при нагріванні матеріал прагне відновити початкову форму. Для зміни структури та «запам'ятовування» нової форми, дріт нагрівають до температури близько 500 °С – для цього цілком підходить газовий пальник.

Після досягнення необхідної температури дріт слід швидко охолодити, наприклад, у холодній воді з температурою близько 0-5 °С.

Після охолодження дріт можна зняти з болта: надалі, при повторному нагріванні, він відновлюватиме форму пружини, яку отримав під час термообробки.

Для досягнення точності у вимірюваннях важливо враховувати точні властивості нітинолу, зокрема як змінюється напруження в залежності від швидкості

відновлення попередньо заданої форми. Під час проведення дослідження сила струму становила 1 А. Результати вимірювань відображено на графіку, представленим на рисунку 7.

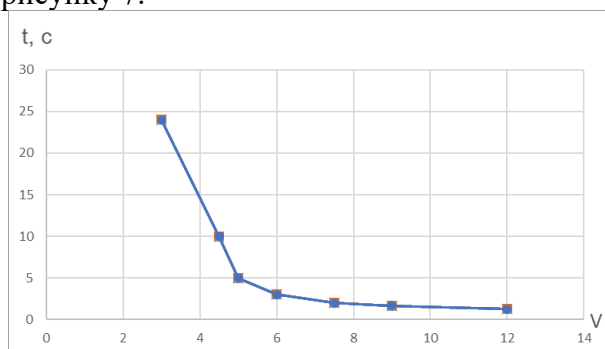


Рисунок 7 – Графік зменшення часу початку реакції, від збільшення напруги

Слід підкреслити, що для підвищення достовірності результатів кожне значення напруги фіксувалося не менш ніж дев'ять разів. Під час експерименту було визначено, що оптимальна напруга для активації нітинолу становить приблизно 5 В. Збільшення напруги до 6–12 В скорочує час відгуку, однак призводить до надмірного нагрівання дроту, що може бути небажаним.

Наступним етапом стало визначення сили тяги, яку створює одна пружина. Для цього було зібрано простий вимірювальний стенд, конструктивна схема якого представлена на рисунку 8.

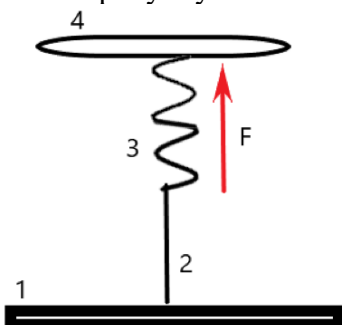


Рисунок 8 – Схема стенду для дослідження тягової сили штучного м'язу:

1 – Електронні ваги; 2 – нитка; 3 – нітиноловий м'яз; 4 – кріплення м'язу

Для виконання експерименту було важливо надійно закріпити один кінець нітинолового дроту до платформи електронних ваг за допомогою міцної нитки. Гранична межа навантаження для цього типу

ваг становить 5 кг. Інший кінець дроту фіксувався на нерухомій основі. Перед початком вимірювань необхідно було переконатися, що поверхня ваг чиста, що забезпечувало кращий контакт і точність показників.

Після встановлення всіх елементів системи, проводилася калібровка – перевірка, щоб ваги демонстрували нульове значення до активації. У момент подачі електричного струму на штучний м'яз, той скорочувався і частково піднімав вагу, що відображалася у поступовому переході показників у від'ємну зону. Поява символу «Н» на дисплеї свідчила про досягнення межі вимірювання, а отже – фінального результату.

Щоб зменшити вплив випадкових похибок, вимірювання повторювали дев'ять разів. Результати варіювалися в межах $169 \pm 1,67$ грамів.

Враховуючи, що маса 100 грамів приблизно еквівалентна силі 1 ньютон, неважко визначити відповідність між показниками. Під час проведення експерименту було визначено, що максимальна тягове зусилля становить 169 грамів, що дорівнює приблизно 1,667 Н.

У таблиці 1 зібрані всі результати, отримані під час експериментальних випробувань різних типів, а також узагальнена інформація, що була оброблена на основі цих досліджень.

Таблиця 1. Опис надрукованої моделі пальця

| Характеристика | Значення |
|-------------------------------------|--------------------|
| Температура програмування форми | 500 °C |
| Температура спрацювання | 50 – 60 °C |
| Вага, що здатен підняти один м'яз | 169 грам = 1.667 Н |
| Оптимальний струм спрацювання м'язу | 1 А, 5 В |
| Потужність | 5 Вт |

VI. РЕЗУЛЬТАТ ЗД-ДРУКУ ПРОТОТИПУ

Для виготовлення макета пальця (рис. 9) використано полімерну смолу. Цей матеріал відзначається високою щільністю, що забезпечує стабільність виробу після полімеризації на тривалий час. Полімерна смола була вибрана через її здатність до шліфування, що стало ключовою характеристикою для цього дослідження. Крім того, смола стійка до органічних розчинників. Однак для виготовлення повноцінного протезу слід використовувати інші матеріали, оскільки смола може спричиняти алергічні реакції, але для створення макету це не було суттєвим обмеженням. Фізичні дані макету пальця наведені у таблиці 2.



Рисунок 9 – Результат друку та кріплення штучного м'язу у вигляді нітинолової пружини

Таблиця 2. Опис надрукованої моделі пальця

| Фізичні дані макету пальця | |
|-----------------------------|-----------------|
| Довжина | 16 см |
| Вага | 35 г |
| Кут згинання кожної фаланги | 90° - 100° |
| Матеріал | Полімерна смола |

VII. СХЕМА КОНТРОЛЮ НІТИНОЛОВГО ШТУЧНОГО М'ЯЗУ

Центральним елементом конструкції протеза обрано плату Arduino Uno Rev3. Її було вибрано завдяки компактним розмірам

і широкій доступності для користувачів. Цей мікроконтролер (рис. 10) забезпечує зручне керування штучними м'язами, зчитуючи біоелектричні сигнали, що надходять від залишкової м'язової тканини кінцівки.

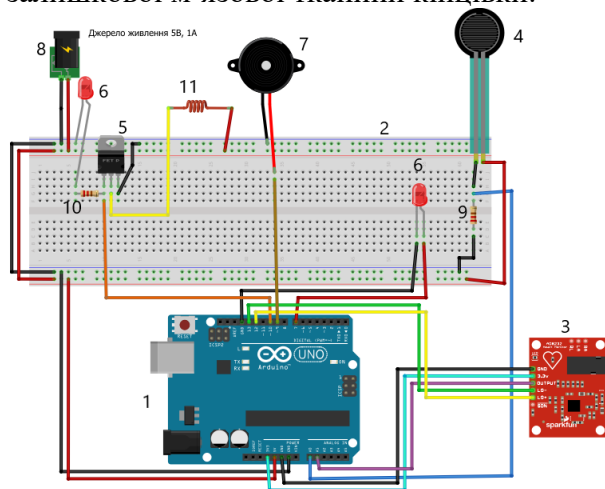


Рисунок 10 – Схема підключення компонентів протезу: 1 – макетна плата з мікропроцесором Arduino Uno Rev3, 2 – безпачна макетна плата, 3 – сенсор м'язової активності AD8231, 4 – датчик тиску, 5 – N-каналний транзистор mosFET IRLR8743, 6 – світлодіод, 7 – динамік, 8 – джерело живлення 5В, 1А, 9 – резистор 10 кОм, 10 – резистор 150 Ом, 11 – нітиноловий дріт. Створено в середовищі Fritzing

Основні елементи плати та їх функціональні характеристики:

- **FSR 400 – сенсор тиску.** Цей датчик змінює свій електричний опір залежно від прикладеної сили: чим сильніше натискання – тим менший опір. У стані спокою його опір перевищує 1 МОм. Сенсор чутливий до навантажень у діапазоні від 100 гр до 10 кг [6], із силою спрацьовування від 0,1 Н і чутливістю до 10 Н. Товщина елемента складає 0,35 мм. Оскільки FSR буде розташований поблизу джерела тепла (активного нітинолу), критично не допустити його перегрівання – допустимий температурний режим роботи сенсора від -30°C до +70°C [7]. У схемі він відповідає за контроль сили стискання штучного м'яза.

- **Сенсор електроміографії AD8231.** Призначений для реєстрації біоелектричної активності м'язів. Він дозволяє виявити окремі м'язові сигнали, проте для фіксації складніших або комбінаційних рухів

потрібно застосовувати більш точні системи зчитування м'язових імпульсів.

• **Живлення системи.** Напруга живлення мікроконтролера – 3,3 В, а вихідний струм Arduino обмежений 40 мА [8]. Цього значення недостатньо для активації нітинолових пружин, адже за результатами експериментів встановлено, що оптимальна сила струму для роботи одного штучного м'яза становить близько 1 А, з можливістю короточасного збільшення до 2 А. У зв'язку з цим необхідно впровадити систему захисту для запобігання ураження струмом користувача.

• **N-канальний mosFET транзистор IRLR8743 (рис. 11).** Використовується для керування подачею струму до нітинолу. Цей компонент має низький опір у відкритому стані, що забезпечує ефективне керування струмом без перегріву самого транзистора. Завдяки цьому mosFET не нагрівається під час роботи з активним елементом [9].

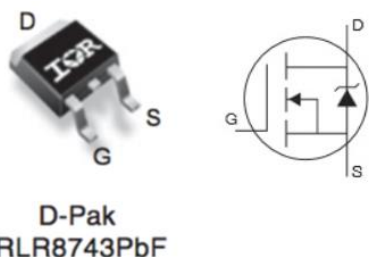


Рисунок 11 – Розводка N-канального mosFET IRLR8743 [10]

Технічні параметри транзистора IRLR8743 [10]:

Допустиме значення напруги між затвором і витоком: ± 20 В.

Напруга пробою між стоком і витоком: до 30 В.

Максимальний опір у відкритому стані (від витоку до стоку): лише 3,1 мОм, що забезпечує високу провідність.

Граничне значення сили струму через стік: до 160 А.

Потужність розсіювання: до 135 Вт при ефективному охолодженні.

Ключовим елементом керуючого модуля виступає мікроконтролер. Його функції включають прийом, збереження та обробку

вхідних сигналів, а також забезпечення правильного положення штучного м'яза з нітинолового дроту відповідно до заданих параметрів (рис. 12).

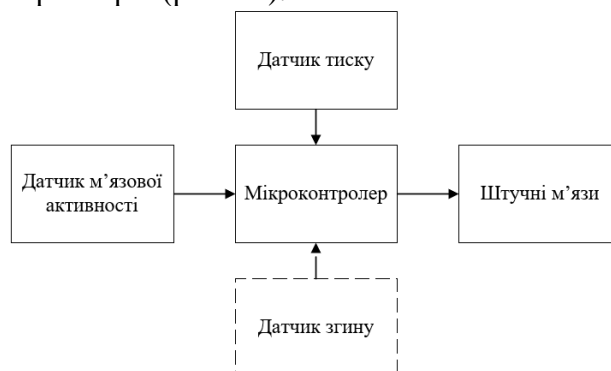


Рисунок 12 – Схема функціональності приладу з контролю нітинолу

Мікроконтролер приймає сигнали від сенсорів: у тестовому варіанті використовується датчик згину, а в повнофункціональній моделі – сенсори м'язової активності та тиску. Коли вхідний аналоговий сигнал досягає заданого діапазону, запускається процес нагрівання нітинолового м'яза, що спричиняє його скорочення.

VIII. ПРАКТИЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ

Після розробки електричної схеми можна переходити до її реалізації на макетній платі. Зібравши блок керування, слід переконатися в його працездатності (рис. 13). Для цього використовується джерело живлення з напругою 5 В.

Тестування виконується таким чином: приєднується джерело живлення, і при згині сенсора на 90° повинна засвітитися перша світлодіодна індикація, встановлена поруч із датчиком. Після обробки сигналу мікроконтролером плата Arduino UNO R4 передає струм на базу транзистора. Якщо схема зібрана коректно, з'являється друга світлова індикація, що сигналізує про правильну роботу. Індикатор блимає з певним інтервалом, що демонструє режим подачі струму на нітиноловий м'яз: одна секунда – активна подача, три секунди – пауза. Цей цикл повторюється до моменту деактивації сенсора згину.

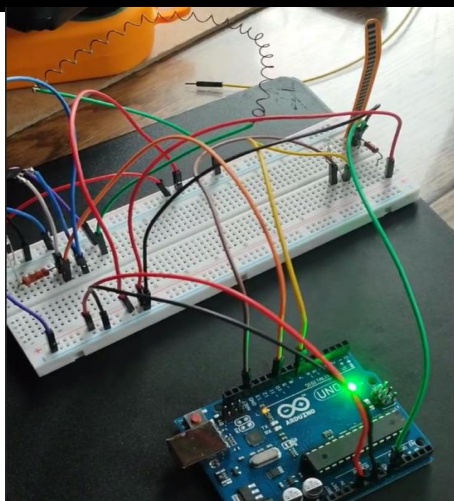


Рисунок 13 – Збір схеми контролю штучного м'язу.
Перевірка роботи

На рисунку 14 продемонстровано принцип роботи макету. Коли відповідний датчик згину фіксує зміну положення, мікроконтролер Arduino зчитує цей сигнал. Якщо значення сигналу перевищує заданий поріг, активується подача енергії на mosFET транзистор, який відкриває прохід струму через нітиноловий м'яз. Цей транзистор необхідний для забезпечення пропуску високого струму. Використання звичайного транзистора у такій ситуації призвело б до його швидкого перегріву та виходу з ладу.

Світлова індикація використовується для підтвердження правильності роботи макету. Подання струму на нітиноловий м'яз здійснюється імпульсно, щоб запобігти перегріванню пружини.

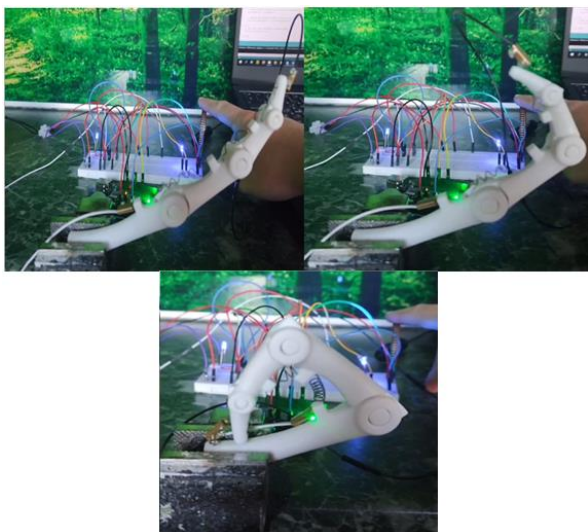


Рисунок 14 – Робота готового макету

ІХ. ВИСНОВКИ

Протезування на основі нітинолових м'язів має величезний потенціал завдяки використанню термоактивного сплаву для створення рухливих елементів протезів. Під впливом електричного струму нітинол демонструє здатність до зміни форми, що дозволяє досягти натуральної рухливості штучних м'язів. Підключення додаткових датчиків для контролю сили натягу та швидкості реакції дозволяє точніше налаштувати роботу протезу під потреби пацієнта. Система, що використовує Arduino для керування протезом, має зручну архітектуру та дозволяє інтегрувати різні типи сенсорів для покращення функціональності.

Симуляції напружень в нітинолових пружинах вказують на важливість правильної температурної настройки та контролю сили струму для запобігання перегріванню. Під час досліджень було виявлено, що оптимальна напруга для нагріву нітинолу становить 5 В, з можливістю підвищення до 12 В для більш швидкого скорочення, однак при цьому необхідно контролювати температуру, щоб уникнути перегріву. Результати експериментів показали, що тягове навантаження одного штучного м'язу на основі нітинолу складає 169 грам, що дозволяє зробити висновки щодо ефективності та стабільності роботи протезу.

Розробка схеми керування на базі Arduino для контролю м'язів на основі нітинолу показала, що використання імпульсного струму допомагає уникнути перегрівання і забезпечує необхідний рівень скорочення м'язів. Світлова індикація служить додатковим інструментом для перевірки правильності роботи системи. Імпульсне подання струму, яке змінюється залежно від активності датчиків, забезпечує стабільність роботи протезу і дозволяє отримати чітку, контрольовану реакцію на змінювані умови.

Використання таких технологій, як нітинолові м'язи, Arduino та різноманітні датчики (для реєстрації м'язової активності,

тиску та згину), має великий потенціал для розвитку протезування, дозволяючи створювати більш функціональні, чутливі та природні рухи протезів. Подальше вдосконалення цієї технології дозволить знизити вартість протезів і зробить їх доступнішими для пацієнтів.

Фінансування. Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

ORCID ID та внесок авторів.

0009-0003-4586-5577 (А, В, С.) Іліан Kolnauzov

0000-0002-2901-9667 (D, E) Oksana Biloshytska

А – концепція роботи та дизайн; В – аналіз інформації; С – написання статті; D – критичний огляд; E – остаточне схвалення статті.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- 1 - Prosthetic Hand Powered by Nitinol Wire Bundles. Medgadget. URL: <https://www.medgadget.com/2015/03/prosthetic-hand-powered-by-nitinol-wire-bundles.html> (дата звернення: 02.12.2023).
- 2 - University Saarland. Artificial hand able to respond sensitively thanks to muscles made from smart metal wires. ScienceDaily. URL: <https://www.sciencedaily.com/releases/2015/03/150324084716.html> (дата звернення: 12.03.2024).
- 3 - Nitinol 1-Way Memory Coil Spring W0.75 x D6.5 x C16; Af 45. Nexmetal Corporation. URL: https://nexmetal.com/products/nitinol-1-way-memory-coil-spring-w0-8-x-d9-x-c12-x-h50-af-45?gad_source=1&gclid=Cj0KCQjw-r-vBhC-ARIsAGgUO2B3-oTlz1GVhhVKllnC1UR50cTRT-v5XW2fGLJqzJ71Rh_eXq8G7POaAhB1EALw_wcB&utm_campaign=gs-2018-10-04&utm_content=sag_organic&utm_medium=smart_campaign&utm_source=google&utm_variant=31857721540650 (дата звернення: 12.03.2024).
- 4 - Puente-Córdova J., Rentería Y. Thermomechanical Characterization and Modeling of NiTi Shape Memory Alloy Coil Spring. MDPI. URL: <https://www.mdpi.com/1996-1944/16/10/3673> (Дата звернення: 18.04.2024).
- 5 - Micheau D. A., Hoa D. D. Bones of hand - e-Anatomy - IMAIOS. e-Anatomy. URL: <https://www.imaios.com/en/e-anatomy/anatomical-structure/bones-of-hand-1537019460> (Дата звернення: 07.02.2024).
- 6 - "FSR 402 Data Sheet FSR 400 Series Round Force Sensing Resistor". Sparkfun. Дата звернення: 3 трав. 2024. [Онлайн]. URL: <https://cdn.sparkfun.com/assets/8/a/1/2/0/2010-10-26-DataSheet-FSR402-Layout2.pdf>
- 7 - "Force sensing resistor sensor - FSR400". Circuits DIY. Дата звернення: 29 трав. 2024. [Онлайн]. Доступно: https://www.circuits-diy.com/force-sensing-resistor-sensor-fsr400/#google_vignette
- 8 - Blain L. Clone gets deep into the uncanny valley with its lifelike robotic hand. New Atlas. URL: https://newatlas.com/robotics/clone-robotics-realistic-hand/?utm_source=ixbtcom (дата звернення: 23.02.2024).
- 9 - "IRLR8743 - Infineon Technologies". Semiconductor & System Solutions - Infineon Technologies. Дата звернення: 7 трав. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://www.infineon.com/cms/en/product/power/mosfet/n-channel/irlr8743/>
- 10 - "IRLR8743 MOSFET complementary, equivalent, replacement, pinout, specs, dimension, specifications". El-Component. Дата звернення: 29 трав. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://www.el-component.com/mosfets/irlr8743>

USE OF NITINOL ARTIFICIAL MUSCLES IN PROSTHESIS

Ilian Kolnauzov

bm02-kla-fbmi24@lil.kpi.ua

Oksana Biloshytska

biloshytska.oksana@lil.kpi.ua

National Technical University of Ukraine
“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”

Abstract – The paper presents a study of the creation of an artificial muscle based on a material with a shape memory effect - nitinol. This material has the ability to return to a predetermined shape after heating, which opens up wide opportunities for its use in biomedical engineering, in particular in the creation of prostheses and robotic systems. A number of experimental studies were conducted, during which the optimal parameters of nitinol operation were studied, in particular voltage, current strength, response time and traction force. It was found that the optimal current for heating the wire is about 1 A and a voltage of 5 V. If these parameters are exceeded, overheating of the material is observed, which can lead to damage to the system.

For the practical implementation of artificial muscle control, a circuit was developed using the Arduino Uno Rev3 microcontroller. The control unit includes muscle activity sensors (AD8231), pressure (FSR 400) and bending, which send a signal to the microcontroller in case of activation. The control of the current supply to the nitinol muscle is carried out using the N-channel mosFET transistor IRLR8743, which is capable of withstanding high loads without overheating. To reduce the risk of damage, a pulsed current supply mode is provided: one second of activity and three seconds of pause.

The layout was implemented on a solderless board, where the operation was checked in demonstration mode. The results of the experiments indicate the operability of the proposed system and the possibility of its use in the future in the development of new generation prostheses. The results obtained may be useful for developers in the field of biomedical technologies and engineering, as well as serve as the basis for further research.

Keywords: nitinol, artificial muscles, prosthesis, upper limb.