

Богдан Копчак¹, Віра Оксентюк², Андрій Кушнір³, Олександр Маркелов⁴, Андрій Мандюк⁵

¹ Кафедра електромехатроніки та комп'ютеризованих електромеханічних систем, Національний університет "Львівська політехніка", вул. С. Бандери, Львів, Україна, E-mail: bohdan.l.kopchak@lpnu.ua, ORCID 0000-0002-2705-8240

² Кафедра систем автоматизованого проектування, Національний університет "Львівська політехніка", вул. С. Бандери, Львів, Україна, E-mail: vira.m.oksentyuk@lpnu.ua, ORCID 0009-0005-1491-6946

³ Кафедра наглядово-профілактичної діяльності та пожежної автоматики, Львівський державний університет безпеки життєдіяльності, вул. Клепарівська, 35, Львів, Україна, E-mail: andrekushnir@ukr.net, ORCID 0000-0002-6946-8395

⁴ Кафедра систем автоматизованого проектування, Національний університет "Львівська політехніка", вул. С. Бандери, Львів, Україна, E-mail: Oleksandr.E.Markelov@lpnu.ua, ORCID 0000-0002-2432-0768

⁵ Кафедра електромехатроніки та комп'ютеризованих електромеханічних систем, вул. С. Бандери, Львів, Україна, E-mail: andrii.i.mandiuk@lpnu.ua, ORCID 0009-0007-8069-8494

РОЗРОБЛЕННЯ МОДЕЛІ МІКРОПРИВОДУ БІОМЕДИЧНОЇ ЕЛЕКТРОННОЇ ПІПЕТКИ НА ОСНОВІ БЕЗОСЕРДНОГО ДВИГУНА

Отримано: Лютий 18, 2025 / Переглянуто: Лютий 26, 2025 / Прийнято: Березень 11, 2025

© Копчак Б., Оксентюк В., Кушнір А., Маркелов О., Мандюк А. 2025

<https://doi.org/>

Анотація. Електронно керована регульована медична піпетка є ключовим інструментом у сучасних наукових та медичних дослідженнях. У цій роботі розглянуто значення використання таких пристроїв у сфері медицини та суміжних галузях. Визначено сучасні методи розробки мікроелектромеханічного актуатора для подібних систем. Для вдосконалення конструкції та алгоритму управління електронної піпетки необхідно створити відповідну математичну модель, для якої критично важливо знати параметри мікродвигуна. Однак значна частина таких характеристик не зазначена у технічній документації виробника. На початковому етапі за допомогою програмного комплексу JMAG Designer, призначеного для моделювання та аналізу електромеханічних систем, була створена модель безосердного двигуна серії 610 (діаметр – 6 мм, довжина – 10 мм), що працює при напрузі 3,0–3,7 В. Проведено його детальне дослідження. З використанням цієї моделі були визначені окремі ключові параметри двигуна, які не надавалися виробником. На наступному етапі було розроблено спеціальний алгоритм та здійснено серію експериментів, спрямованих на отримання повного набору характеристик двигуна 610 серії. Це дозволило сформулювати точну математичну модель, необхідну для подальших розрахунків та оптимізації пристрою. На основі отриманих даних була визначена передавальна функція двигуна, а також створена його високоточна модель у середовищі MATLAB. Отримані перехідні процеси струму та швидкості підтвердили правильність цієї моделі. Зокрема, перехідний процес струму у симуляції при живленні 3,7 В виявив розбіжність з реальними даними всього на 8,1%, а швидкість обертання двигуна відповідала експериментальним значенням з похибкою 5,7%. На основі отриманих результатів була розроблена симуляційна модель електроприводу, побудованого на основі безосердного двигуна. Досліджено його ефективність у застосуванні до регульованої медичної піпетки, що підтвердило відповідність запропонованої конструкції високим вимогам точності та надійності.

Ключові слова: медична піпетка, безосердний двигун, ідентифікація, дозування, математична модель, MEMS.

Вступ

Сучасний розвиток мікроелектромеханічних систем (МЕМС) у контексті вдосконалення та розвитку елементної бази, виконавчих механізмів, засобів їх проектування та дослідження, суттєво розширяє галузі науки та техніки їх застосування. Однією з актуальних та перспективних сфер застосування МЕМС є медицина та супутні їй галузі: молекулярна біологія, аналітична хімія, а також медичні тести та лабораторні дослідження. Важливою складовою медичної галузі є проведення лабораторних досліджень, реєстрація та аналіз даних маніпуляцій з рідинами [1]. Дозування рідин повинно бути точним, прецензійним, з високою швидкістю, ефективним, зручним способом. Для виконання таких завдань використовують медичні електронні піпетки [2].

Піпетка [2] – це лабораторний інструмент, який використовується для точного вимірювання та перенесення невеликих об'ємів рідини. Загалом піпетки можна класифікувати на два основних типи відповідно до механізму роботи: ручні та електронні піпетки. Ручні піпетки управляються механічною силою великого пальця користувача.

Електронні піпетки [3-5] (Рис.1) використовують мікро електродвигун, що живиться автономно від батареї, який приводить в рух механізм дозування замість традиційного ручного введення. Електронні піпетки оснащені елементами керування, які дозволяють користувачеві встановлювати бажаний об'єм в електронному вигляді. Коли користувач натискає робочу кнопку, електродвигун керовано приводить в рух поршень, щоб точно дозувати рідину. Електронний механізм забезпечує послідовне та контрольоване дозування, зменшуючи втому користувача та можливі помилки, спричинені варіаціями ручної сили. Електронні піпетки [3] мають ряд переваг перед ручними. Вони забезпечують покращену ергономіку, мінімізуючи навантаження на руку користувача, що робить їх придатними для тривалих завдань дозування. Також, електронні піпетки забезпечують кращу точність і точність завдяки керованому моторизованому керуванню. Вони також часто мають додаткові функції, такі як кілька режимів дозування, програмовані налаштування та цифрові дисплеї для вимірювання об'єму. Однак електронні піпетки, як правило, дорожчі, ніж ручні, через додаткову технологію та функції, які вони включають.



Рис. 1. Безосердний мікродвигун та електронна мікропіпетка

Для побудови МЕМС електроприводів електронних медичних піпеток (ЕМП) застосовують різні мікро-електродвигуни: крокові, постійного струму безосердні (англ. coreless) [6, 7]. Для забезпечення вимог до роботи ЕМП найкраще підходять безосердні двигуни постійного струму, в конструкції тонкостінного якоря яких відсутнє залізо магнітопроводу. Безосердні двигуни можна використовувати для різних медичних пристроїв, таких як помпи, вентилятори, хірургічні інструменти, сканери та протези. Вони можуть запропонувати високу надійність, низький рівень шуму та точне керування для цих критичних застосувань. Безосердний щітковий двигун постійного струму (рис 1.) має високу ефективність, момент без пульсації, плавне регулювання швидкості, високу ефективність, низький рівень шуму, високий крутний момент, малу вагу, дуже малу інерцію ротора, динамічний старт-стоп. На відміну від двигунів із залізним осердям, ротор складається лише з легкого тонкостінного матеріалу з мідними котушками, намотаними навколо нього, та валу. Така конструкція призначена для швидкого розгону.

Електронна піпетка з виконавчою MEMS є складною конструкцією з високою вартістю. Для вивчення, удосконалення та розроблення нових пристроїв ЕМП проведення натурних

експериментів не є оптимальним процесом. Це обумовлено складними умовами реальних експериментів біохімічної та медичної галузей. Тому варто розробити математичну модель MEMS на основі безосердного двигуна то провести її комп'ютерне моделювання. З цією метою застосовано інтерактивне програмне забезпечення MATLAB Simulink [8] – інструмент для моделювання, імітації та аналізу динамічних систем. Це середовище побудови моделі блок-схемами для проектування та моделювання на основі аналітичної математичної моделі пристрою. У MATLAB Simulink для успішного моделювання MEMS на основі безосердного двигуна постійного струму необхідна математична модель такого двигуна з відповідними параметрами. Безосердний двигун постійного струму – це специфічний тип класичного двигуна постійного струму [7]. Виробники серійних безосердних двигунів постійного струму надають лише значення номінальної напруги, опору якоря, номінальної кутової швидкості ротора. Цих даних, очевидно, недостатньо для математичного опису та комп'ютерного моделювання двигуна та побудови MEMS електроприводів ЕМП. Тому існує необхідність визначення параметрів безосердних двигунів постійного струму за допомогою спеціального програмного забезпечення та експериментальним шляхом. У цій роботі програмне забезпечення JMAG [9] використовувалося для розрахунку проекту безосердного двигуна постійного струму. JMAG – це програмне забезпечення для моделювання, розробки та проектування електричних пристроїв, для здійснення дизайну таких пристроїв, як двигуни, виконавчі механізми, компоненти схеми та антени. JMAG використовує технологію моделювання для точного аналізу широкого спектру фізичних явищ, які включають складну геометрію, різні властивості матеріалів, а також тепло та структуру в центрі електромагнітних полів. В даній роботі JMAG використано для моделювання конструкції, топології витків статора, властивостей матеріалу магніту та отримання 3D моделі двигуна. Для отримання повного набору параметрів безосердного двигуна постійного струму потрібно провести експериментальні дослідження.

Отже існує необхідність моделювання MEMS на основі безосердного двигуна постійного струму для ЕМП. Для цього потрібно застосувати комплексний підхід, який полягає у проведенні натурних експериментів дослідного взірця безосердного двигуна постійного струму, CAD проектування у JMAG програмному забезпечення та власне розроблення аналітичної моделі MEMS електричного приводу ЕМП в MATLAB та її комп'ютерне дослідження.

Постановка проблеми

Метою роботи є розроблення моделі мікроелектромеханічної системи електричного мікроприводу на основі безосердного двигуна для регульованої медичної піпетки. Для розроблення такої моделі потрібна високоточна модель безосердного мікродвигуна з параметрами, отриманими в результаті комплексних досліджень.

Основними завданнями дослідження є:

- проаналізувати важливість застосування в медицині та сучасні підходи до розробки регульованих медичних піпеток;
- визначити параметри електромеханічні актюатора - електричного мікроприводу на основі безосердного двигуна ПС за допомогою спеціалізованого пакету для проектування та симуляції електромеханічних систем JMAG Designer;
- розробити алгоритм та провести серію експериментальних досліджень мікробезосердного двигуна для отримання всіх необхідних параметрів для розробки його високоточної математичної моделі;
- на основі експериментальних результатів розробити високоточну модель безосердного мікроелектродвигуна в MATLAB та отримати перехідні процеси струму та швидкості. Зробити висновки про точність отриманої комп'ютерної моделі;
- розробити комп'ютерну модель актюатора регульованої медичної піпетки - електричного мікроприводу на основі безосердного двигуна.

Огляд сучасних джерел інформації за тематикою публікації

Розроблення та реалізація MEMC на основі безосердного двигуна постійного струму для електронної піпетки – складний і специфічний процес, обумовлений сферою застосування пристрою. Медичні компанії-виробники тримають у секреті власні розробки, надають лише поверхневу інформацію. Враховуючи специфіку тематики літературних джерел є обмежена кількість.

Застосування безосердного двигуна постійного струму для MEMC електронної піпетки є перспективним сучасним рішенням. Наприклад, в [7] показано, що двигун без осердя не має втрат заліза і досягає більшого ККД і прискорення. Оскільки електронні піпетки живляться від батарейок, підвищена ефективність такого двигуна дозволяє використовувати їх на одному заряді довше. Для піпетування безщітковий двигун постійного струму потребує додаткових компонентів, таких як механічні передачі та енкодери, щоб перетворити обертальний рух у лінійний і контролювати рух двигуна.

У [10] обґрунтовано доцільність застосування безосердного двигуна постійного струму у обладнанні малої потужності, зокрема медичних і промислових високоточних інструментах. Застосовано інтелектуальну методику «оптимізатор сірого вовка». Це підтверджує доцільність визначення еталонних параметрів безосердного двигуна постійного струму в MEMC ЕМП та розроблення математичної моделі актюатора для ЕМП.

В [11] розглянуто конструктивні особливості електронної піпетки з мікро електродвигуном малої потужності, з багатоцільовими можливостями, портативної, надійної та простої в експлуатації. У цій роботі представлено результати розроблення програмного забезпечення на базі платформи MSP430 MCU IAR Embedded Workbench а також проектування схемотехнічних рішень для малої потужності. Доцільно розробити математичну модель такої MEMC на основі безосердного двигуна постійного струму для випробувань і відлагоджень схемотехнічних та алгоритмічних рішень.

В [12] розроблений процес інтеграції електронних піпеток в загальну роботизовану систему біоскрінінгу в галузі аналітичних досліджень. У таких специфічних процесах доцільно використовувати електронні піпетки для високоточної роботи з рідинами з різними діапазонами об'єму (5-200 мкл і 50-1000 мкл). Основна увага [12] зроблена на програмно-апаратну реалізацію під'єднання електронних піпеток в систему управління технологічними біохімічними процесами високого рівня. Реалізований підхід програмної та апаратної реалізації з використанням дровового з'єднання. Також були проведені конструктивні модифікації пристроїв автоматизації, тримачів для піпеток і кабельних направляючих. Отримані результати автоматизації порівнювалися із системою з ручними піпетками. Отримані авторами результати [12] на основі натурних випробувань та досліджень. Такий підхід має недоліки у виді складності, високої вартості та можливо потенційної біологічної небезпеки. Для нівелювання вказаних недоліків необхідно розробити математичні та комп'ютерні моделі як електронної піпетки так і виконавчих елементів.

В [13] розроблено математичну модель електродвигуна з елементами і власне силовою схемою живлення. Для отримання необхідних параметрів проведено відповідні проектно-технічні розрахунки на основі аналітичних формул. Проведено комп'ютерне симулювання математичної моделі для порівняння з результатами експериментальних досліджень. Отримані результати показують доцільність створення математичних та комп'ютерних моделей для дослідження актюаторів різної потужності на базі електричних двигунів.

Після аналітичного та розрахункового підходу до вирішення проблеми визначення необхідних параметрів досліджуваного двигуна у [14] розроблено комп'ютерну модель та проведено дослідження однофазного колекторного двигуна з живленням від регулятора напруги зі змінним струмом, на основі проведеного проектно-технічного розрахунку. Комп'ютерне моделювання проведено у MATLAB Simulink з різними параметрами та налаштуваннями контролера напруги змінного струму.

У [15] також представлені результати проектно-конструкційного розрахунку невеликого двигуна пральної машини та визначення основних параметрів електродвигуна змінного струму довільної потужності. Приклади [9, 10] підтверджують доцільність застосування MATLAB Simulink для проведення повноцінного комп'ютерного моделювання електричного мікроприводу на основі безосердного двигуна постійного струму для ЕМП. Також для оптимізації трудомісткого процесу проектно-технічного розрахунку доцільно використовувати спеціальне програмне забезпечення, наприклад JMAG.

В [16] програмне забезпечення Ansys Maxwell RMxpert застосоване для автоматизації розрахунку параметрів MEMC і створення відповідної моделі мікро BLDC було використано. Враховуючи особливості проектування та виготовлення безосердних двигунів постійного струму для ЕМП доцільно використати програмне забезпечення JMAG [9].

Тому актуальним є розрахунок еталонних параметрів безосердних двигунів постійного струму шляхом застосування JMAG, розроблення математичної моделі електричного мікроприводу на основі безосердних двигунів постійного струму для ЕМП та проведення комп'ютерного моделювання.

Виклад основного матеріалу

Моделювання безосердного мікродвигуна. Електрична еквівалентна схема безосердного мікродвигуна [17] показана на рис.2, де: u – напруга живлення постійного струму, $i(t)$ – струм якоря, $\omega(t)$ – швидкість ротора, $e(t)$ – зворотна ЕРС, $T_l(t)$ – момент навантаження, $T_e(t)$ – електромагнітний момент, J – момент інерції ротора.

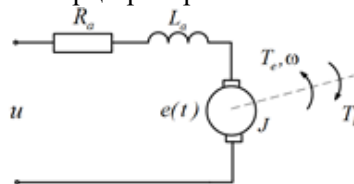


Рис. 2. Еквівалентна електрична схема безосердного мікродвигуна

Тепер перейдемо від еквівалентної електричної схеми до моделі безосердного мікродвигуна побудованої на основі передавальних функцій. Блок схема безосердного мікродвигуна є досить подібною до класичного двигуна постійного струму зі збудженням від обмотки збудження або постійних магнітів. Таким чином опрацьована і отримана модель у вигляді блок схеми, яка показана на рис.3. На рисунку прийняті такі позначення: k_e – постійна зворотної ЕРС, k_t – постійна моменту, R_a – опір якоря двигуна, L_a – індуктивність якоря двигуна, $T_e = k_t I_a$ – електромагнітний момент, $e = k_e \omega$ – зворотна ЕРС двигуна.

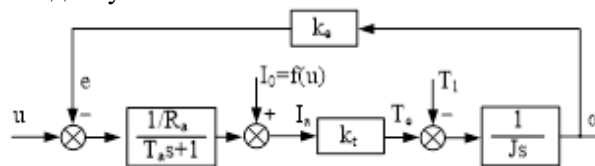


Рис. 3. Структурна схема безосердного мікродвигуна

Тепер використавши блок діаграму на рис. 3 шляхом перетворень отримаємо еквівалентну передавальну функцію безосердного мікродвигуна за швидкістю обертання ротора:

$$W_{\omega}(s) = \frac{k_t}{J R_a T_a s^2 + J R_a s + k_e k_t}, \quad (1)$$

де $T_a = L_a / R_a$ - електрична стала часу.

ПФ (1) також можна трансформувати до класичного вигляду застосувавши визначення електромеханічної сталої часу $T_m = J R_a / k_e k_t$. Результат перетворення отримано в наступному вигляді:

$$W_{\omega}(s) = \frac{1/k_e}{T_a T_m s^2 + T_m s + 1} \quad (2)$$

Як ми можемо бачити в ПФ (2) не застосовано параметр В (демпфування ротора), який часто використовується при аналізі мікродвигунів постійного струму з постійними магнітами [11]. З врахуванням цього параметра механічна частина описується наступною ПФ:

$$W_m(s) = \frac{k_t}{Js + B} \quad (3)$$

Проте корисність цього параметра ми дослідимо в цих дослідженнях на основі аналізу струму неробочого ходу (I_0), напруги живлення (u) $I_0 = f(u)$, а також залежності $n = f(u)$ в режимі неробочого ходу.

Для створення точної моделі двигуна, а потім приводу в цілому потрібні параметри безсердного двигуна. З описів на сайті виробника ми можемо отримати лише R_a і швидкість неробочого ходу. Для створення моделі цього явно недостатньо. Тому потрібно визначити: k_e , k_t , L_a , J , T_e , для чого проведемо певну серію досліджень.

Проектування безсердного мікродвигуна в середовищі В JMAG. Проблему визначення необхідних параметрів моделі здійснимо в спеціалізованому пакеті для проектування та симуляції електромеханічних систем JMAG Designer [9]. На основі шаблону в пакеті проведемо корекцію геометричних розмірів для досліджуваного двигуна 610 серії. На рис. 4 показано отримане контурне зображення досліджуваного двигуна на якому видно контури вала, магніта, тонкостінного якоря та зовнішнього корпусу.

На рис. 5 покажемо схематичне нанесення обмоток двигуна на 3D зображення безсердного мікродвигуна в JMAG Designer.

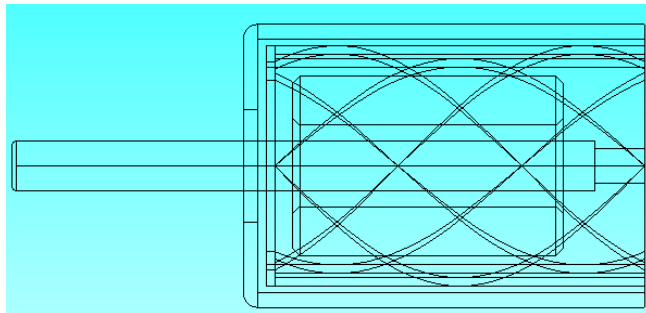


Рис.4. Контурне зображення безсердного мікродвигуна в JMAG Designer

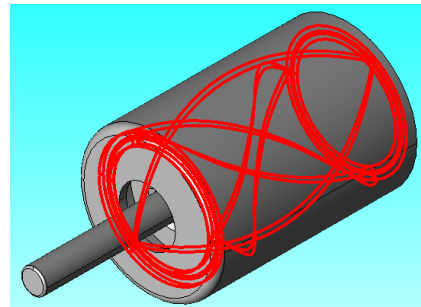


Рис. 5. Схема обмоток безсердного мікродвигуна

На основі заданих геометричних розмірів проведемо дослідження двигуна, які покажуть його можливості. На рис. 6 результат аналізу густини струму в обмотках безсердного двигуна для дослідження можливих перевантажень.

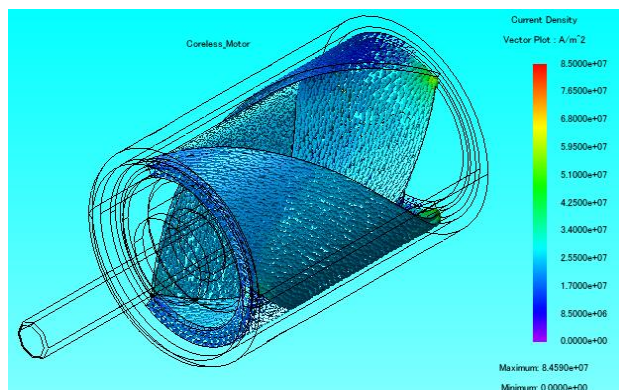


Рис. 6. Аналіз густини струму безсердного мікродвигуна.

Проведемо дослідження струму в якорі двигуна для всіх трьох котушок. На рис. 7 показані перехідні процеси струму при роботі для випадку живлення 3 В. Далі проведемо дослідження моменту двигуна. На рис. 8 показаний перехідний процес електромагнітного моменту двигуна при живленні напругою 3 В. Це лише частина з можливих результатів досліджень, які дозволяє отримати пакет.

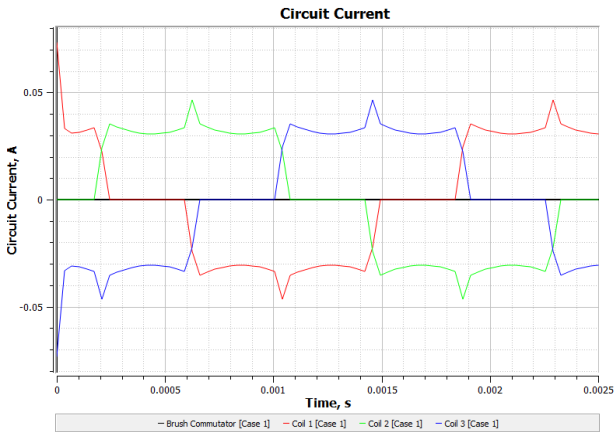


Рис. 7. Струм в обмотках безсердного мікродвигуна

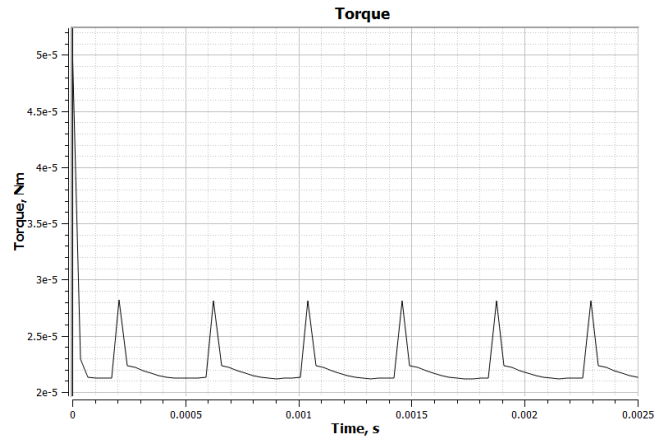


Рис. 8. Електромагнітний момент безсердного мікродвигуна

Але нас найбільше цікавить інформація стосовно потрібних параметрів, які дав змогу отримати пакет JMAG Designer. Для заданого матеріалу магніту NEOMAX-42 і для варіанту живлення напругою 3 В і двох щіток колектора отримано: швидкість обертання ротора 24000 об/хв, опір якоря 19,5 Ом. Отже, цей пакет JMAG Designer має значні можливості, але отриманих параметрів явно не достатньо.

Результати та обговорення

Дослідження проведемо для найбільш затребуваної і широко використовуваної серії безсердних мікродвигунів 610 (6 мм - діаметр, 10 мм - довжина.) В цій серії є деяка кількість модифікацій двигуна (напруга живлення (3,0 - 3,7В) для однакового зовнішнього розміру. Вимірювання швидкості безсердного мікродвигуна здійснимо за допомогою високоточного безконтактного лазерного тахометра Benetech GM8905 з похибкою вимірювання $\pm (1\% n + 5 \text{ об/хв})$: (1000-99999 об/хв). Цей тахометр безконтактно зчитує швидкість двигуна. Так само використано професійний регульований блок живлення постійної напруги та вимірювальні прилади.

Перший експериментальне дослідження безсердного мікродвигуна проведемо в режимі неробочого ходу плавно змінюючи напругу живлення двигуна і записуємо струм якоря та частоту обертання. Як результат – експериментальна залежність показана на рис.9. Ця залежність є дуже важливою для проектування точної моделі безсердного мікродвигуна (рис. 3.)

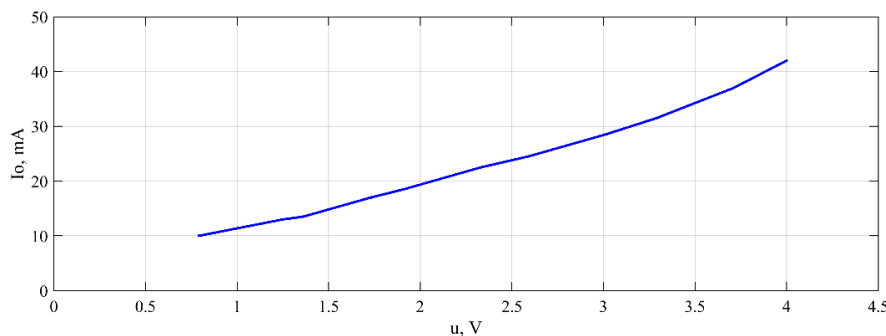


Рис. 9. Експериментальна діаграма неробочого ходу $I_0 = f(u)$.

Результати експерименту дали змогу визначити важливі параметри для створення точної

моделі – струм неробочого ходу $I_0 = 37$ мА, швидкість неробочого ходу $n_0 = 33400$ об/хв при номінальній напрузі живлення 3,7В, потужність безосердного мікродвигуна в режимі неробочого ходу $P_{10} = u \cdot I_a = 3.7 \cdot 0.037 \approx 0.137$ Вт. Отримані результати для випадку живлення напругою 3 В ($I_0 \approx 29$ мА) співпадають з результатами отриманими в JMAG Designer на рис. 7.

Ще одна важлива залежність отримана з дослідження неробочого ходу $n = f(u)$ показана на рис. 10. Дана залежність дозволяє оцінити лінійність характеристики швидкості при потенційному зниженні напруги живлення при розрядженні батареї піпетки.

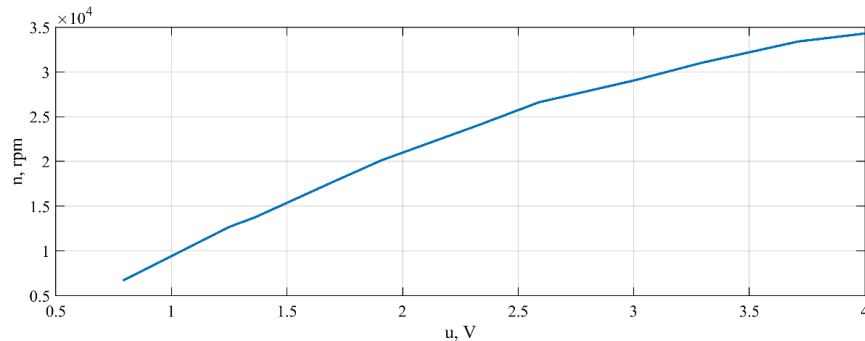


Рис. 10. Експериментальна характеристика без навантаження $n = f(u)$

Далі знято експериментальну електромеханічну характеристику $n = f(I)$, яку показана на рис.11. Ця характеристика потрібна для оцінки точності моделі та дозволяє дати оцінки лінійності характеристики

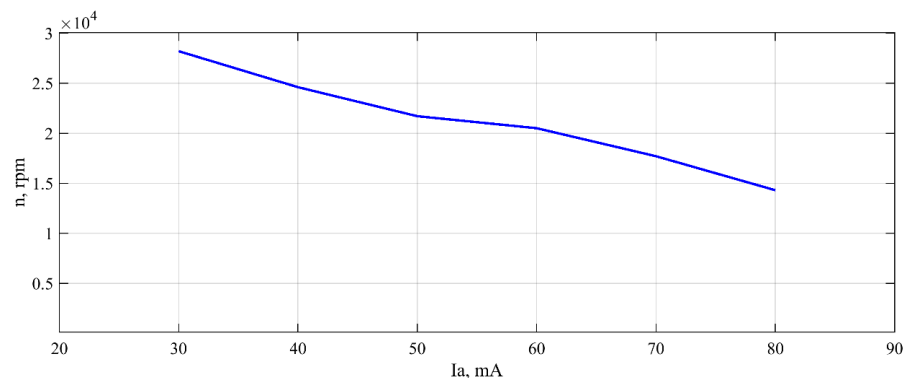


Рис. 11. Експериментальна характеристика $n = f(I_a)$

Наступний дослід проведемо для визначення опору якорного кола [11] шляхом короткотермінової подачі живлення $u = 0.78$ В на загальмований двигун:

$$R_a = \frac{u}{i_{stop}} = \frac{0.78}{0.035} = 22.29 \Omega \quad (4)$$

Наступне дослідження є надзвичайно важливе для створення моделі і полягає у визначенні індуктивності якорного кола L_a . Під час експериментального дослідження ротор загальмовується і коротко терміново подається номінальна напруга живлення $u = 3.7$ В. За допомогою осцилографа знімається перехідний процес зміни напруги на затискачах безосердного мікродвигуна або зміну струму в якорному колі. На основі осцилограми визначається електрична стала часу якоря $T_a = L_a / R_a = 350$ мс. Звідси $L_a = 15.7 \cdot 10^{-6}$ Гн.

Наступне важливе дослідження - визначення k_e – коефіцієнт зворотної ЕРС. Щоб провести це дослідження ми механічно з'єднуємо два однакові мікромотори, один мотор живимо від джерела живлення і виставляємо зміною напруги живлення оберти неробочого ходу $n_0 = 29500$ об/хв. Далі вимірюємо ЕРС на затискачах якоря для досліджуваного двигуна і визначаємо

$$k_e = \frac{e}{\omega} = \frac{2.06}{3089.23} = 0.000667 \text{ V}\cdot\text{s/rad.} \quad (5)$$

Використавши мікропривід двох моторів з попереднього пункту визначимо k_t . Для цього припустимо, що додатковий двигун на валу створює момент лише за рахунок тертя $\Delta T_f = k_t \cdot \Delta i_a$. Спочатку фіксуємо параметри роботи одного двигуна (струм, швидкість), потім двох. В результаті $k_t = 0.00056 \text{ Н}\cdot\text{м/А}$.

Наступне дослідження проведемо для визначення моменту інерції двигуна. Під час експериментального дослідження двигун запускається номінальна напруга живлення $u = 3.7 \text{ В}$. За допомогою осцилографа знімається перехідний процес струму безосердного двигуна, який показано на Рис 12.

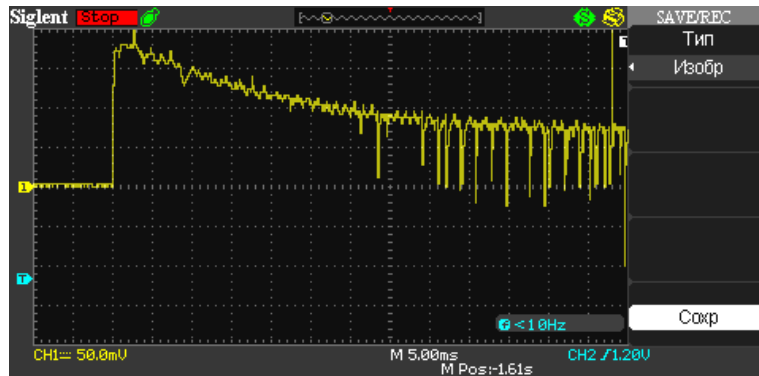


Рис. 12. Осцилограма процесу зміни струму якоря

Вважаючи, що перехідний процес струму закінчився одночасно з перехідним процесом швидкості ротора, електромеханічну постійну часу визначають на основі осцилограми $T_m = 45 \text{ мс}$. Отже, виходячи з формули для електромеханічної постійної часу визначимо момент інерції ротора $J = 0,75 \cdot 10^{-9} \text{ кг}\cdot\text{м}^2$.

Тепер, експериментально визначивши всі необхідні параметри, визначимо еквівалентну ПФ безосердного двигуна TF в каналі швидкості на основі (2):

$$W_\omega(s) = \frac{1/k_e}{T_a T_m s^2 + T_m s + 1} = \frac{29.317}{0.0004885s^2 + 0.026s + 1} \quad (6)$$

На основі отриманих даних і створеної моделі у вигляді блок-схеми (рис. 3) виконаємо модель в MATLAB Simulink (рис. 13) і дослідимо її для встановлення ступеня її адекватності реальному двигуну.

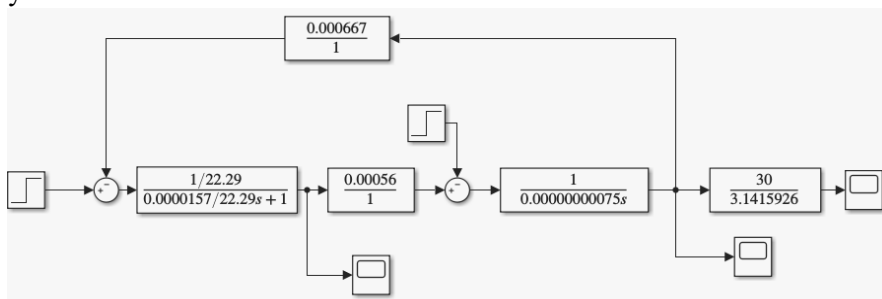


Рис. 13. Структурна схема моделі безосердного мікромотора

Під час дослідження моделювання в Simulink двигун запускається з номінальною напругою живлення $u = 3,7 \text{ В}$. За допомогою моделі реєструється перехідний процес струму безосердного двигуна (рис. 14) і швидкості двигуна (рис. 15).

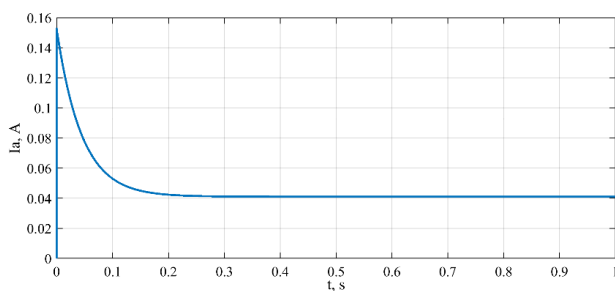


Рис. 14. Осцилограма процесу зміни струму якоря

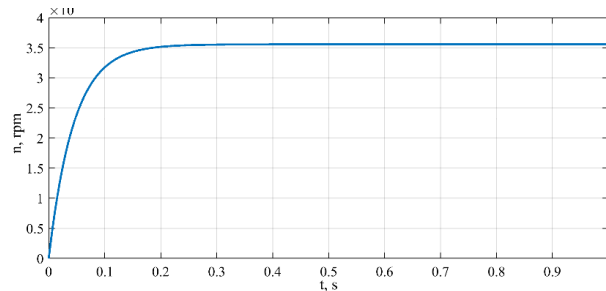


Рис. 15. Осцилограма процесу зміни частоти обертання ротора

Як бачимо, отриманий в результаті роботи моделі перехідний процес при подачі напруги 3,7 В збігається в робочій точці з похибкою 8,1%. Швидкість збігається з похибкою 5,7%, електромеханічна постійна часу 50 мс збігається з експериментально визначеною з похибкою 11,1%.

Після отримання всіх даних ми розробимо модель мікроелектроприводу регульованої піпетки на основі наступних розрахунків. Мінімальний крок дозування піпетки становить 0,1 мкл. Крім двигуна, мікроелектричний привод регульованої піпетки також містить коробку передач і енкодер. Припускаємо, що це простий варіант оптичного енкодера, який генерує 1 імпульс на 1 оберт двигуна.

Якщо встановити діаметр трубчастої ємності 10 мм, то для забезпечення кроку дозування 1 мкл можна розрахувати, що поршень повинен переміститися на $dl = 0,0318$ мм. Тобто, щоб перемістити поршень на 1 мм, двигун повинен зробити 31 оберт. Управління піпеткою відбувається наступним чином - на контрольному дисплеї вибирається необхідна доза з кроком 0,1 мкл, яку система перетворює в імпульси. потім на двигун подається живлення 3 В. Кожне обертання двигуна призводить до генерації імпульсу зворотного зв'язку. Коли двигун зробить необхідну кількість обертів і сформується доза, кількість імпульсів завдання і зворотного зв'язку зрівняються і живлення двигуна припиниться. Давайте вивчимо модель електричного мікроприводу, розроблену в Simulink на основі двигуна без сердечника для регульованої медичної піпетки. Поставимо задачу дозування 31 мкл. На рис. 16 показано виконання мікроприводу піпетки заданого значення дозування в залежності від часу.

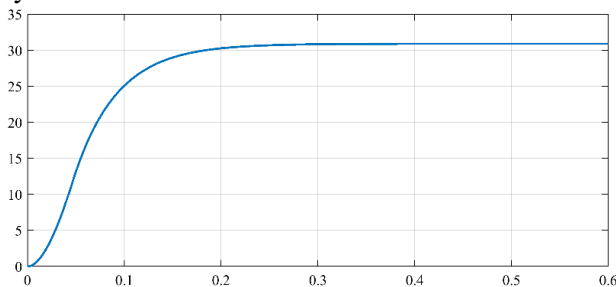


Рис. 16. Число обертів мікроприводу піпетки

Розроблений мікроактуатор зробив 31 оборот і зупинився, забезпечивши необхідне дозування за 0,2 секунди, повністю підтвердивши працездатність моделі.

Висновки

В статті проаналізовано важливість застосування в медичній та суміжних галузях регульованих медичних піпеток та сучасні підходи до розробки їх мікроелектромеханічних актуаторів.

За допомогою спеціалізованого пакету для проектування та симуляції електромеханічних систем JMag Designer розроблена модель для безсердечного двигуна 610 серії (6 мм - діаметр, 10 мм - довжина) для напруги живлення (3,0 - 3,7В) та проведені його дослідження (отримані діаграми

струму та моменту). Здійснено визначення номінальної швидкості та опору якоря електричного мікроприводу на основі безосердного двигуна.

Розроблено алгоритм та проведено серію експериментальних досліджень безосердного двигуна 610 серії, у результаті чого отримано параметри k_e , k_t , L_a , J , T_a для подальшої розробки його високоточної моделі в MATLAB. На основі експериментальних результатів розроблено високоточну модель безосердного двигуна в MATLAB та отримано відповідні перехідні процеси струму та швидкості, які підтвердили точність отриманої моделі. Перехідний процес струму на моделі при живленні напругою 3,7В співпадав в робочій точці з похибкою 8,1%, швидкість співпала з похибкою 5,7%, електромеханічна стала часу співпала з визначеною шляхом експерименту з похибкою 11,1%.

Розроблено та досліджено комп'ютерну модель актюатора для регульованої електронної медичної піпетки у виді електричного мікроприводу на основі безосердного двигуна шляхом встановлення заданого дозування піпетки 31 мкл. Розроблений мікро актуатор здійснив заданий 31 оберті і зупинився, забезпечивши потрібне дозування за 0,2 секунди з кроком 0,1 мкл, повністю підтвердивши працездатність моделі.

Перелік використаних джерел

- [1] Anne Shumway-Cook, and Marjorie H. Woollacott, Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 4th edition, 641 p., 2012.
- [2] D. Jennings, A. Flint, B.C.H. Turton, and L.D.M. Nokes, Introduction to Medical Electronics Applications. Elsevier, 232 p., 1995.
- [3] Naruki Yoshikawa, Kourosh Darvish, Mohammad Ghazi Vakili, Animesh Garg, and Alán Aspuru-Guzik, "Digital pipette: open hardware for liquid transfer in self-driving laboratories," Digital Discovery, iss. 6, pp. 1745-1751, 2023. <https://doi.org/10.1039/D3DD00115F>
- [4] Byeongyeon Kim, Dongwon You, Yoon-Jin Kim, Insung Oh, and Sungyoung Choi, "Motorized smart pipette for handheld operation of a microfluidic blood plasma separator," Sensors and Actuators B: Chemical, vol. 267, pp. 581-588, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2018.04.075>
- [5] Daniela Daniel, and Ivano G.R., "Gutz Electronic micropipettor: A versatile fluid propulsion and injection device for micro-flow analysis," Analytica Chimica Acta, vol. 571, iss. 2, pp. 218-227, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.aca.2006.04.076>
- [6] Hamid A. Toliyat, and Gerald B. Kliman, Handbook of Electric Motors. Taylor & Francis, 2nd edition, 832 p., 2004.
- [7] Clemence Muron, "Innovative Motors Improve Productivity for Clinical Diagnostic and Fluid Handling Laboratories," Medical Design Briefs, pp. 19-23, Novem. 2022.
- [8] H. Shen, Q. Lei, and W. Chen, "Modeling and simulation for micro DC motor based on Simulink," IOP Conference Series: Materials Science and Motorering, 242, 2017, pp. 1-7.
- [9] L. Szabo, T., Rusu, B. Ovidiu, and C.S. Marțiș, "Script controlled modeling of low noise permanent magnet synchronous machines by using JMAG Designer," Journal of Computer Science and Control Systems, vol. 6, 2013, pp. 91-94.
- [10] Yannis L. Karnavas, and Ioannis D. Chasiotis, "PMDC coreless micro-motor parameters estimation through Grey Wolf Optimizer," 2016 XXII International Conference on Electrical Machines (ICEM), Lausanne, Switzerland, September 2016, pp. 865 – 870. <https://doi.org/10.1109/ICELMACH.2016.7732627>
- [11] Chen Xianzhong, Hou Qingwen, and Lu Yifang, "The System Design of Low Power Electronic Pipette," 2010 International Conference on Electrical and Control Engineering, Wuhan, China, June 2010, pp. 2455- 2458. <https://doi.org/10.1109/ICECE.2010.607>
- [12] Heidi Fleischer, Daniel Baumann, Xianghua Chu, Thomas Roddelkopf, Michael Klos, and Kerstin Thurow, "Integration of Electronic Pipettes into a Dual-arm Robotic System for Automated Analytical Measurement Processes Behaviors," 2018 IEEE 14th International Conference on Automation Science and Engineering (CASE), Munich, Germany, August 2018, pp. 22 – 27. <https://doi.org/10.1109/COASE.2018.8560377>
- [13] B. Kopchak, M. Kopchak, and A. Kushnir, "Research of Alternating Current Single-Phase Collector Motor Models Developed on the Basis of Project Design Data," XVth International Conference on Perspective Technologies and Methods in MEMS Design, MEMSTECH 2019, Polyana, Ukraine, May 2019, pp. 135-139.

<https://doi.org/10.1109/MEMSTECH.2019.8817391>

[14] B. Kopchak, and A. Kushnir, "Research of Transition Processes of Single-Phase Collector Motor With AC Voltage Controller Model Created on Project Design Data," 2021 IEEE 3rd Ukraine Conference on Electrical and Computer Engineering (UKRCON), Lviv, Ukraine, August 2021, pp. 353-357. <https://doi.org/10.1109/UKRCON53503.2021.9575950>

[15] B. Kopchak, and A. Kushnir, "Analysis of Transition Processes of Single-Phase Collector Motor With Inverter Supply Model," 2022 IEEE 16th International Conference on Advanced Trends in Radioelectronics, Telecommunications and Computer Engineering (TCSET), Lviv-Slavske, Ukraine, February 2022, pp. 325-330. <https://doi.org/10.1109/TCSET55632.2022.9766937>.

[16] B. Kopchak, V. Oksentyuk, and A. Kushnir, "Development of Micro Brushless DC Motor Model Based on Project Design Calculation sing Ansys Maxwell RMxprrt," 2023 IEEE XXVIIIth International Seminar/Workshop Direct and Inverse Problems of Electromagnetic and Acoustic Wave Theory (DIPED), Tbilisi, September 11-13, 2023. pp. 215-220. <https://doi.org/10.1109/DIPED59408.2023.10269495>

[17] Kevin M. Lynch, Nicholas Marchuk, and Matthew L. Elwin, Embedded Computing and Mechatronics with the PIC32 Microcontroller. Chapter 25 - Brushed Permanent Magnet DC Motors. Elsevier, 2016, pp. 399-425. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-420165-1.00025-1>

Bohdan Kopchak¹, Vira Oksentyuk², Andrii Kushnir³, Oleksandr Markelov⁴, Andrii Mandiuk⁵

¹Department of Electromechatronics and Computerized Electromechanical Systems Lviv Polytechnic National University, S. Bandery 12, Lviv, Ukraine, E-mail: bohdan.l.kopchak@lpnu.ua, ORCID 0000-0002-2705-8240

² Department of Computer Design Systems , Lviv Polytechnic National University, St. S. Bandery, Lviv, Ukraine, E-mail: vira.m.oksentyuk@lpnu.ua, ORCID 0009-0005-1491-6946

³ Department of Supervisory-Preventive Activities and Fire Automation, Lviv State University of Life Safety, Kleparivska St., Lviv, Ukraine, E-mail: andreikushnir@ukr.net, ORCID 0000-0002-6946-8395

⁴ Department of Computer Design Systems , Lviv Polytechnic National University, St. S. Bandery, Lviv, Ukraine, E-mail: Oleksandr.E.Markelov@lpnu.ua, ORCID 0000-0002-2432-0768

⁵ Department of Electromechatronics and Computerized Electromechanical Systems, Lviv Polytechnic National University, S. Bandery 12, Lviv, Ukraine, E-mail: andrii.i.mandiuk@lpnu.ua , ORCID 0009-0007-8069-8494

DEVELOPMENT OF A MICRODRIVE MODEL FOR A BIOMEDICAL ELECTRONIC PIPETTE BASED ON A CORELESS MOTOR

Received: February 18, 2025 / Revised: February 26, 2025 / Accepted: March 11, 2025

© Kopchak B., Oksentyuk V., Kushnir A., Markelov O., Maniuk A. 2025

Abstract. A regulated medical pipette with electronic control is an essential and indispensable modern device. The study analyzes the importance of using electronically regulated medical pipettes in medical and related fields. Modern approaches to developing their microelectromechanical actuator are outlined. To improve the design and control system of the electronic medical pipette, it is necessary to develop an appropriate mathematical model, which requires motor parameters that are often missing from manufacturer descriptions. At the first stage, a model for a coreless motor of the 610 series (6 mm diameter, 10 mm length) was developed using the specialized design and simulation software JMAG Designer for a supply voltage of 3.0 - 3.7V, followed by its analysis. Using the JMAG Designer model, some necessary parameters of the coreless motor were determined. At the second stage, an algorithm was developed, and a series of experimental studies of the 610-series coreless motor was conducted to obtain all necessary parameters for the further development of a high-precision model. Based on the experimental results, a transfer function was obtained, and a high-precision MATLAB model of the coreless motor was developed. The corresponding transient processes of current and speed were obtained, confirming the accuracy of the model. The transient current response in the model at a supply voltage of 3.7V matched the operating point with an error of 8.1%, while the motor's rotational speed had an error of 5.7%. A simulation model of an electric microdrive based on a coreless motor for a regulated electronic medical pipette was developed and its operation was analyzed.

Keywords: medical pipette, coreless motor, identification, dosing, mathematical model, MEMS.