

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ ЕЛЕКТРОНІКИ
КАФЕДРА АКУСТИЧНИХ ТА МУЛЬТИМЕДІЙНИХ ЕЛЕКТРОННИХ
СИСТЕМ

«На правах рукопису»
УДК 536.12

До захисту допущено:

Завідувач кафедри



Сергій НАЙДА

« 10 » _____ 12 _____ 2022 __ р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

за освітньо-професійною програмою «Акустичні електронні системи та
технології обробки акустичної інформації»

зі спеціальності 171 «Електроніка»

на тему: «Забезпечення теплового режиму роботи ультразвукового
перетворювача для офтальмохірургії»

Виконав:

студент 2 курсу, групи ДГ-11мп

Заверталюк Ярослав Олександрович



Науковий керівник:

доц. кафедри АМЕС, к.т.н., доцент

Дрозденко Олександр Іванович




Рецензент:

доц. кафедри ЕПС, к.т.н., доцент

Клен Катерина Сергіївна



Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць
інших авторів без відповідних
посилань.

Студент 

Київ – 2022 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Факультет електроніки

Кафедра акустичних та мультимедійних електронних систем

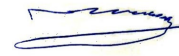
Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 171 «Електроніка»

Освітньо-професійна програма «Акустичні електронні системи та технології обробки акустичної інформації»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри



Сергій НАЙДА

«01 » _____ 09 _____ 2022 р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту

Заверталюку Ярославу Олександровичу

1. Тема дисертації «Забезпечення теплового режиму роботи ультразвукового перетворювача для офтальмохірургії», науковий керівник дисертації Дрозденко Олександр Іванович, к.т.н., доц., доцент кафедри АМЕС, затверджені наказом по університету від «08» листопада 2022 р. №4092-с
2. Термін подання студентом дисертації: 05.12.2022р.
3. Об'єкт дослідження: теплові процеси в конструкції факоемульсифікатора.
4. Вихідні дані: літературні джерела інформації особливостей будови та характеристик ПЕП для офтальмохірургії, літературне джерело аналітичного методу розрахунку параметрів та теплових полів ПЕП, програмні середовища SolidWorks для моделювання теплового режиму ПЕП.
5. Перелік завдань, які потрібно розробити:
 - проаналізувати особливості будови та характеристики ультразвукових перетворювачів для офтальмохірургії;

- аналітичним методом, розрахувати параметри ультразвукового перетворювача стержневого типу та його тепловий режим роботи;
- створити тривимірну модель ультразвукового перетворювача в програмному середовищі SolidWorks;
- шляхом комп'ютерного моделювання проаналізувати теплові поля ультразвукового перетворювача для офтальмохірургії, а також дослідити ефективність конструктивного заходу для зменшення температури його розігріву;

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: презентація в PowerPoint.

7. Дата видачі завдання 01.09.2021 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів дипломної роботи	Примітка
1.	Огляд літератури	01.09.21-15.10.21	
2.	Написання вступу	16.10.21-30.11.21	
3.	Проведення аналітичного огляду факоемульсифікаторів	01.12.21-01.03.22	
4.	Розрахунок ПЕП для офтальмохірургії	01.03.22-30.05.22	
5.	Моделювання теплових режимів ПЕП для офтальмохірургії	01.06.22-25.11.22	
6.	Оформлення всієї роботи та презентації	26.11.22-01.12.22	
7.	Підготовка до захисту	01.12.22-19.12.22	
8.	Захист магістерської дисертації	20.12.2022	

Студент

Завертальюк Я. О.

Науковий керівник дисертації

Дрозденко О. І.

РЕФЕРАТ

Заверталюк, В. В. Забезпечення теплового режиму роботи ультразвукового перетворювача для офтальмохірургії: магістерська дисертація: 171 Електроніка. – Київ, 2022 – 79 с.

Актуальність теми: в ультразвукових перетворювачах для офтальмохірургії існує проблема перегрівання конструктивних елементів під час випромінювання акустичної енергії. Ультразвукові перетворювачі нагріваються внаслідок електричних та механічних втрат, що може призвести до руйнування активного елемента виконаного з п'єзокераміки. Актуальним питанням є забезпечення надійного теплового режиму роботи ПЕП ще на етапі конструювання.

Мета і задачі: метою роботи є дослідження теплових режимів роботи ПЕП для офтальмохірургії та конструктивних заходів щодо боротьби із перегріванням. Для досягнення поставленої мети, необхідно виконати наступні задачі:

- проаналізувати особливості будови та характеристики ультразвукових перетворювачів для офтальмохірургії;
- аналітичним методом, розрахувати параметри ультразвукового перетворювача стержневого типу та його тепловий режим роботи;
- створити тривимірну модель ультразвукового перетворювача в програмному середовищі SolidWorks;
- шляхом комп'ютерного моделювання проаналізувати теплові поля ультразвукового перетворювача для офтальмохірургії, а також дослідити ефективність конструктивного заходу для зменшення температури його розігріву;

Об'єкт дослідження: теплові процеси в конструкції факоемульсифікатора.

Предмет дослідження: теплові поля конструкцій ПЕП для офтальмохірургії.

Практична цінність: розробка комп'ютерної моделі, котра дозволяє проаналізувати теплові поля, котрі виникають у конструкції перетворювача. Модель дозволяє оцінити ризики нагрівання та оцінити конструктивні заходи щодо зменшення нагрівання.

Ключові слова: факоемульсифікатор, офтальмохірургія, п'єзокерамічний електроакустичний перетворювач, теплові поля, нагрівання, перегрів, температура, тепловий режим, SolidWorks.

ABSTRACT

Zavertalyuk, V. V. Ensuring the thermal mode of operation of an ultrasonic transducer for ophthalmic surgery.: *master's thesis: 171 Electronics. - Kiev, 2022 - 79 p.*

Relevance of the topic: the phacoemulsifier for ophthalmic surgery has a problem with overheating of structural elements during the emission of acoustic energy. Phacoemulsifiers heat up due to electrical and mechanical losses, which can lead to the destruction of the active element made of piezoceramics. An urgent issue is the provision of a reliable thermal mode of operation of the PEP even at the design stage.

Purpose and tasks: the purpose of the work is to investigate the thermal modes of PEP for ophthalmic surgery and constructive measures to combat overheating. To achieve the goal, the following tasks must be completed:

- to analyze the peculiarities of the structure and characteristics of ultrasonic transducers for ophthalmic surgery;
- using the analytical method, calculate the parameters of the rod-type ultrasonic transducer and its thermal mode of operation;
- create a three-dimensional model of an ultrasonic transducer in the SolidWorks software environment;
- to analyze the thermal fields of the ultrasonic transducer for ophthalmic surgery by means of computer simulation, as well as to investigate the effectiveness of a constructive measure to reduce its heating temperature;

Research object: thermal processes in the construction of a phacoemulsifier.

Research subject: thermal fields of PEP structures for ophthalmic surgery.

Practical value: the development of a computer model that allows analyzing the thermal fields that arise in the design of the converter. The model makes it possible to assess heating risks and evaluate constructive measures to reduce heating.

Key words: phacoemulsifier, ophthalmic surgery, piezoceramic electroacoustic transducer, thermal fields, heating, overheating, temperature, thermal regime, SolidWorks.

ЗМІСТ

ВСТУП	10
РОЗДІЛ I. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД	12
1.1 Сутність факоемульсифікації	12
1.2 Будова апаратів для офтальмохірургії	18
1.3 Сучасні УЗ електроакустичні перетворювачі для факоемульсифікації та їх особливості	28
1.4 Конструкції УЗ електроакустичних перетворювачів	33
1.5 Причини нагрівання УЗ перетворювачів	38
Висновки до розділу I	43
РОЗДІЛ II. АНАЛІТИЧНИЙ РОЗРАХУНОК ТЕПЛОВОГО РЕЖИМУ ПЕП	44
2.1 Методи визначення теплових полів ПЕП	44
2.2 Постановка задачі, умови однозначності	48
2.3 Розрахунок електроакустичних параметрів ПЕП	50
2.4 Знаходження теплового поля ПЕП для офтальмохірургії	56
Висновки до розділу II	60
РОЗДІЛ III. МОДЕЛЮВАННЯ ТЕПЛОВИХ РЕЖИМІВ ПЕП В СЕРЕДОВИЩІ SOLIDWORKS	61
3.1 Особливості моделювання теплових процесів в середовищі SOLIDWORKS	61
3.2 Тривимірна модель факоемульсифікатора в середовищі SOLIDWORKS	63
3.3 Результати моделювання теплового поля ПЕП для офтальмохірургії	65
3.4 Ефективність конструкційного заходу щодо зменшення температури нагріву ПЕП	69
Висновки до розділу III	73

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ	74
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	76
Додаток А	79

ВСТУП

Використання стержневих перетворювачів має велике розповсюдження в різних сферах діяльності, таких як: медицина, ультразвукові технологічні апарати, гідроакустичні системи та інші.

При використанні стержневих перетворювачів у різноманітних сферах, від перетворювачів вимагається велика потужність та відмовостійкість, що й обумовлена запобіганням перегріванню. Внаслідок перегрівання – ультразвукові перетворювачі можуть виходити з ладу через різке накопичення теплової енергії. Щоб забезпечити коректну та безперервну роботу ультразвукових перетворювачів, такі вчені як: Богородський В.В., Зубарев Л.А., Корепін Є.А., Хмелев В.Н., Ільченко Е.В., Богуш М.В., Якушев В.І., Дрозденко О.І., Лейко О.Г., Умеда М. (Umeda, M), Накамура К. , Такахаші С., Учино К. , Матісон А. (Mathieson, A), Ли Х. (Lee H.) працювали над цим питанням.

В стержневих перетворювачах існує проблема з перегріванням конструктивних елементів при безперервній роботі. Для запобігання перегріву – необхідні наступні дані, такі як: тепла потужність, місця локального перегріву для визначення температури та прийняття заходів щодо зниження температури.

Головною задачею даної роботи є створення комп'ютерної моделі, яка дозволяє врахувати конструктивні та фізичні особливості ультразвукового електроакустичного перетворювача для дослідження теплових режимів роботи вищеописано перетворювача.

Для задач даної роботи – обрано наступне програмне забезпечення, а саме: SolidWorks. Дане програмне середовище має великий функціонал, котрий дуже добре зарекомендував себе у виконанні подібних задач. Обране програмне середовище має можливість моделювати практично всі існуючі фізичні процеси, котрі необхідні для виконання задач даної магістерської роботи.

РОЗДІЛ І. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД

1.1 Сутність факоемульсифікації

Факоемульсифікація – операція по видаленню кришталика через малий розріз за допомогою низькочастотного ультразвуку. Даний метод був запропонований у 60-х роках минулого століття американським офтальмологом Чарльзом Кельманом. Відомо, що дана ідея виникла під час відвідування стоматолога, котрий використовував ультразвук для чистки зубів. Через декілька років була створена перша модель факоемульсифікатора «Cavitron-Kelman», а в 1971 році була запатентована.[1]

В 90-х роках минулого століття було запропоновано інший метод видалення кришталика, не за допомогою кавітаційного дроблення, а за допомогою механічного дроблення. Накінецьник вводиться у кришталик на високому вакуумі, а інструмент (чоппер), розміщений біля екватора, здійснював дроблення кришталика, рухаючись на зустріч накінецьнику. Також використовується змішана методика дроблення, коли кришталик спочатку розділяють на 2 половини за допомогою ультразвуку, а потім дроблять частини механічним методом та перетворюють їх в емульсію.

У 2000-х роках, розвиток факоемульсифікації був направлений на підвищення ефективності роботи ультразвуку, таким чином з'явилися нові режими модуляції, такі як: ультрапульс і гіперпульс. Завдяки даним режимам модуляції зменшилось нагрівання накінецьника, що в свою чергу дало змогу використання мікрофакоемульсифікації.

Мікрофакоемульсифікація – це вдосконалена процедура по видаленню кришталика, котра дозволяє видалити кришталик через 2 мікророзріри, менші 2-х міліметрів. Інфузія розчину, при використанні мікрофакоемульсифікації – відбувається через окремий іригаційний інструмент, котрий поєднується з чоппером або шпателем, а аспірація, в свою чергу відбувається за допомогою накінецьника.[2]

Існує два способи проведення такої операції – торсійна факоемульсифікація та поздовжня. В даний час торсійна факоемульсифікація є кращим способом, так як торсійний ультразвук дозволяє провести операцію найбільш ефективно, безпечно і персоналізовано. Торсіонна рукоятка дає можливість отримувати спеціальні осциляторні коливання ультразвукової голки, що дозволяють зменшити тепловиділення та відштовхування фрагментів кришталика.

Для забезпечення доступу до ядра кришталика виконуються два або три невеликі розрізи в області лімба (основний розріз шириною 2,2 мм, додатковий розріз (розрізи) шириною 1,2 мм). Проводиться видалення передньої капсули кришталика. Наконечник факоемульсифікатора, що є невеликою голкою, вводиться в порожнину ока і поділяє ядро кришталика на окремі фрагменти. Система обміну рідини, пов'язана з насосом інструменту, дозволяє одночасно з механічним руйнуванням ядра кришталика проводити аспірацію кришталикових мас і стабілізувати внутрішньоочний тиск стерильним ізотонічним розчином, що надходить. Через інші розрізи проводяться маніпуляції, що дозволяють розділяти ядро на окремі фрагменти та надалі видаляти менш щільні фрагменти кортикальних шарів кришталика за допомогою аспірації (без механічного руйнування).[3]

Операція завершується імплантацією інтраокулярної лінзи до капсульного мішка. Інтраокулярна лінза імплантується у складеному вигляді через основний розріз за допомогою інжектора. Як правило, розріз має профіль, що самогерметизується, тому в переважній більшості випадків хірург не вдається до накладання швів на рогівку.

Метод ультразвукової факоемульсифікації має декілька переваг у порівнянні з методом екстракапсулярної екстракції катаракти, що використовувалась раніше, ультразвукова факоемульсифікація дозволяє зруйнувати ядро кришталика і провести його аспірацію через невеликий розріз (1,8 - 2,2 мм). Перевагами даного методу є менша кількість ускладнень після операції, відсутність необхідності накладання швів, скорочення термінів

реабілітації пацієнтів, зменшення хірургічно індукованого астигматизма. Для проведення процедури необхідний мікрохірургічний інструментарій та прилад – факоемульсифікатор або ж іншими словами – апарат для офтальмохірургії.

Щодо ультразвуку, котрий використовується, як один із основних інструментів проведення даної операції, то він має власні параметри, котрі слід враховувати.

Одним із таких параметрів є рушійна сила ультразвуку – котра також є ключовим параметром факоемульсифікації, адже саме рушійна сила відповідає за дроблення кришталика.

Наглядний приклад рушійної дії ультразвуку представлено на рисунку 1.1.

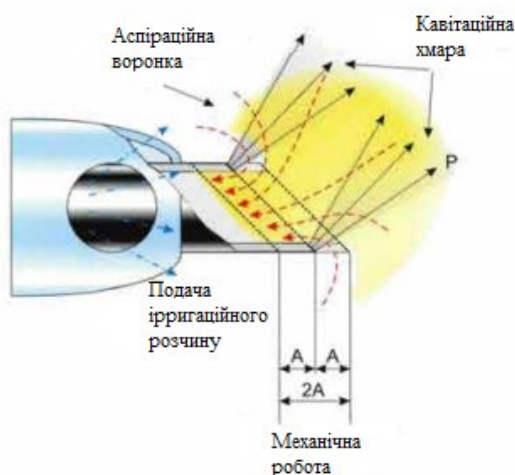


Рис. 1.1. Схема рушійного впливу ультразвуку.[3]

Дія ультразвуку також поділяється на корисну та шкідливу. До корисної дії ультразвуку відноситься механічна фрагментація кришталікових мас (ефект відбійного молота). Також до корисних дій ультразвуку відноситься «замкнена кавітація» - «хмарка», котра знаходиться між зрізом голки і кришталіковими масами.

До шкідливих дій відноситься «вільна кавітація» - вільне розповсюдження кавітаційного потоку, котре не обмежується кришталіковими масами, або ж кавітаційна «хмарка», котра складається із

вакуумних бульбашок, котрі в свою чергу «схлопуються», пошкоджуючи рогівку ока.

Вектор кавітації направлений перпендикулярно зрізу накінечника, тому намагаються використовувати УЗ в момент введення накінечника в кришталик, наглядно це можна побачити на рисунку 1.2, котрий наведено нижче.

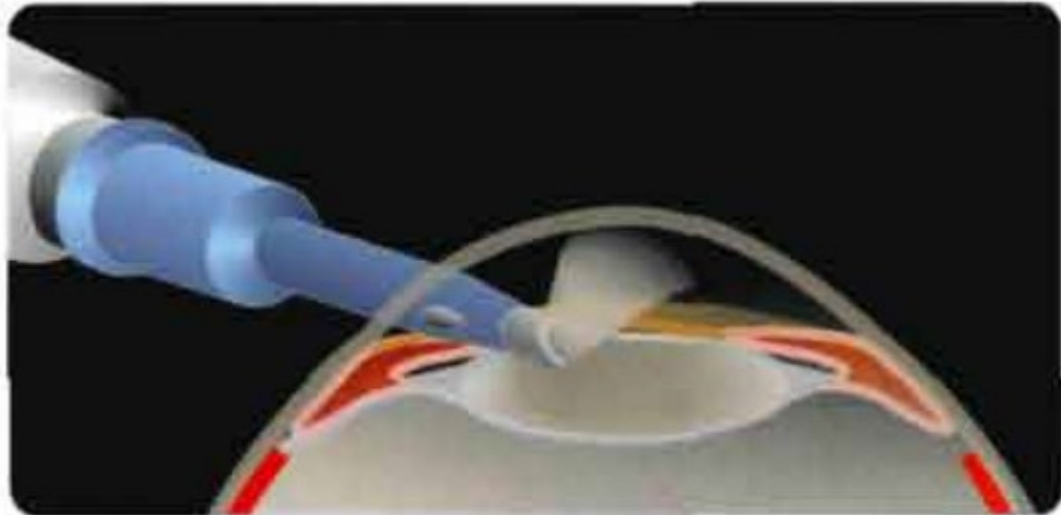


Рис. 1.2. Схема розповсюдження кавітаційної хмари.[3]

Сучасні ультразвукові інструменти працюють при використанні основних режимів ультразвуку, таких як:

- Неперервний
- Імпульсний
- Спалаховий

При неперервному режимі роботи, накінечник коливається без зупинки. При даному режимі роботи, можливі декілька варіантів роботи:

Перший режим – постійний (фіксований), при даному режимі потужність ультразвуку постійна і не залежить від натиску на педаль (елемент керування апаратом для факоемульсифікації). Наглядно даний режим роботи представлений на рисунку 1.3.

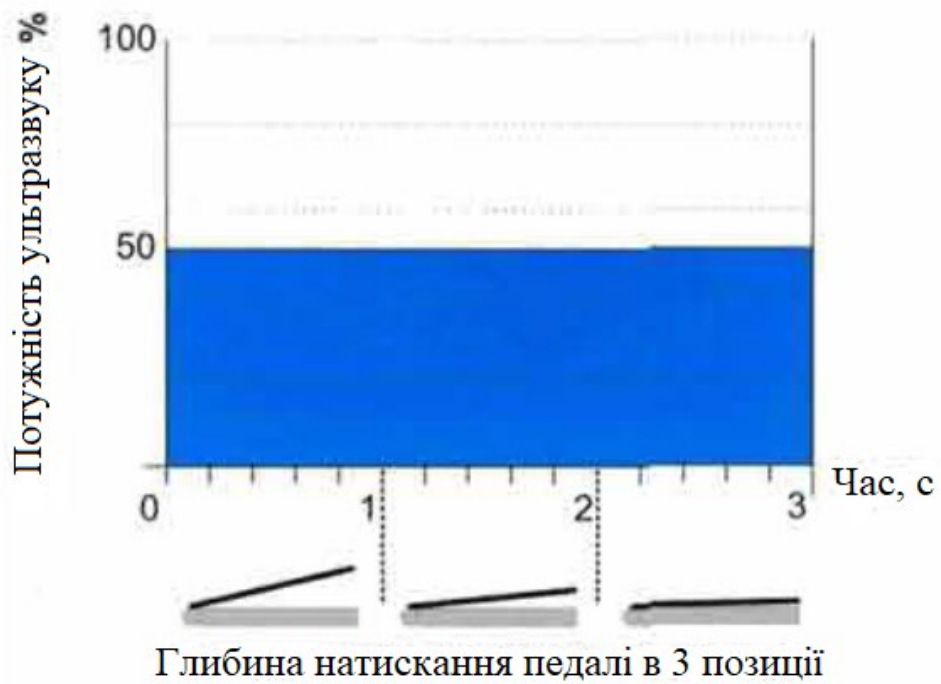


Рис. 1.3. Непервний фіксований режим.[3]

В імпульсному режимі енергія регулярними інтервалами. Це означає, що за визначений проміжок часу ультразвук буде працювати на половину часу. Наглядний приклад наведено на рисунку 1.4.

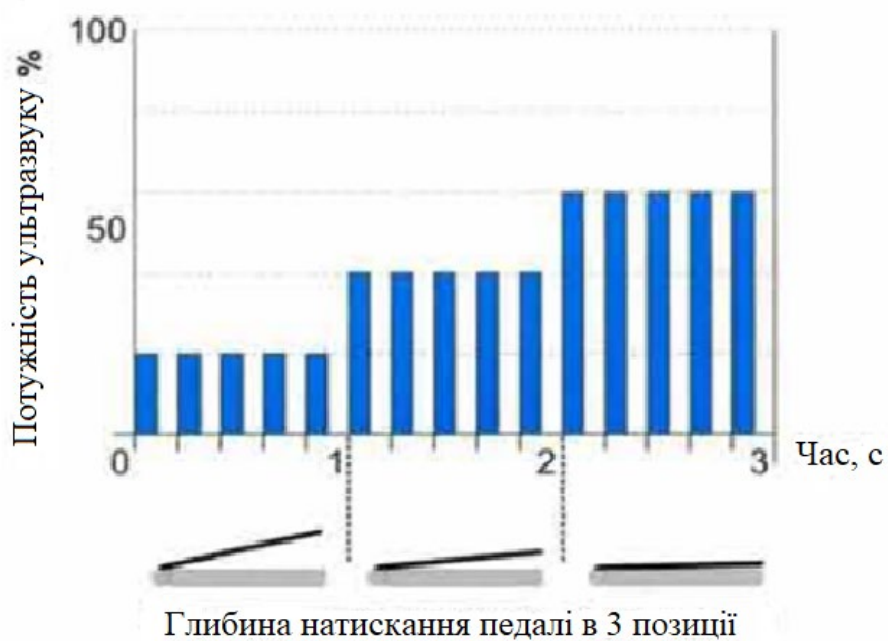


Рис. 1.4. Імпульсний режим ультразвуку.[3]

У спалаховому режимі є можливість модулювати робочий цикл. Глибиною натиску педалі регулюють паузу між імпульсами-спалахами, в той же час сила ультразвуку, котра встановлена на панелі керування, залишається величиною постійною. В даному режимі тривалість кожного імпульсу рівна 100 мілісекунд, а потужність ультразвуку 60 відсотків.

Наглядний приклад наведено на рисунку 1.5.

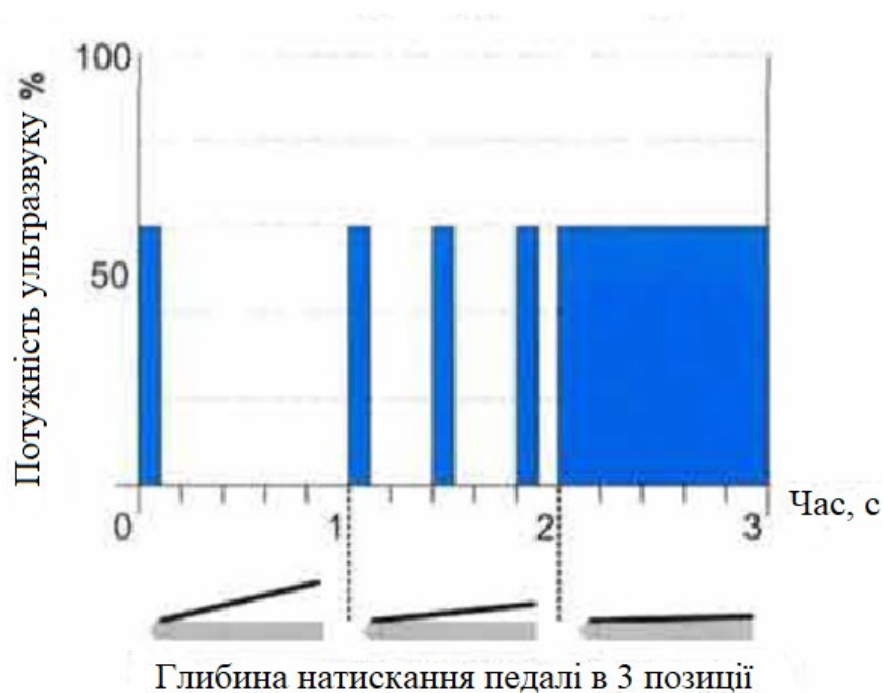


Рис.1.5 – Спалаховий режим ультразвуку.[3]

Спалаховий режим вважається більш ефективнішим, тому що він має короткі цикли роботи, котрі в свою чергу надають деякі переваги, такі як: запобігання опіків рогівки, економне використання ультразвукової енергії та покращене керування гідродинамічними властивостями системи.

Під час паузи створюється вакуум, котрий всмоктує фрагменти та втримує їх біля накієчника. Після застосування вакууму починають застосовувати ультразвукову енергію, таким чином краще впливаючи на створення емульсії, котра в подальшому буде повністю видалена.

Саме таким чином відбувається операція по видаленню та заміні кришталіка ока, котра називається процедурою факоемульсифікації.

1.2 Будова апаратів для офтальмохірургії

Наразі апарати для офтальмохірургії набули дуже великого розповсюдження та різноманітності, та як використовуються для таких важливих операцій, як заміна кришталика ока. В даному пункті розглянемо декілька сучасних апаратів для офтальмохірургії та їх особливості.

Апарат для офтальмохірургії складається з електронного блоку-генератора УЗ енергії з частотою від 34 кГц до 40 кГц та п'єзоперетворювача із змінними голками та каналами для іригації та аспірації. Також до сучасних апаратів для офтальмохірургії додаються нові технології, такі як: контроль внутрішньо очного тиску, системи автоматизації імплантації інтраокулярної лінзи і т.п. Також, через використання УЗ інструменту дані апарати повинні підтримувати в визначену частоту УЗ коливань, так як частота є резонансною характеристикою хвилевода, тому виникає необхідність постійного підтримання частоти, при нагріванні інструменту або при навантаженні на інструмент в момент впливу на кришталикові маси, підтримання частоти коливань не дає зменшуватись амплітуді коливань. Тому сучасні апарати для факоемульсифікації обладнані системами автопідлаштування частоти.

Одним із представників сучасних апаратів для офтальмохірургії є апарат компанії ALCON – лідер у сфері офтальмохірургії. Назва апарату CENTURION Vision System. Даний апарат – це високотехнологічна система, яка контролює кожен крок операції і дозволяє проводити оперативне втручання на найвищому рівні та з мінімальним ризиком ускладнень. На рисунку 1.6 представлено апарат для офтальмохірургії CENTURION Vision System.



Рис. 1.6. Апарат для офтальмохірургії CENTURION Vision System [4]

Система CENTURION Vision System – новий стандарт у хірургії катаракти, в якому поєднано кілька інтелектуальних технологій факоемульсифікації: Active Fluidics Technology з додатковою рукояткою Active Sentry – інноваційні технології, що дозволяють проводити хірургію катаракти на постійно контрольованому фізіологічному рівні внутрішньоочного тиску (індивідуальному для кожного пацієнта) та ніколи його не збільшувати. Далі наведено короткі технічні параметри даного апарату:

- Габарити – Ширина (45 см.), Висота (130 см.), Глибина (55 см.)
- Додаткові функції – зміна голок для факоемульсифікації, контроль внутрішньо очного тиску, система автоматизації імплантації інтраокулярної лінзи.

Balanced Energy Technology – система обладнана оновленим наконечником INTERPID Balanced Tip та програмним забезпеченням OZIL Intelligent Phaco, що забезпечує більш якісне проведення хірургічного втручання.[4]

CENTURION INTREPID AutoSert – система автоматизованої імплантації інтраокулярної лінзи, яка забезпечує підвищений контроль на етапі імплантації. І все це разом дає можливість проводити хірургію катаракти безпечно, швидко, максимально контрольовано та згідно новітніх технологій, які тільки є у світі.

Constellation Vision System від компанії ALCON (США) – успішна інноваційна система для якісного виконання вітреоретинальних операцій і ультразвукової факоемульсифікації катаракти, з використанням останніх досягнень технічного прогресу. Constellation Vision System використовує ряд технологічних нововведень та оснащена багатьма функціями: режим високошвидкісної вітректомії (видалення скловидного тіла при хірургії відшарування сітківки, епіретинальних мембран, ускладнень цукрового діабету, макулярного розриву, гемофтальму, помутніння скловидного тіла), спеціальна тривимірна технологія для роботи на передньому і задньому відрізу ока, система контролю внутрішньоочного тиску, біполярна коагуляція, режим введення в'язких рідин (для тампонади ока силіконом різної в'язкості), подвійне джерело ендосвітлення, безшовна вітреоретинальна хірургія, програмування всіх етапів операції.[4]

Всі ці технології дають можливість точно та безкомпромісно проводити хірургію сітківки та скловидного тіла.

Наступним представником сучасних апаратів для офтальмохірургії є апарат INFINITI Vision System. Даний апарат має ряд відмінностей, котрі роблять його більш універсальним та ефективним. До цих відмінностей входять різноманітні удосконалення систем, такі як:

- Полімерний накінецьник розпилує рідину, забезпечуючи безпеку операції.
- Даний апарат має три види дії на кришталик, що дозволяє підлаштувати його під кожного пацієнта.
- Також даний апарат має нові рівні вакууму та потоку.

- Апарат оснащений сенсорним керуванням.
- Новітня струменева техніка.

Основна перевага даного апарату в тому, що всі рідини знаходяться в закритій системі, що в свою чергу, зменшує можливість забруднення.

INFINITI – це перша система з трьома рівнями енергії впливу на кришталік: AquaLase, NeoSoniX та ультразвукова модуляція. Ці три опції дозволяють вибрати найбільш підходящий режим для різних станів кришталіка.[5]

Система AquaLase, використовуючи мікроімпульси, перетворює весь матеріал кришталіка на емульсію, за винятком найтвердіших шарів. Час впливу системи можна порівняти з часом при традиційних способах, але при цьому мінімізовано появу ускладнень, опіків або капсульних розривів. В свою чергу, накінецьник NeoSoniX поєднує звукову енергію коливання з ультразвуком, що дозволяє забезпечити повний хірургічний контроль. На думку хірургів ця особливість приладу – новий крок у точності та контролі проведення операції.

Також, для прикладу наведемо технічні характеристики даного апарату для офтальмохірургії.

- Режим роботи: факоемульсифікація та гідромоніторна факоемульсифікація, іригація/аспірація, передня вітректомія, біполярна коагуляція.
- Габарити – Ширина (40 см.), Висота (120 см.), Глибина (50 см.)
- Швидкість передньої вітректомії – до 2500 різів за хвилину.
- Інфузійний тиск – від 0 до 120 мм. рт. ст.
- Вакуум – від 0 до 650 мм. рт. ст.
- Хід ультразвукової голки – від 0 до 88.9 мкм.
- Педаль керування має властивість перепрограмування.

На рисунку 1.7 зображений апарат для офтальмохірургії INFINITI Vision System.



Рис. 1.7. Апарат для офтальмохірургії INFINITI Vision System [5]

Далі представимо на розгляд апарат для факоемульсифікації – Sovereign Compact Johnson&Johnson. Даний факоемульсифікатор має одну дуже значущу перевагу, і це його розмір, адже даний пристрій є доволі компактним, що дає можливість його транспортувати без особливих складностей. Параметри даного апарату подібні до попереднього, окрім габаритів. Даний апарат вважається доволі компактним на фоні аналогів. Щодо функціональності – то даний апарат нічим не поступається стаціонарним апаратам для факоемульсифікації. На рисунку 1.8 можемо бачити зовнішній вигляд даного апарату.



Рис. 1.8. Факоемульсифікатор Sovereign Compact Johnson&Johnson [6]

Щодо особливостей даного апарату, то вони наступні:

- Габарити – Ширина (30 см.), Висота (85 см.), Глибина (35 см.)
- Завдяки технології Sovereign відсутня втрата потужності при оклюзії. Система здатна реагувати на зміну тиску в аспіраційному каналі і витратити потужність саме тоді, коли це дійсно необхідно.
- Забезпечує стабільність передньої камери за будь-яких режимів роботи.
- Функція холодного накінецьника WHITESTAR ICE забезпечує повну прозорість рогівки. Цього вдалося досягти завдяки поєднанню ефективності лазера та ультразвуку, зниження нагріву та неоднорідності потоку тканинних фрагментів.
- Даний апарат має цифровий контроль потоку, рівня розрідження та потужності впливу.
- Технологія Power Matrix забезпечує можливість регулювання потужностей ультразвукового впливу у широкому діапазоні.

- Аспіраційний контур є закритою системою, оскільки аспіраційна рідина не взаємодіє з незмінними частинами пристрою – це дозволяє виключити ризик перехресного зараження.[6]

Останнім на розгляді буде апарат для факоемульсифікації – Nidek CV-30000 Fortas. Із зовнішнім виглядом апарату можна ознайомитись на рисунку 1.9.



Рис. 1.9. Факоемульсифікатор Nidek CV-30000 Fortas.[7]

Даний апарат для офтальмохірургії має найбільший функціонал серед всіх вищеписаних апаратів, так як даний апарат обладнаний великою кількістю додаткових функцій, котрі дуже полегшують роботу лікаря та відчутно збільшують безпечність операції по заміні кришталика ока.

Дана офтальмологічна система має можливість одночасного підключення двох видів касет із вбудованим безконтактним датчиком вакууму та потоку для проведення операцій на передньому та задньому відрізку ока з мікропроцесорним контролем усіх функцій та голосовим підтвердженням. Можливість миттєвого збереження поточних параметрів операції. Великий базовий комплект аксесуарів дозволяє використовувати всі функції системи.

Також можливе використання інструментів 20, 23, 25G та дооснащення ендолазером.

Основний блок апарату включає в себе наступні складові:

- Габарити – Ширина (45 см.), Висота (110 см.), Глибина (60 см.)
- Подвійний блок заміни рідини на газ з діапазоном повітряного тиску 10–100 мм.рт.ст.
- Окремий порт для системи введення в'язких рідин із робочим тиском до 300 кПа.
- Додаткова механічна стійка для іригаційної рідини, що дозволяє отримати негативний іригаційний тиск від 0 до - 40 см.
- Електронно-керована стійка з розширювачем для іригаційної рідини, котра забезпечує іригаційний тиск від 20 до +200 см.
- Подвійне інтраокулярне освітлення з ввідним фільтром – галоген > 5000000,00 Lx.
- Компресор.[7]

Також даний апарат для офтальмохірургії оснащений вдосконаленою системою ультразвуку, котра має наступні особливості:

- Випромінювач п'єзоелектричний, 4 кристальний, з охолоджувальною системою та автоматичним регулюванням частоти – до 40 кГц.

Даний випромінювач має декілька режимів роботи, та вбудовані системи контролю.[7]

Режими випромінювача:

- Неперервний
- Пульсуючий режим від 1 до 100 імпульсів на секунду.
- Динамічний режим (лінійне зростання частоти пульсації від 1 до 100 імпульсів на секунду).
- Система «APS+» забезпечує розширений автоматичний контроль рівнів ультразвуку та вакууму для роботи поблизу капсули кришталика.

- Система «VIS», котра має незалежно регульовані параметри, дана система прискорює та полегшує дроблення речовини кристалика за рахунок додаткових мікроімпульсних коливань та дозволяє нівелювати ефект відштовхування.[7]

Також даний апарат для факоемульсифікації відрізняється від інших вдосконаленою системою аспірації, котра має наступний функціонал:

- Подвійний високошвидкісний електронно-контрольований перистальтичний насос із магнітними клапанами та системою автозавантаження касет.
- Система «AFC», котра забезпечує розширений автоматичний контроль рівнів вакууму та потоку.[7]

Щодо інших особливостей, то слід відзначити програмовану багатофункціональну білінійну восьмикнопову ножну педаль із функцією «Pro-Pedal». Роздільне та незалежне програмування рівня та модуляції ультразвуку, величини вакууму, швидкості потоку, висоти контейнера з іригаційною рідиною для кожного з трьох положень педалі з можливістю об'єднання діапазонів та вільним програмуванням.

1.3 Сучасні УЗ електроакустичні перетворювачі для факоемульсифікації та їх особливості

Незалежно від апарату для факоемульсифікації – основним інструментом в даній процедурі є УЗ електроакустичний перетворювач, або ж накінецьник. Даний інструмент є надзвичайно важливим, так як він безпосередньо контактує із оброблюваним середовищем, а в нашому випадку таким середовищем є людське око. В сучасних УЗ інструментах найчастіше джерелом ультразвуку є п'єзоелектричний кристал, котрий коливається з частотою від 20 до 60 кГц.[8]

Також джерелом ультразвуку може бути явище магніострикції – це деформування тіл при зміні їх магнітного стану. Але в наш час магніострикційні УЗ інструменти не використовуються, так як вони дуже швидко нагріваються, та мають великі габарити та вагу.

Далі можемо ознайомитись із схемою УЗ інструменту, котру зображено на рисунку 1.10.

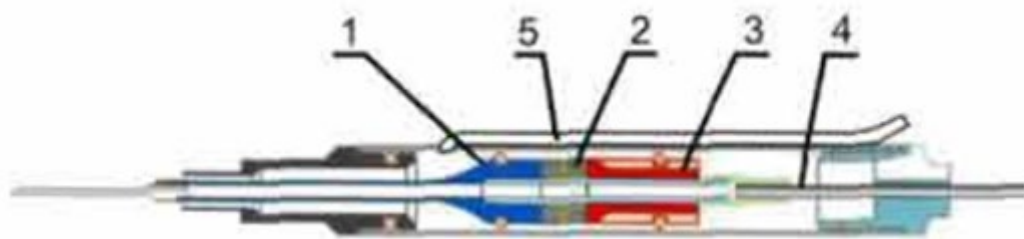


Рис. 1.10. Схема ультразвукового інструмента [8]

Розглянемо будову даного УЗ інструмента.

- 1) Концентратор – використовується для збільшення інтенсивності ультразвуку. Концентратор являє собою твердий стержень змінного перерізу, котрий приєднується до джерела ультразвуку широким кінцем.
- 2) П'єзоелемент – використовується, як джерело ультразвуку в УЗ інструменті.
- 3) Тильна накладка.
- 4) Аспіраційний канал – використовується для видалення емульсії.
- 5) Ірригаційний канал – використовується для подачі фізрозчину, за допомогою якого створюється емульсія.[8]

Для наглядності порівняємо декілька сучасних УЗ електроакустичних перетворювачів, котрі використовуються в офтальмохірургії наразі. Дані інструменти схожі між собою, так як принцип їх роботи однаковий, але в той же час мають деякі відмінності. На рисунку 1.11 зображений один із сучасних УЗ електроакустичних перетворювачів, він же УЗ інструмент.

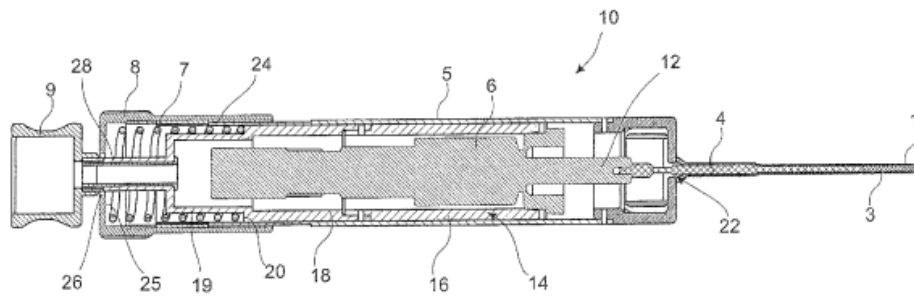


Рис. 1.11. – Схема УЗ електроакустичного перетворювача [9]

Особливістю даного УЗ електроакустичного перетворювача є те, що він має пружину у своїй конструкції, котра слугує демпфуючим елементом. Також даний інструмент має двокомпонентний корпус, котрий є вагомою перевагою при обслуговуванні даного УЗ електроакустичного перетворювача.

Наступний УЗ електроакустичний перетворювач має такий самий принцип роботи, але в нього є свої переваги, котрі описані далі. На рисунку 1.12 зображений УЗ інструмент зі шпателем.

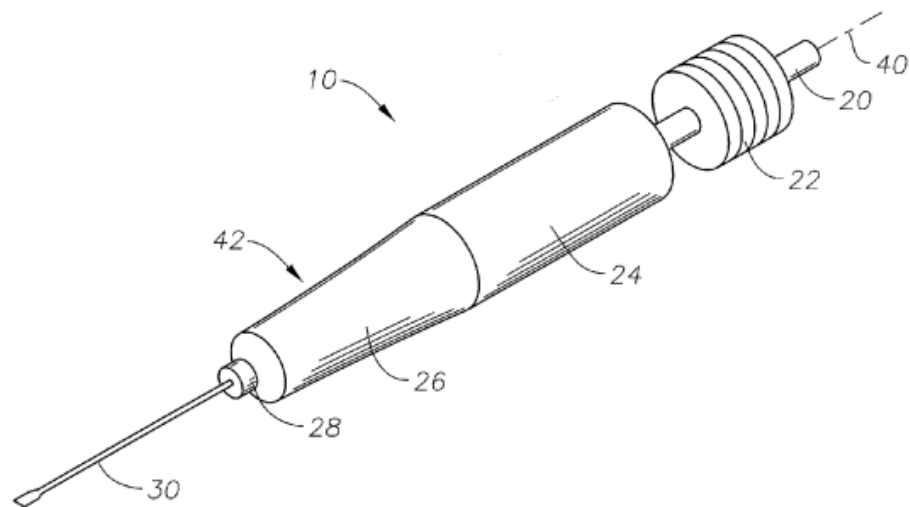


Рис. 1.12. УЗ електроакустичний перетворювач зі шпателем [10]

Перевагами даного інструменту є можливість заміни шпателя на накінецьник та навпаки, в залежності від потреби. Ще даний УЗ електроакустичний перетворювач має менші габарити у порівнянні з попереднім, що набагато полегшує роботу з ним. Також можемо бачити, що інструмент оснащений додатковим радіатором, під номером 22, через даний

радіатор проходять канали аспірації та ірригації, що забезпечує додаткове охолодження інструменту.

Електроакустичний перетворювач, котрий зображено на рисунку 1.13 – має іншу форму у порівнянні із попередніми УЗ електроакустичними перетворювачами.

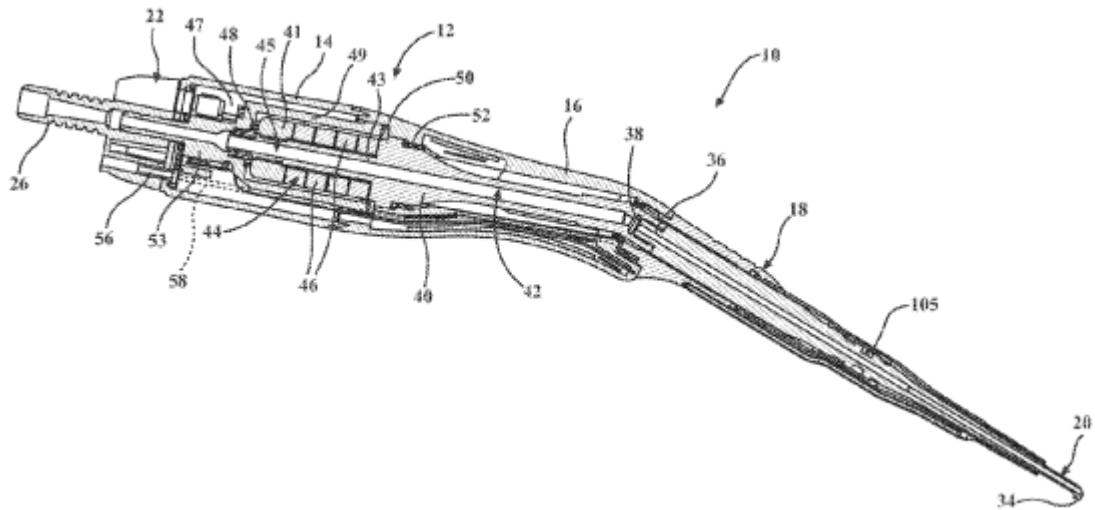


Рис. 1.13 УЗ електроакустичний перетворювач [11]

Але основна особливість даного інструменту криється у накінецьниках, котрі використовуються у даному УЗ електроакустичному перетворювачі. Даний інструмент має декілька видів голок, котрі можуть використовуватися при факоемульсифікації. Види даних голок представлено на наступних рисунках 1.14 та 1.15.

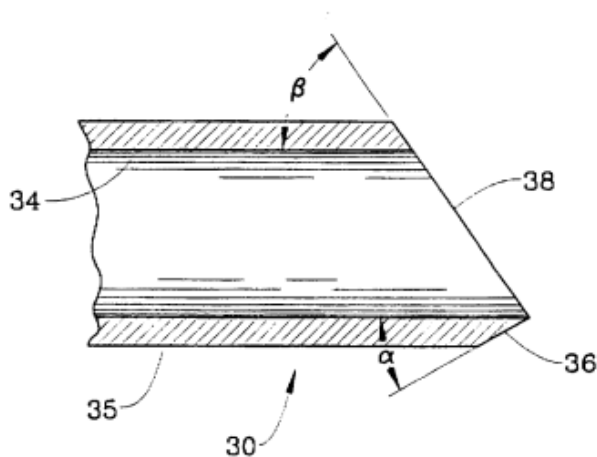


Рис. 1.14. Перший вид накінецьника, котра використовується [11]

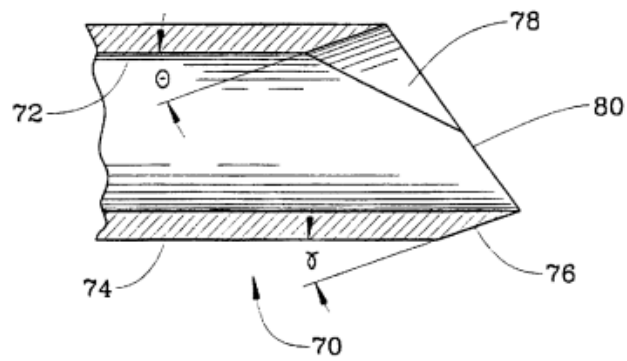


Рис. 1.15. Другий вид накієчника, що використовується [11]

Дані накієчники є вдосконаленими, так як при використанні таких голок – око пацієнта менше травмується. На наступному рисунку можна побачити схематичне зображення проникнення голки в оброблюване середовище, тобто в людське око.

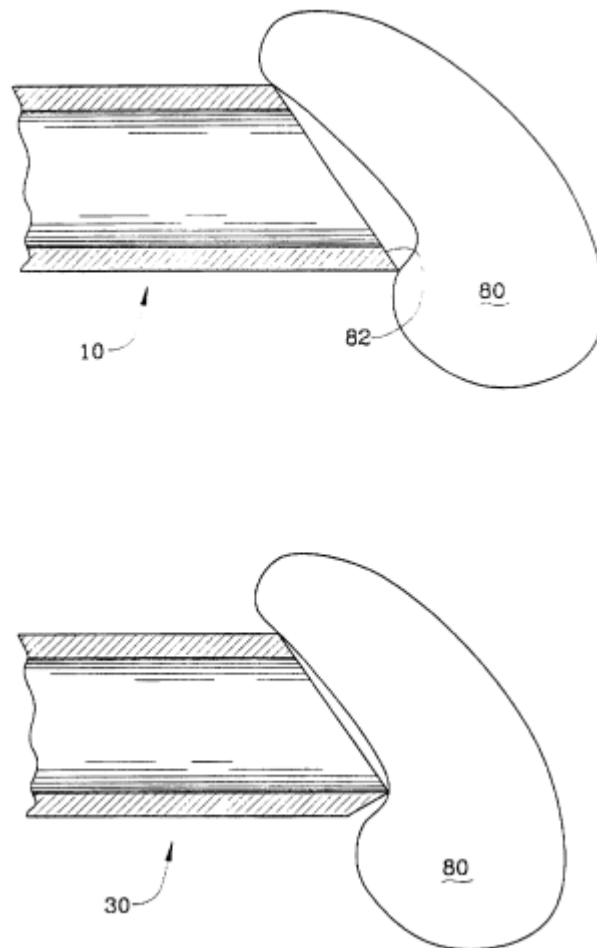


Рис. 1.16. Схема проникання голки в оброблюване середовище [11]

Опираючись на рисунок 1.16 – можемо бачити, що в першому випадку кут входження голки є малим, тому око травмуватиметься більше, так як голка не до кінця прорізатиме тканину ока, а надриватиме її.

У другому випадку кут входження є більшим, тому прорізання буде відбуватись краще, таким чином тканини ока менше страждатимуть при введенні наконечника в оброблюване середовище.

Щодо основної відмінності УЗ електроакустичного перетворювача, то вона полягає у його формі, посилаючись на рисунок 1.13, можемо сказати, що форма даного УЗ інструменту є більш ергономічною та зручнішою у роботі в порівнянні з іншими УЗ інструментами.

1.4 Конструкції УЗ електроакустичних перетворювачів

Опираючись на загальнодоступні патенти – можна розглянути конструкції різноманітних УЗ електроакустичних перетворювачів.

УЗ електроакустичний перетворювач зазвичай складається з циліндричного корпусу із закріпленим УЗ перетворювачем всередині одного торця та гнізда підключення електроніки, котре встановлене на протилежному кінці перетворювача. Як правило – дані частини розділені матеріалом, котрий запобігає утворенню реверберації всередині корпусу. Кристал УЗ електроакустичного перетворювача є крихким, тому не піддається впливу середовища. Також корпус УЗ електроакустичного перетворювача є герметичним, щоб запобігти потраплянню вологи та сторонніх забруднень. У внутрішній порожнині перетворювач стикається з наконечником і опорою, тому УЗ сигнал проходить через матеріал наконечника та передається в оброблюване середовище.

Далі на розгляд представлено декілька прикладів конструкцій УЗ електроакустичних перетворювачів, котрі базуються на загальнодоступних патентах. На рисунку 1.17 представлено УЗ електроакустичний перетворювач

з патенту US Patent № US8771301B2, 2016 року. Конструкційні особливості даного ультразвукового перетворювача – описані далі.

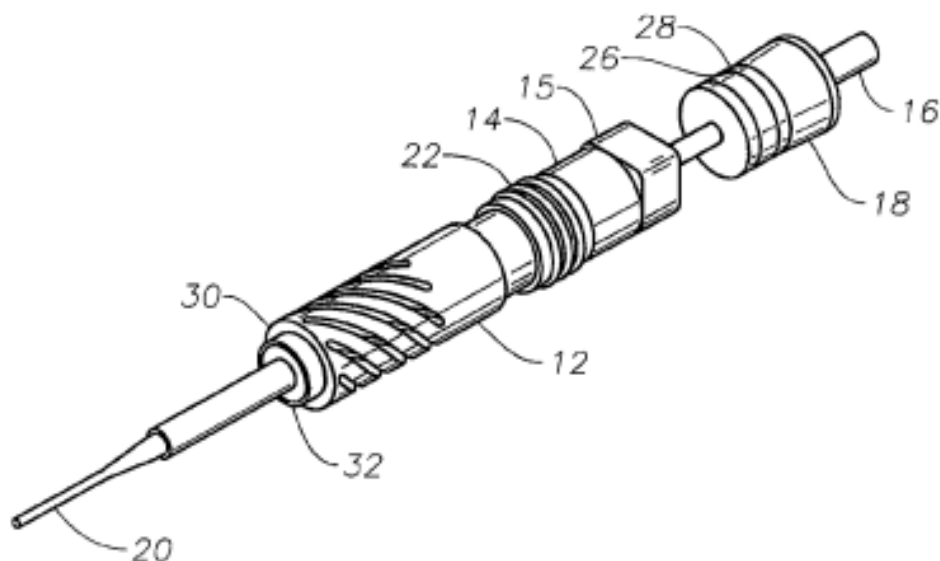


Рис. 1.17. УЗ електроакустичний перетворювач.[12]

Даний УЗ електроакустичний перетворювач конструктивно схожий з усіма іншими, так як принцип їх роботи аналогічний, але в даному перетворювачі є декілька особливостей, котрі внесені в конструкцію, а саме:

- Конструкція даного УЗ електроакустичного перетворювача розроблена з урахуванням нагріву даних перетворювачів. Як можемо бачити із рисунку корпус цього УЗ електроакустичного перетворювача оснащений додатковими вентиляційними отворами, котрі забезпечують додаткове охолодження інструменту.
- Даний перетворювач має 1 або 2 пари кільцевих перетворювачів, котрі утримуються натискною гайкою, під номером 15.
- Аспіраційний та іригаційний канали, під номером 16, проходять через усю довжину УЗ інструменту.
- Має порожнистий накінецьник, під номером 20, котрий дозволяє виконувати аспірацію через нього.
- Під номером 22 розміщено додаткові канавки для ущільнювальних прокладок.

- Ширина вентиляційних щілин повинна бути в діапазоні від 2% до 65% зовнішнього діаметру рупору. Розмір даних щілин, звісно ж, впливає на їх кількість, котру можливо реалізувати.
- Даний перетворювач має сумісний канал аспірації та іригації.[12]

Далі представлено УЗ електроакустичний перетворювач з патенту US Patent № US20060184073A1, 2018 року. Даний перетворювач має деякі відмінні конструктивні особливості, такі як: окремий канал іригації та перфорована передня накладка, котра забезпечує краще охолодження даного ультразвукового інструменту. На рисунку 1.18 наведено приклад даного УЗ електроакустичного перетворювача.

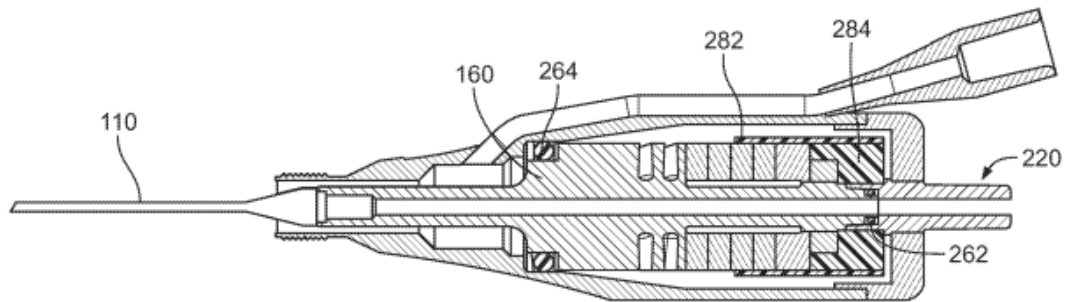


Рис. 1.18. УЗ електроакустичний перетворювач [13]

- Під номером 110 можна бачити накінецьник, котрий вводиться в оброблюване середовище, тобто в око, для дроблення кришталика.
- УЗ елемент, котрий створює коливання, знаходиться під номером 160. Даний елемент виконаний із матеріалу, котрий добре передає коливання та має низький імпеданс. Для даної складової УЗ електроакустичного перетворювача може бути використано сплав титану, наприклад.
- Під номером 282 встановлена п'єзокераміка, котра збуджує УЗ коливання та передає їх на УЗ елемент.
- Тильна накладка, котра позначена номером 284, забезпечує герметичність та відділяє п'єзокераміку від корпусу УЗ інструменту.
- Номери 262 та 264 показують гвинти кріплення.

- Також даний УЗ електроакустичний перетворювач має роздільні канали аспірації та іригації.[13]

Представимо для порівняння ще один із УЗ електроакустичних перетворювачів, патент US Patent №US6287274, 2021 року. Даний перетворювач має такий же принцип роботи, як і попередні, але й має власні конструктивні відмінності. На рисунку 1.19 зображена схема даного перетворювача.

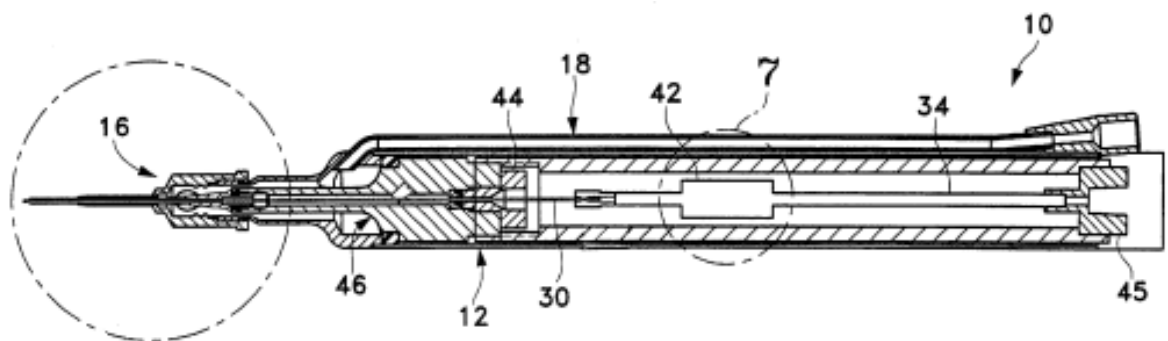


Рис. 1.19. УЗ електроакустичний перетворювач [14]

Даний УЗ електроакустичний перетворювач має наступні конструктивні особливості, котрі описані нижче:

- Під номером 44 знаходиться п'єзоелемент, котрий збуджує УЗ коливання.
- За номером 46 знаходиться УЗ елемент, котрий передає коливання на накінецьник.
- Номер 12 показує корпус даного УЗ електроакустичного перетворювача.
- Аспіраційний канал знаходиться під номером 42, даний канал проходить через всю довжину УЗ інструменту.
- Також даний УЗ електроакустичний перетворювач має роздільні канали аспірації та іригації, що притаманно більшості УЗ інструментів з цієї області застосування.[14]

Також, представимо ще один варіант УЗ електроакустичного перетворювача, з особливим варіантом системи охолодження. На рисунку представлено схематичне зображення даного УЗ електроакустичного перетворювача.

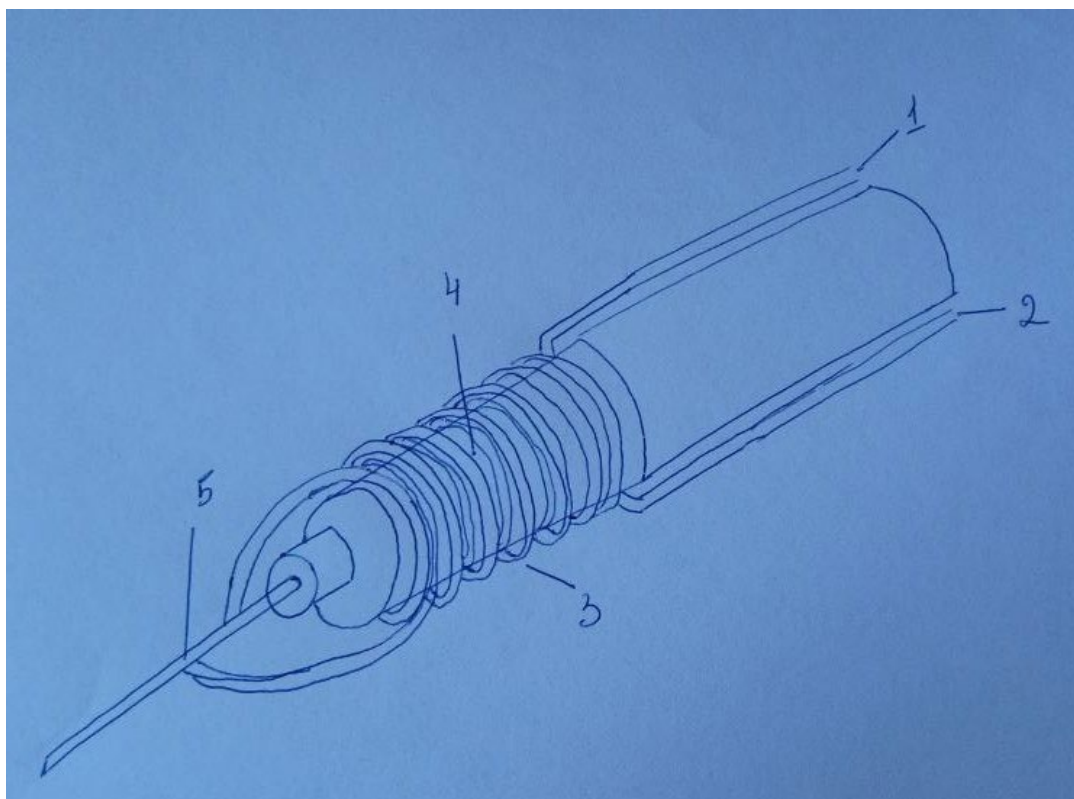


Рис. 1.20. Схематичне зображення УЗ електроакустичного перетворювача із спіральною системою охолодження.

Даний УЗ інструмент передбачає в собі охолодження за допомогою каналів аспірації та іригації.

Під номером 1 знаходиться канал іригації, котрий спірально проходить навколо ПЕП, котрий можна побачити під номером 4. Канал аспірації знаходиться під номером 2, та має аналогічну конструкцію з каналом іригації. Номер 3 показує всю систему охолодження, котра реалізована за допомогою спіралі. Під номером 5 знаходиться накінецьник, котрий поєднується з обома каналами.

Даний спосіб охолодження, на перший погляд є доволі ефективним та перспективним, але, на жаль – це не так. Для технічної реалізації даного рішення необхідно використовувати канали аспірації та іригації дуже малого

діаметру, що створює додаткові проблеми при експлуатації даного інструменту, а саме:

- Малий діаметр даних каналів, підвищує ризик забивання цих каналів емульсією та частинками кришталіка.
- Малий діаметр каналів не забезпечує достатньої теплопровідності для охолодження, тому даний спосіб охолодження не є ефективним.
- Малий відсоток доторкання поверхонь, що також негативно впливає на охолодження.
- Збільшення розміру УЗ інструменту, що не є допустимим, так як знижується зручність використання вищевказаного інструменту.

Тому даний спосіб є лише аналітичним, як приклад додаткового виду охолодження.

1.5 Причини нагрівання УЗ перетворювачів

Виділяють декілька причин нагрівання УЗ перетворювачів, основні з них наведені нижче:

- Тепловиділення, що відбувається з причини внутрішніх механічних втрат в п'єзокераміці (втрати на тертя).
- Діелектричне розсіювання в п'єзокераміці.
- Демпфування в п'єзокераміці.
- Нагрівання п'єзокераміки через протікання через неї змінного електричного струму.
- Перенесення тепла від пасивної накладки та робочого інструменту.
- Від нагрівання робочого середовища. [15]

Ще одним важливим пунктом даного списку, котрий впливає на теплові напруження і дослідження теплового поля – є робоча температура п'єзокераміки, котра не повинна перевищувати 70 – 85 градусів за Цельсієм. Якщо ж дана температура буде перевищувати задане обмеження, то це

приведе до руйнування п'єзокераміки, що виведе з ладу увесь ультразвуковий перетворювач. Температура залежить від п'єзокераміки та попереднього напруження п'єзокераміки.

Напруження стиску не можуть перевищувати певної межі, оскільки вони можуть призвести до механічної деполяризації, тобто до зміни полярності п'єзопакету, що в свою чергу також може призвести до поломки ультразвукового перетворювача. У іншому випадку механічні втрати кераміки різко зростуть, що призведе до нагрівання.[15]

Вже на початку 20 століття Ланжевен запропонував поєднувати та попередньо напружувати п'єзоелементи з металевими елементами, тобто додати армування. Така конструкція має деякі переваги перед склеюванням клеєм, а саме:

- Запобігає напруженню на розтягнення, які можуть призвести до утворення тріщин у крихкій кераміці;
- Відсутні ізолюючі склеювальні шари, які можуть збільшити ємність;
- Механічне попереднє напруження може посилити п'єзоелектричне зчеплення, і електроди можна легко підключити за допомогою додаткових вставлених листів електродів.[15]

Та найголовніше, що важливо для теплових полів - тепло, що утворюється в п'єзокераміці (через електричні та механічні втрати) легше передається металевим деталям.

Також потрібно пам'ятати про те, що вибір перетворювача відіграє важливу роль. З точки зору тепловиділення в не резонансному режимі (тобто враховуються тільки діелектричні втрати), то циліндричні перетворювачі менше нагріваються, ніж стержневі в яких п'єзокерамічний елемент є у формі куба чи циліндра. Циліндричні перетворювачі мають більшу контакту площу з оточуючим середовищем. Але в стержневих перетворювачах, завдяки попередньому напруженню стягуючим болтом, за умови відсутності

клеювального з'єднання, збільшується передача тепла від п'єзокераміки до металевих шарів конструкції.[15]

Нагрівання п'єзокераміки і перетворювача в цілому може або просто ускладнювати роботу пристрою, або зовсім його вивести з робочого стану. Наслідки нагрівання перетворювачів поділяють на три групи: обмеження, зміна параметрів та характеристик, незворотні наслідки.

До обмежень на пристрій в зв'язку з підвищенням температури віднесемо наступне:

- Обмеження по тривалості роботи та обмеження по режиму роботи. Наприклад, для усунення теплових ефектів в експерименті з випробовуванням нового перетворювача для промислової обробки (агломерація частинок або зневоднення харчових продуктів) використовували безперервне хвильове збудження. Змінювати режим роботи на преривчастий дуже популярно в медичній галузі використання ПЕП. Але такі обмеження часто важко реалізувати в робочих умовах збудження великої потужності.
- Обмеження по вихідній потужності і вихідному струму. В терапевтичних та хірургічних п'єзокерамічних перетворювачах було показано, що при подачі на пристрій 25 Ватт потужності, підвищення температури становить 120 градусів Цельсію на поверхні п'єзокераміки. А при подачі електричної потужності 100 Вт, температура на поверхні досягає більше 500 градусів Цельсію, а у середині п'єзокераміки більше 700 градусів Цельсію. Такі значення вже є критичними та вносять дискомфорт в користування приладами в медицині.
- Обмеження на амплітуду коливань і швидкість коливань.[16]

Відомо, що максимальна швидкість коливань буде при підвищенні максимальної точки нагріву тільки на 200 градусів Цельсію вище, ніж температура в кімнаті. При подальшому збільшенні подачі електричної енергії, вся додаткова енергія йде лише на нагрів.[16]

В хірургічних ріжучих приладах використовують імпульсний режим. Наприклад подають 50 кГц кожні 10 нс, для того щоб мати можливість відслідкувати плавання частоти. Для ультразвукових факоемульсифікаторів використовують режим модуляції сингалу та імпульсні режими, що запобігають нагріванню накінечника. Також існують рекомендації по вибору роботи на антирезонансній частоті для перетворювачів великої потужності, через те, що добротність на антирезонансному режимі вища, ніж на резонансі.[17]

Наступна група проблем, пов'язаних з підвищення температури - зміна параметрів пристрою і характеристик матеріалів, в наслідок збільшення температури. Таких як:

- Зміна робочої частоти і зміщення амплітудно-частотних характеристик вниз по частоті (це відбувається через зміну швидкості поширення звукових коливань в металі конструкції і зміну характеристик п'єзокераміки); Стрибкоподібні зміни зміщення частоти; додаткові коливання. Тут також відіграє роль зміна діелектричних та п'єзокерамічних характеристик п'єзокераміки при збільшенні температури. Нелінійні реакції у вигляді плавання резонансної частоти, пов'язані з підвищенням температури, певною мірою контролюють шляхом зміни сигналу збудження, наприклад, шляхом застосування сплеску замість безперервного збудження.[17]
- Зміна електричного опору (імпедансу) пристрою. Коливання амплітуди сигналів імпедансу були пов'язані з температурною залежністю ємності п'єзоелектричного датчика. Крім того, зсуви частоти резонансних піків, що виникли внаслідок коливань температури, не були постійними у всьому діапазоні частот, а зростали із збільшенням частоти.
- Порушення умови узгодження з електронним генератором (як наслідок зміни електричної ємності п'єзоелементів).[17]

Висновки до розділу I

Проведений аналітичний огляд систем факоемульсифікації та їх конструктивних особливостей, показав що системи факоемульсифікації постійно вдосконалюються, але основний недолік все ж залишається. Основним недоліком вважається нагрівання ПЕП при роботі системи, тому дана робота направлена на вдосконалення, саме ПЕП, щоб зменшити його нагрівання і таким чином забезпечити безперебійну роботу всієї системи.

Щодо процедури факоемульсифікації, то дана процедура є доволі перспективною, тому що потреба у лікуванні залишається завжди.

Наразі ультразвукові інструменти мають багато вдосконалень у порівнянні зі своїми попередниками. Розглянувши декілька варіантів конструкцій перетворювачів – можна сказати, що вони досить відрізняються один від одного, завдяки додатковим покращенням. Для прикладу, в багатьох ультразвукових інструментах використовують покращені системи охолодження, котрі дають змогу тривалішого використання. Принцип даних систем охолодження полягає у створенні ребристої передньої або ж тильної накладок, котрі виконують функцію радіатора.

РОЗДІЛ II. АНАЛІТИЧНИЙ РОЗРАХУНОК ТЕПЛОВОГО РЕЖИМУ ПЕП

2.1 Методи визначення теплових полів ПЕП

Для знаходження теплових полів ПЕП існує декілька методів, а саме:

- 1) Практичний – експериментальне вимірювання;
- 2) Теоретичний – аналітичний розрахунок математичної моделі;
- 3) Комп'ютерне моделювання.

Теоретично можна розрахувати теплове поле, використовуючи аналітичний розрахунок. Однак даний розрахунок абстрагується від особливості фізичного процесу та геометричної форми об'єкта. Цей метод зосереджений на параметрах моделі. Моделювання теплового процесу передбачає створення моделі, які з певним наближенням і певним масштабом здатні до моделювання теплових полів.[18]

Практичний метод полягає у використанні термічного неруйнівного контролю, при якому розподіл температури по поверхні об'єкта аналізується. Всі ці методи мають свої переваги та недоліки, тому для отримання максимально коректних даних необхідно комбінувати дані методи. Найбільш ефективнішим способом буде комбінування математичного та комп'ютерного моделювання.[18]

Комп'ютерне моделювання дозволяє розв'язувати задачі для конструкцій будь-якої форми, тоді як аналітичні розв'язки можна отримати лише для задач з досить простою геометрією. За допомогою програми SolidWorks можна створити фізичну модель об'єкту, пристрій або явище, задати необхідні характеристики, а також моделювати процеси, які виникають за певних умов. Даний спосіб має свої переваги:

- Комп'ютерне моделювання дає можливість враховувати структурні особливості та оцінити різні варіанти охолодження ПЕП, що не є можливим за допомогою аналітичного розрахунку.
- Моделювання дає можливість знизити вартість моделі та час її виготовлення за рахунок тестування на комп'ютері замість дорогих експлуатаційних випробувань
- За допомогою різноманітних концепцій та сценаріїв, можна удосконалювати свій продукт та економити час на обдумування нових дизайнів.[18]

Для вивчення теплових полів ПЕП необхідно застосувати диференціальне рівняння теплопровідності Фур'є. Вивчаючи процес теплопровідності в твердих тілах, Фур'є експериментально встановив, що кількість переданої теплоти пропорційно падінню температури, часу і площі перетину, перпендикулярного напрямку поширення теплоти.

Для того щоб знайти теплове поле ПЕП застосуємо диференціальне рівняння теплопровідності Фур'є в такому вигляді:

$$\lambda_T \nabla^2 T + q_v = C_T \rho \frac{dT}{dt} \quad (2.1)$$

де ∇^2 - оператор Лапласа, q_v - об'ємна потужність джерел тепловиділення, C_T - питома теплоємність тіла, ρ - густина тіла, t - час, λ_T - коефіцієнт теплопровідності тіла.

Розглянемо стаціонарний режим роботи ПЕП, при стаціонарному температурному полю, тоді рівняння має наступний вигляд:

$$\lambda_T \nabla^2 T + q_v = 0 \quad (2.2)$$

Поділимо рівняння (2) на коефіцієнт теплопровідності та отримаємо диференціальне рівняння теплопровідності в загальному вигляді:

$$\nabla^2 T + \frac{q_v}{\lambda_T} = 0 \quad (2.3)$$

де $\frac{q_v}{\lambda_T}$ - характеризує виділення тепла лише в середньому шарі.

Рівняння (3) характеризує теплове поле в окремому зразку матеріалу, різні зразки поєднуються між собою і характеризуються умовами однозначності. При вирішенні одно, дво або три-вимірних задач, рівняння теплопровідності можна застосовувати для плоских, циліндричних, сферичних стінок.

Для виділення необхідного процесу теплопровідності, котрий необхідно дослідити, потрібно даний процес записати через умови однозначності. В загальному випадку умови однозначності містять наступні пункти:

- Геометричні умови - форма і розміри тіла;
- Фізичні умови - фізичні властивості тіла і навколишнього середовища;
- Часові умови - визначають початковий тепловий стан системи і зміну граничних умов в часі (умова застосовується лише для нестационарного режиму теплопровідності);
- Граничні умови - визначають особливості взаємодії розглянутого тіла з навколишнім середовищем.

Для процесів теплопровідності граничні умови визначаються трьома способами.

- Граничні умови першого роду. Необхідно задати розподіл температур на границях тіла в кожен момент часу.
- Граничні умови другого роду. Необхідно задати показник теплового потоку на кордонах тіла в кожен момент часу і одну температуру.

- Граничні умови третього роду. Необхідно задати температуру навколишнього середовища та закон теплообміну між тілом і навколишнім середовищем (коефіцієнти теплообміну).[18]

Диференціальне рівняння енергії і умови однозначності є повною математичною моделлю конкретної задачі теплопровідності

Для теоретичного визначення теплового навантаження використовують два методи: метод еквівалентних схем та метод зв'язаних полів. Метод зв'язаних полів - це чисто математичний підхід, метод еквівалентних схем – це напів емпіричний метод. Для оцінки необхідних характеристик перетворювача використовують метод еквівалентних схем . Даний метод моделює систему з дискретними компонентами, тоді характеристики дійсні тільки для однієї резонансної частоти. Для того щоб ефективно сконструювати перетворювачі потрібно оцінити резонансну частоту та густину теплового потоку, а також вважати, що всі втрати в перетворювачі йдуть на нагрів, це можливе спрощення для знаходження сумарних втрат в перетворювачі.

Розглянувши статтю [18] в якій за допомогою формул отриманих методом еквівалентних схем порівнюють температуру розігріву п'єзокерамічного хірургічного перетворювача з вимірною експериментально. В даній статті температуру визначають таким чином:

$$\Delta T = \frac{P \cdot \Delta t}{c_p} \quad (2.4)$$

де c_p - теплоємність, P - потужність, що поглинається кожною частиною перетворювача, Δt - зміна часу. Потужність розраховується через напругу, вхідний електричний імпеданс перетворювача, та опори втрат. Виходячи з дослідження описаного в статті математичні розрахунки в порівнянні з експериментальними даними мають майже однакові результати.

Можна стверджувати, що результати які отримані за допомогою методу еквівалентних схем повністю задовольняють опис поведінки перетворювачів для оцінки втрати потужностей та подальшого розрахунку теплового поля перетворювача.

2.2 Постановка задачі, умови однозначності

Стандартний стержневий перетворювач працюючий на випромінювання (або його називають перетворювач типу Ланжевен) складається з коливальної системи в корпусі або без нього. Коливальна система складається з випромінюючої накладки, п'єзокерамічного активного елемента і тильної накладки. Механічний резонанс коливальні системи визначає робочу частоту випромінювання перетворювача. Електричне з'єднання п'єзоелемента проводиться проводами, а зовнішнє підключення перетворювача - електричним кабелем.[19]

На прикладі конструкції конкретного перетворювача розглянемо використання даної методики. Наступні параметри є досить характерними для стержневого типу перетворювачів, але не відносяться до конкретного виробу.

Умови однозначності для стержневого перетворювача:

- 1) Геометричні умови - форма і розміри тіла.

Спрощена конструкція складається з двох накладок: тильної, випромінюючої та активного елемента. Тильна накладка у формі циліндру, зовнішній діаметр 16 мм, внутрішній 5.4 мм, довжина 34.6 мм. Активний елемент – 4 кільця товщиною 6 мм, та зовнішнім діаметром 12 мм, внутрішній 3.4 мм. Випромінююча накладка у формі циліндру, зовнішній діаметр 14 мм, внутрішній 2 мм, висота 62 мм.

Наглядний приклад можемо бачити на рисунку 2.1.

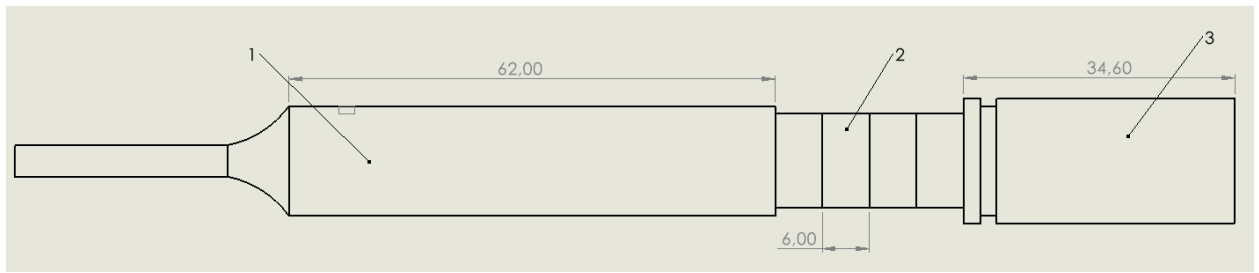


Рис. 2.1. Спрощена модель перетворювача

1 – Передня накладка.

2 – П'єзоелемент.

3 – Тильна накладка.

2) Фізичні умови - фізичні властивості тіла і навколишнього середовища.

Навколишнє середовище – повітря, температура 25°C . Матеріал тильної накладки – сталь AISI 1020, густина 7900 кг/м^3 , коефіцієнт теплопровідності $47\text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$, **модуль пружності $20\cdot 10^{10}\text{ Н/м}^2$** . Матеріал активного елемента – п'єзокераміка APC 840, густина 7600 кг/м^3 , коефіцієнт теплопровідності (в межах температури від 18°C до 100°C) $1.9\text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$, **модуль пружності на розтягування та стиснення по товщині $6.8\cdot 10^{10}\text{ Н/м}^2$** . Матеріал випромінюючої накладки – алюміній Alloy 1060, густина 2700 кг/м^3 , коефіцієнт теплопровідності $200\text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$, **модуль пружності $6.9\cdot 10^{10}\text{ Н/м}^2$** .

3) Часові умови - визначають початковий тепловий стан системи і зміну граничних умов в часі (задаються тільки при нестационарному режимі теплопровідності).

Аналізується усталений стаціонарний тепловий режим.

4) Граничні умови - визначають особливості взаємодії розглянутого тіла з навколишнім середовищем.

Коефіцієнт тепловіддачі металевої стінки в спокійне повітря становить

$$\alpha_1 = \alpha_3 = 5.6 \text{ Вт} / (\text{м}^2 \cdot \text{К})$$

Задаються три різновиди граничних умов:

- Рівність температури в точках контакту шарів (температура на межі контактів компонентів перетворювача і температура на поверхні накладок, контактуючі з зовнішнім середовищем).
- Рівність теплового потоку на границях накладок з оточуючим середовищем.
- Рівність теплового потоку на границях шарів.[19]

Тепловий потік поширюється з активного елемента , тобто умовно з середини перетворювача, в обидві накладки. Тепловий потік - векторна величина, і направлена в бік зменшення температури.

2.3 Розрахунок електроакустичних параметрів ПЕП

Для розрахунку ПЕП необхідно визначити параметри перетворювача. Тому далі буде розглянуто перетворювач – аналог, котрий буде використаний для подальшого створення та моделювання теплових процесів. В Додатку А наведено лістинг розрахункової частини електроакустичних параметрів.

Щоб забезпечити належну роботу факоемульсифікатора – перетворювач повинен відповідати наступним параметрам, а саме:

- Максимальна довжина перетворювача 180 – 200 мм.
- Максимальна потужність – від 10 до 100 Вт.
- Резонансна (робоча) частота – від 34 кГц до 40 кГц.
- Вхідна напруга – від 100 до 240 В. [20]

В конструкції перетворювача буде використано пакетний п'єзоелемент з однаковою товщиною, який буде складатися з чотирьох круглих пластин, які

мають центральний отвір. Щоб досягти потрібних робочих показників – радіальна складова швидкості повинна бути мінімальною. Тому діаметр перетворювача має бути меншим довжини хвилі. Зовнішній діаметр п'єзоелемента буде співпадати з діаметром випромінюючої накладки. Діаметр перетворювача не повинен перевищувати 20 мм, тому діаметр п'єзоелементів $d_{236} = 12$ мм. Діаметр випромінюючої накладки, також $d_1 = 14$ мм, а діаметр аспіраційного каналу $d_{2\text{ен}} = 2$ мм. Далі розрахуємо площу п'єзоелемента:

$$S_2 = \frac{\pi}{4}(d_{236}^2 - d_{2\text{ен}}^2) = 17,3 \cdot 10^{-3} [\text{м}^2]$$

Для виконання процесу необхідна резонансна частота, в нашому випадку оберемо 34 кГц, так як дана частота обрана з можливого діапазону роботи перетворювача. В такому випадку товщина п'єзоелемента буде становити 6 мм. Розрахуємо хвильову довжину п'єзоелемента:

$$\beta_2 = L \frac{2\pi f}{c_2} h_2 = 1,16$$

Де L - кількість п'єзоелементів; f - резонансна частота ; c_2 - швидкість звуку в п'єзокераміці APC-840; h_2 - товщина п'єзоелементу.

Випромінююча накладки повинна мати малий акустичний опір, щоб забезпечувати коректну роботу перетворювача на частоті у 34 кГц. Для даних потреб найкраще підходить алюмінієвий сплав Alloy 1060.

Для тильної накладки краще всього підійде матеріал з великим питомим акустичним опором. Даний матеріал повинен також бути мало вуглецевим. Тильну накладку краще виконати із сталі AISI-1020. Дана сталь є маловуглецевою, тому протистоїть тріщинам, так як має підвищену в'язкість.

$$\alpha_1 = \frac{(\rho c)_1}{(\rho c)_2} = 0,509; \alpha_3 = \frac{(\rho c)_3}{(\rho c)_2} = 1,71$$

Довжину накладок будемо розраховувати з умови резонансу для акустично симетричного перетворювача:

$$\beta_1 = \arctg \frac{1}{\alpha_1} \operatorname{ctg} \frac{\beta_2}{2} = 0,83$$

$$\beta_3 = \arctg \frac{1}{\alpha_3} \operatorname{ctg} \frac{\beta_2}{2} = 0,61$$

Тоді можна знайти довжину тильної та випромінюючої накладок:

$$l_1 = \frac{\beta_1 c_1}{\omega} = 34,6 \text{ мм.}$$

$$l_3 = \frac{\beta_3 c_3}{\omega} = 62 \text{ мм.}$$

З умови механічної міцності п'єзоелементу – можемо знайти максимальне значення амплітуди коливальної швидкості, не враховуючи армування п'єзоелементу. Це відбувається через те, що акустичні параметри матеріалів мають різні характеристики і через це аналітичні дані можуть значно відрізнятись від експериментальних.[21]

Тоді амплітуда коливальної швидкості розраховується за наступною формулою[22]:

$$\dot{\xi}_{Mp} = \frac{d_{33} S_2 U}{\zeta_{33}^E d_2} \cdot \frac{\tan \frac{\beta_2}{2} + \alpha_5 \tan \beta_3}{(R_n + r_{МП})(\alpha_3 \tan \beta_3 - \cot \beta_2) + r_{МП}(\alpha_1 \tan \beta_1 - \cot \beta_2)} \quad (2.5)$$

Амплітуду механічних напружень розраховують за формулою:

$$\sigma_{\max} = (\rho c)_2 \dot{\xi}_{Mp} \quad (2.6)$$

Виходячи з умов міцності $\frac{\sigma_{Родод}}{K_{зан}}$:

$$\dot{\xi}_{K_0} \leq \frac{\sigma_{P\partial\partial\partial}}{(\rho c)_2 K_{зан}} \quad (2.7)$$

Під час впливу циклічних напружень, $\sigma_{P\partial\partial\partial}$ має відповідати проміжку $(0,4 - 0,6) \cdot \sigma_P$, де σ_P - допустиме механічне напруження на розрив, ρ та c - густина та швидкість звуку у п'єзокераміці. Прийmemo $\sigma_{P\partial\partial\partial} = 0,5\sigma_P$ та $K_{зан} = 2,5$. Тоді для п'єзокераміки APC-840:

$$\dot{\xi}_{K_0} \leq \frac{0,5 \cdot 0,19 \cdot 10^8}{23,7 \cdot 10^6 \cdot 2,5} = 0,16 \left[\frac{M}{c} \right]$$

Далі можемо розрахувати амплітуду механічних напружень:

$$\sigma_{\max} = (\rho c)_2 \dot{\xi}_{K_0} = 38 \cdot 10^5 [Па]$$

Механічна добротність Q_M перетворювача з армуванням залежить від амплітуди механічних напружень σ_{\max} . На рисунку 2.21 показано залежність Q_M від σ_{\max} , котра описується в літературі.[23]

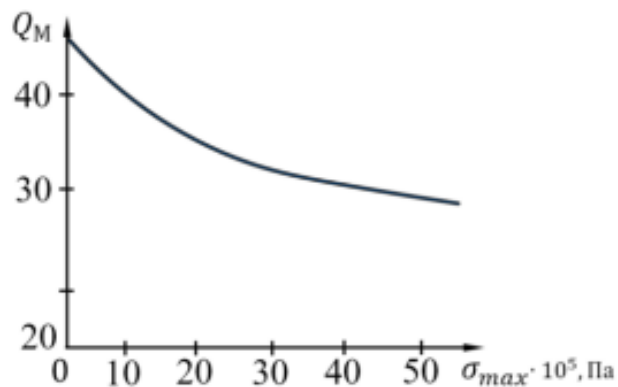


Рис. 2.2 – Залежність механічної добротності від механічних напружень.[23]

Далі необхідно розрахувати опір механічних втрат, котрий можна розрахувати за формулою:

$$r_{M.BT}(\beta_1 = \pi) = \frac{2\pi(\rho c)_2 S_2}{Q_M} = 13,8 \cdot 10^4 \left[\frac{\text{кГ}}{\text{см}} \right]$$

Механічні втрати в п'єзокераміці при коливаннях на частотах 10-90 кГц мають гістерезинову залежність. Потужність гістерезинових втрат, що виникає в одиниці об'єму тіла, що деформується, пропорційна квадрату деформації. Півхвильового стержні густина втрат по його довжині буде розподілена пропорційно квадрату косинусу с максимумом в вузловому перерізу. Тоді опір механічних втрат в п'єзоелементі хвильової довжини можна записати як [24]:

$$\frac{r_{МП}(\beta_1)}{r_{МП}(\beta_1 = \pi)} = \frac{\int_{-\frac{\beta_1}{\pi}}^{\frac{\beta_1}{\pi}} \cos^2 x dx}{\int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \cos^2 x dx} = \frac{\beta_1}{\pi} \left(1 + \frac{\sin \beta_1}{\beta_1} \right) \quad (2.8)$$

Вид функції (2.8) зображено на рисунку 2.22

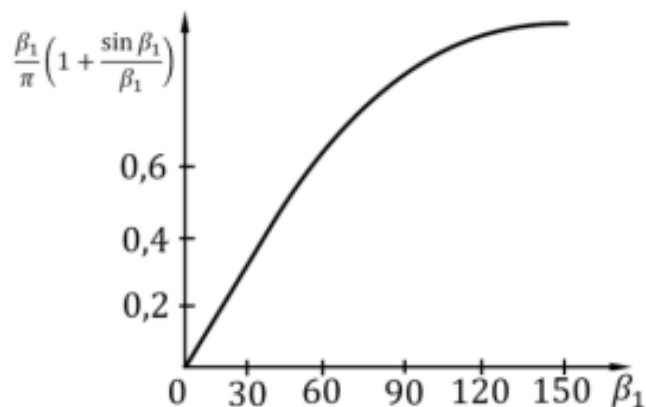


Рис. 2.3 – Залежність механічних втрат від хвильової довжини. [24]

Далі можемо розрахувати опір втрат для п'єзоелемента:

$$\frac{r_{M.em}(\beta_1)}{r_{M.em}(\beta_1 = \pi)} = \frac{\beta_1}{\pi} \left(1 + \frac{\sin \beta_1}{\beta_1} \right) = 0,92$$

Тоді : $r_{м.ем} = 12,7 \cdot 10^2 \left[\frac{K\Omega}{c} \right]$.

Виходячи з даних параметрів – можемо розрахувати напругу:

$$U = \xi_{K_0} \frac{Y_2^E h_2 2r_{м.ем}}{d_{33} S_2} = 40 [B]$$

Електрична ємність п'єзоелемента дорівнює:

$$C_0 = \frac{4\varepsilon_0 Y_2^E S_2}{h_2} = 9,1 \cdot 10^{-8} [\Phi]$$

Індуктивність можемо визначити за наступною формулою:

$$L = \frac{1}{\omega^2 C_0} = 0,0069 [Гн]$$

Далі необхідно розрахувати вхідний опір перетворювача на частоті механічного резонансу, це можна зробити за допомогою наступної формули:

$$R_{вх} = \frac{1,33 \cdot 2r_{м.ем}}{K_U^2} = \frac{1,33 \cdot 2r_{м.ем} (Y_2^E)^2 h_2^2}{d_{33}^2 S_2^2} = 293 [Ом]$$

Тепер у нас є усі необхідні дані для розрахунку потужності, котру споживає даний перетворювач. Розрахуємо споживану потужність за наступною формулою:

$$P_e = \frac{U^2}{2R_{вх}} = 82 [Вт]$$

Опираючись на всі вищеописані параметри – наш перетворювач повністю задовольняє вимоги, котрі висуваються до ПЕП в даній галузі застосування.

2.4 Знаходження теплового поля ПЕП для офтальмохірургії

Як уже відомо, існує декілька методів знаходження теплового поля ПЕП. Дані методи актуальні також для розрахунку теплового поля ПЕП, котрі використовуються для офтальмохірургії.

В даному пункті буде розглянуто і порівняно два методи, а саме:

- Теоретичний – аналітичний розрахунок математичної моделі.
- Комп'ютерне моделювання.

Теоретичний метод є доволі складним у реалізації, так як в ньому враховується багато чинників, котрі впливають на результат, отриманий в кінці. Теоретичний метод полягає в тому, щоб спочатку спростити перетворювач до найважливіших для теплового поля компонентів і після цього застосувати спрощення цих компонентів до нескінченних по висоті шарів. Для кожного з шарів розв'язати рівняння теплопровідності. А для знаходження невідомих констант, що залишились після інтегрування, необхідно використати граничні умови.[25]

Стержневий перетворювач (типу Ланжевен) спрощується до трьох шарів, результат показано на рисунку 2.23.

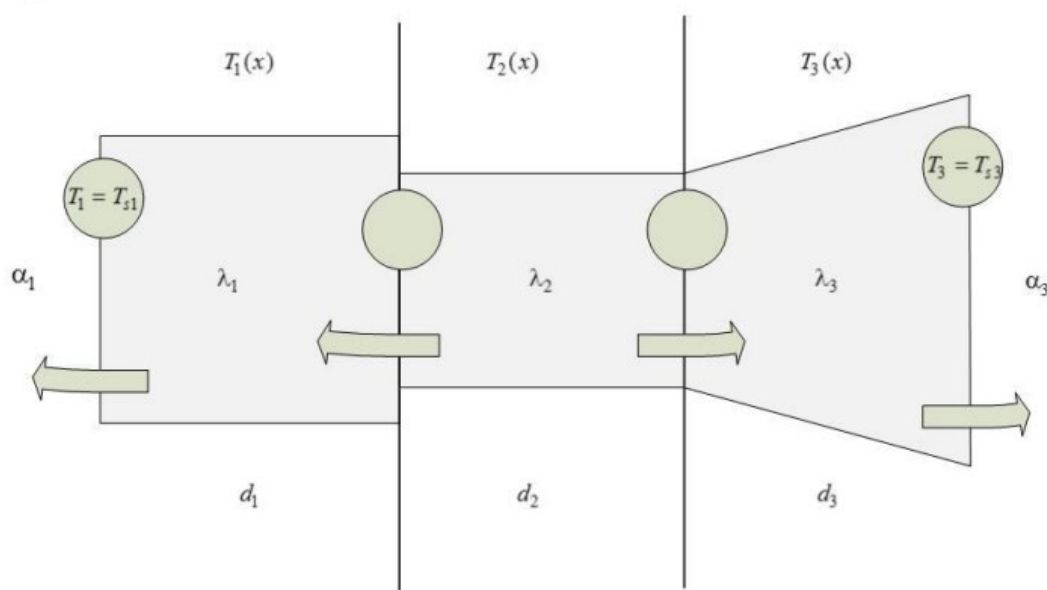


Рис. 2.4 – Спрощене зображення перетворювача типу Ланжевена.[26]

На рисунку кружками показані граничні умови рівності температур, а стрілки показують – граничні умови рівності теплових потоків.

Щоб визначити теплове поле ПЕП для офтальмохірургії – використовують теорему Ньютона – Лейбніца для границь шарів та рівняння теплопровідності для кожного шару. Далі наведено розв’язок даних рівнянь у загальному вигляді.[26]

- Для пасивного шару 1 – тильна накладка.

$$0 < x \leq d_1$$

$$\frac{d^2 T_1(x)}{dx^2} = 0,$$

$$T_1(x) = xC_1 + C_2;$$

- Для тепловиділяючого шару 2 – активний елемент.

$$d_1 < x \leq d_1 + d_2$$

$$\frac{d^2 T_2(x)}{dx^2} + \frac{q_v}{\lambda_2} = 0$$

$$\frac{d^2 T_2(x)}{dx^2} = -\frac{q_v}{\lambda_2}$$

$$\int_{d_1}^x \frac{d^2 T_2(x)}{dx^2} dx = -\frac{q_v}{\lambda_2} \int_{d_1}^x dx$$

$$\frac{dT_2(x)}{dx} = -\frac{q_v}{\lambda_2} \cdot (x - d_1) + C_3$$

$$\int_{d_1}^x \frac{dT_2(x)}{dx} dx = \int_{d_1}^x \left(-\frac{q_v}{\lambda_2} \cdot (x - d_1) + C_3 \right) dx$$

$$T_2(x) = -\frac{q_v}{2\lambda_2} \cdot (x - d_1)^2 + C_3 \cdot (x - d_1) + C_4;$$

- Для пасивного шару 3 – випромінююча накладка.

$$d_1 + d_2 < x \leq d_1 + d_2 + d_3$$

$$\frac{d^2 T_3(x)}{dx^2} = 0$$

$$T_3(x) = C_5(x - (d_1 + d_2)) + C_6;$$

Щоб знайти невідомі константи $C_1..C_6$, використовують граничні умови. Ці граничні умови представлені для заміни перетворювача на три шари. Шари замінюють найбільш важливі конструкційні елементи перетворювача, тому доводиться ігнорувати армуючий елемент і корпус, а також тепловий опір між шарами. Перетворювач вважається новим і контакт між шарами щільний.[26]

На основі результатів розв'язку диференційного рівняння теплопровідності для кожного шару – будують температурне поле.

Метод комп'ютерного моделювання є значно простішим у реалізації, порівняно з теоретичним. Для визначення теплового поля ПЕП за допомогою комп'ютерного моделювання, достатньо лише відповідного програмного забезпечення та параметрів матеріалів, з котрих складається перетворювач.

Необхідні вимоги для виконання завдання моделювання теплового поля перетворювачів:

- Призначення матеріалів.
- Задання характеристик матеріалів.
- Задання початкових умов.
- Задання температури.
- Призначення різних способів теплопередачі.
- Аналіз розподілу тепла.

Найкращим рішенням для моделювання теплового поля ПЕП є програма SolidWorks. Дане програмне забезпечення відповідає усім вищезазначеним

вимогам та дає змогу детально розглянути теплове поле ПЕП. Також програма дає можливість розрахунку та розподілу температури в перехідному та стаціонарному режимах, розрахунок термічного опору в ділянці контакту деталей, аналіз механічного напруження, через теплове розширення. Програма працює методом кінцевих елементів і безпосередньо моделює тільки теплопровідність, конвекція моделюється в якості граничної умови.

Висновки до розділу II

Провівши огляд сучасних апаратів для офтальмохірургії, можемо зробити висновок, що дані апарати мають однаковий загальний принцип роботи, але в той же час мають деякі функціональні відмінності.

Також було виконано розрахунок ПЕП для офтальмохірургії. Опираючись на вищенаведені розрахунки – можна зробити висновок, що даний перетворювач повністю відповідає вимогам, котрі висуваються до перетворювачів даного типу. Також можна стверджувати, що даний ПЕП може бути використаний при виконання процедури факоемульсифікації.

Описані методи знаходження теплового поля ПЕП, дозволяють обрати найкращий метод для подальшого конструювання перетворювача. За допомогою даних методів можна дослідити одну із найактуальніших проблем ПЕП для офтальмохірургії, а саме: нагрівання тих самих перетворювачів.

РОЗДІЛ III. МОДЕЛЮВАННЯ ТЕПЛОВИХ РЕЖИМІВ ПЕП В СЕРЕДОВИЩІ SOLIDWORKS

3.1 Особливості моделювання теплових процесів в середовищі SolidWorks

Існує велика кількість програм для твердотілого та фізичного моделювання – Autodesk Inventor, SOLIDWORKS, CATIA, PTC Creo, Siemens NX, COMSOL Multiphysics, ANSYS та інші. З точки зору функціонального наповнення, простоти створення моделей та зручності роботи, була обрана система SOLIDWORKS. Засоби твердотілого параметричного моделювання SOLIDWORKS дозволяють зручно створювати тривимірні моделі деталей, складальні одиниці, генерувати кресленики, виконувати конструкторські розрахунки значно знижуючи терміни проектування і зменшуючи час виходу виробів на ринок. В SolidWorks можливе проведення як стаціонарних, так і нестаціонарних теплових розрахунків. Є можливість розрахунку лінійних і нелінійних характеристик матеріалів, теплопровідність всередині елемента так і між поверхнями, конвекція, випромінювання. Результати отриманих теплових полів можна передавати в інші аналізи для розрахунків. Програмне забезпечення SolidWorks має можливість відносно легкої побудови двовимірної та тривимірної моделі та імпорту даних в інші програми. Додатковий модуль «Simulation» дає можливість моделювати теплові поля, частоту механічного резонансу коливальної системи, параметрична оптимізація, випробування падінням, та інші лінійні та нелінійні аналізи та зручний різноманітний вивід інформації. В додатковому модулі «Flow Simulation», є можливість також текучі середовища. Остання програма оптимальна для вирішення поставленого завдання аналізу теплових полів перетворювача.[27]

Метод скінченних елементів поділяє модель на велику кількість малих частинок простих форм – елементи. Елементи мають спільні точки, вони

називаються вузлами. Всі програми, де застосовується метод скінченних елементів розглядають модель як мережу дискретних пов'язаних між собою елементів. Цей процес поділу моделі вкрай важливий, адже від якості побудованої сітки залежить точність подальших розрахунків. Побудову сітки можна контролювати автоматично застосувавши до всієї моделі, або вибірково (комбінована) – зменшуючи розмір елементів в найважливіших чи складних місцях. Програма визначає розмір елемента сітки, беручи до уваги об'єм фігури, площі поверхні та інші геометричні характеристики. Для об'ємних моделей створюються сітки з тривимірними тетраїдальними твердотільними елементами. Після побудови сітки, застосовуються параметри конкретного аналізу до її вузлів, а ці значення інтерполюються на весь елемент.[27]

Для аналізу теплового поля тільки твердого тіла застосовується додаток SolidWorks Simulation. Він дає можливість розрахунку та розподіл температури в перехідному та стаціонарному режимі, розрахунок термічного опору в ділянці контакту деталей, аналіз механічного напруження, через теплове розширення. Механізми переносу теплоти: провідність, конвекція, випромінювання. Програма працює методом кінцевих елементів й безпосередньо моделює тільки теплопровідність, конвекція моделюється в якості граничної умови. задається параметром Convection Вт/(м·К), а густина теплового потоку через Heat Power (Вт), тобто у випадку розрахунку роботи перетворювача потужність втрат. Відмінність теплової потужності (Heat Power) від теплового потоку (Heat Flux) в програмі, тепла потужність це фізична величина, що характеризує швидкість передачі і перетворення енергії, а тепловий потік – вектор, величина якого рівна кількості теплоти, що проходить через ізотермічну поверхню в одиницю часу. Термічний аналіз в програмі заснований на законі Фур'є про тепловий потік. При аналізі перехідного режиму, можливо використовувати джерела тепла як термостати [28].

3.2 Тривимірна модель факоемульсифікатора в середовищі SolidWorks

Змодельована конструкція факоемульсифікатора складається з: тильної та випромінюючої накладки, чотирьох п'єзоелементів, концентратора, аспіраційного каналу, голки, манжети, демпфуючих прокладок та ізоляційної втулки.

Розраховані розміри основних конструктивних елементів взяті з Розділу 2.

Матеріал тильної накладки – сталь AISI 1020, густина 7900 кг/м^3 , коефіцієнт теплопровідності $47 \text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$, теплоємність $420 \text{ Дж/кг}\cdot\text{К}$. Тильна накладка у формі циліндру, зовнішній діаметр 16 мм, внутрішній 5.4 мм, довжина 34.6 мм.

Матеріал активного елемента – п'єзокераміка APC 840, густина 7600 кг/м^3 , коефіцієнт теплопровідності (в межах температури від 18°C до 100°C) $1.9 \text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$, теплоємність $500 \text{ Дж/кг}\cdot\text{К}$. Активний елемент – 4 кільця товщиною 6 мм, та зовнішнім діаметром 12 мм, внутрішній 3.4 мм.

Матеріал випромінюючої накладки та концентратора – алюміній Alloy 1060, густина 2700 кг/м^3 , коефіцієнт теплопровідності $117.2 \text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$, теплоємність $900 \text{ Дж/кг}\cdot\text{К}$. Випромінююча накладка у формі циліндру, зовнішній діаметр 14 мм, внутрішній 2 мм, висота 62 мм. Зовнішній діаметр концентратора 4 мм, внутрішній 2 мм, висота 35 мм.

Матеріал аспіраційного каналу, голки, манжети та корпус – титан VT3-1, густина 4600 кг/м^3 , коефіцієнт теплопровідності $22 \text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$, теплоємність $460 \text{ Дж/кг}\cdot\text{К}$. Довжина голки 26 мм. Зовнішній діаметр корпусу 20 мм, довжина 160 мм.

Матеріал ізоляційної втулки – нейлон 101, густина 1150 кг/м³, коефіцієнт теплопровідності 0.53 Вт/(м·К), теплоємність 1500 Дж/кг·К.

Матеріал демпфуючих прокладок – гума С-572, густина 1000 кг/м³, коефіцієнт теплопровідності 0.1 Вт/(м·К), теплоємність 1600 Дж/кг·К.

Навколишнє середовище – повітря, температура 25°С. Початкова температуру всіх конструктивних елементів 25°С.

Для коефіцієнтів тепловіддачі поверхонь ПЕП, що контактують з повітрям взяті усереднені значення метал/газ – $5.6 \frac{\text{Вт}}{(\text{м}^2 \cdot \text{К})}$, рис. 3.8 а), та значення метал/вода – $250 \frac{\text{Вт}}{(\text{м}^2 \cdot \text{К})}$ для поверхонь, що контактують з рідиною. Об'ємна теплова потужність п'єзопакету – 4 Вт.

На рис. 3.1 зображено тривимірну модель з корпусом та без на рис. 3.2. На рис. 3.3 зображено кресленик виду збоку з загальними розмірами. В Додатку Б наведено кресленик факоемульсифікатора без корпусу.

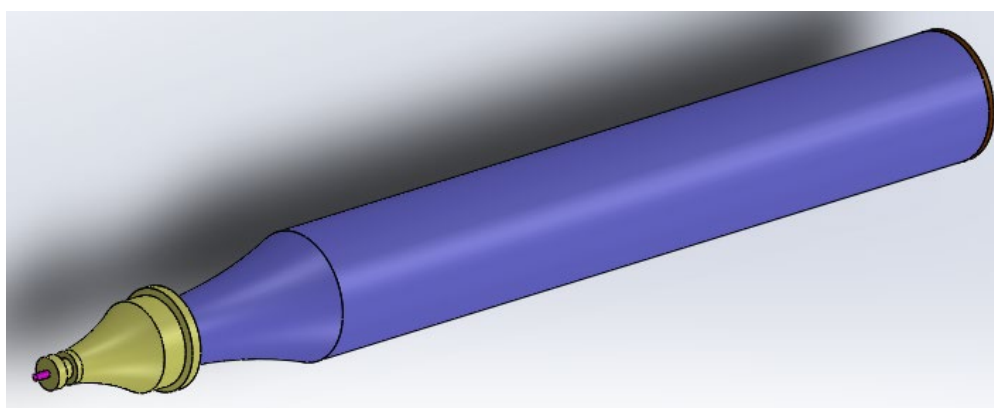


Рис. 3.1. Тривимірна модель з корпусом

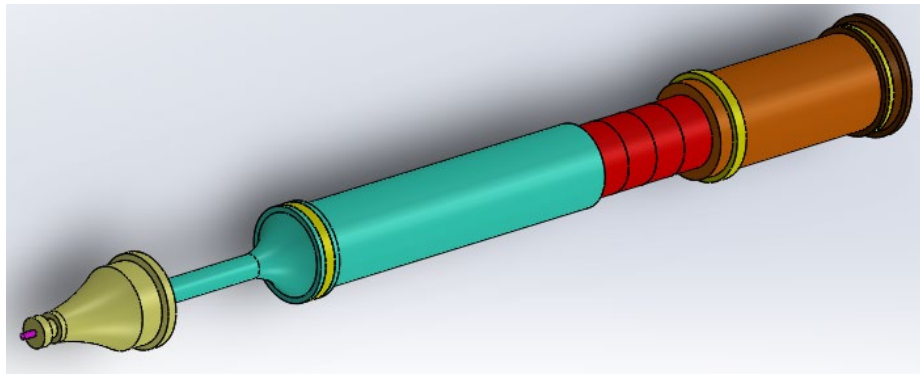


Рис. 3.2. Тривимірна модель без корпусу

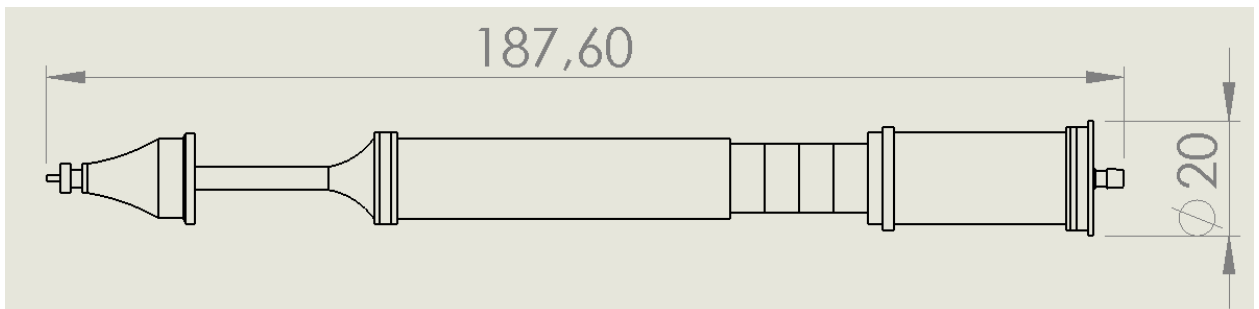


Рис. 3.3. Габаритні розміри перетворювача

3.3 Результати моделювання теплового поля ПЕП для офтальмохірургії

Проведемо дослідження теплового режиму роботи ПЕП для офтальмохірургії при типових ситуація коли: тепловідведення проводиться зовнішньою частиною корпусу; внутрішній канал заповнений рідиною (теповідведення внутрішньої поверхні у воду); передня частина концентратора омивається водою.

1. Дослідження теплового режиму перетворювача з тепловідведенням всіх зовнішніх частин корпусу в повітря. На рис. 3.4 показано розподіл теплових полів у корпусі через годину безперервної роботи ПЕП. На рис. 3.5, показано графік процесу розігріву основних конструктивних елементів ПЕП: випромінюючої накладки, п'єзопакету, тильної накладки та голки. Як бачимо, п'єзокераміка досягає $114.3\text{ }^{\circ}\text{C}$, що виходить за межі

допустимої робочої температури 85°C . Найменше нагрівається голка 42.2°C . З графіку можна зробити висновок, що перетворювач нагрівається достатньо довго, адже за годину він не дійшов до усталеного режиму.

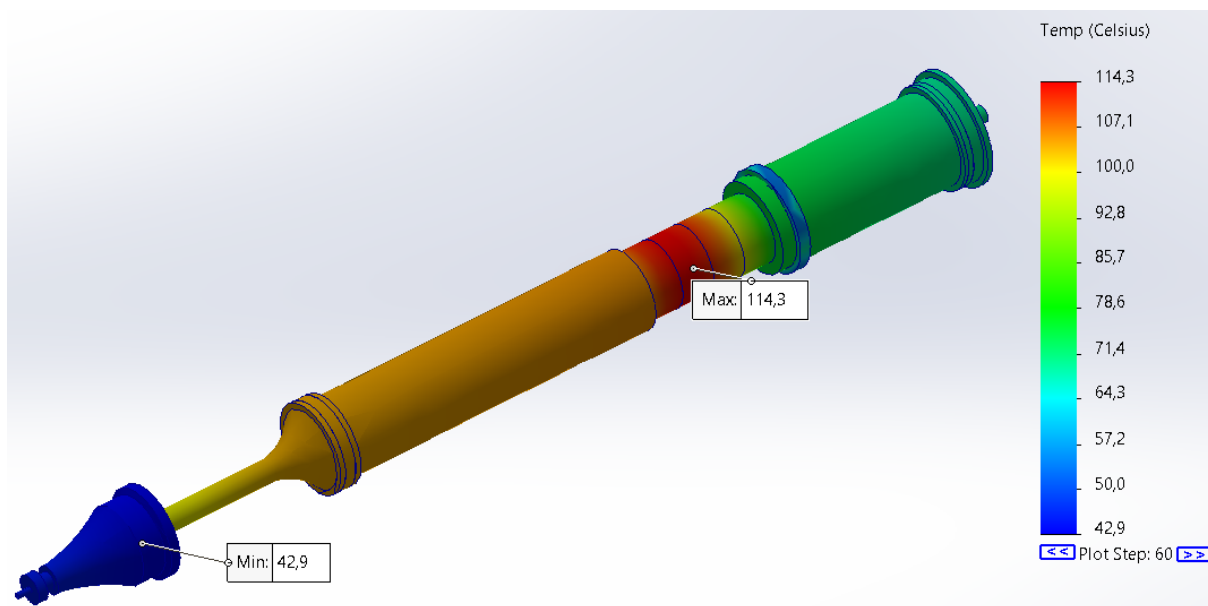


Рис. 3.4. Теплові поля ПЕП в повітрі

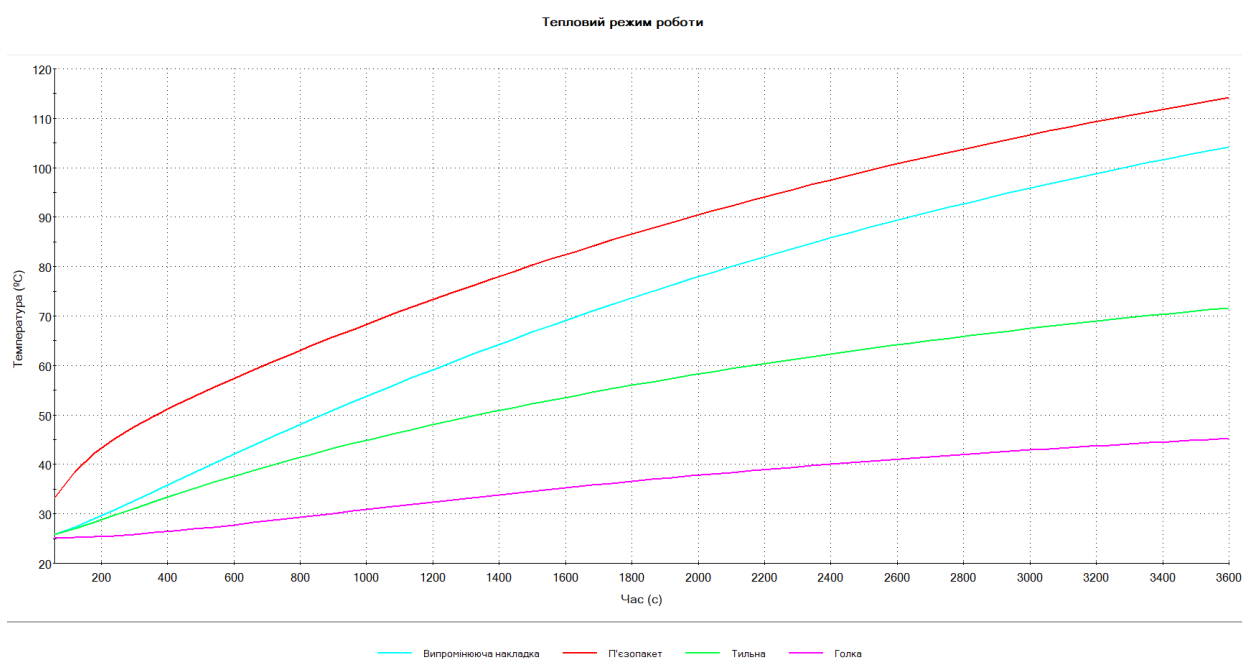


Рис. 3.5. Температури розігріву конструктивних елементів ПЕП в повітрі

2. Дослідження теплового режиму, коли внутрішній канал заповнений рідиною (тепловідведення внутрішньої поверхні у воду). На рис. 3.7 показано розподіл теплових полів у корпусі через 20 хвилин безперервної роботи ПЕП. На рис. 3.6, показано графік процесу розігріву основних

конструктивних елементів ПЕП: випромінюючої накладки, п'єзопакету, тильної накладки та голки. Як бачимо, п'єзокераміка досягає $73.4\text{ }^{\circ}\text{C}$, що входить в межі допустимої робочої температури $85\text{ }^{\circ}\text{C}$. Температура голки починає падати через високу тепловіддачу в воду, що циркулює в аспіраційному каналі $22.4\text{ }^{\circ}\text{C}$. Через 20 хвилин тепловий режим роботи ПЕП можна вважати сталим.

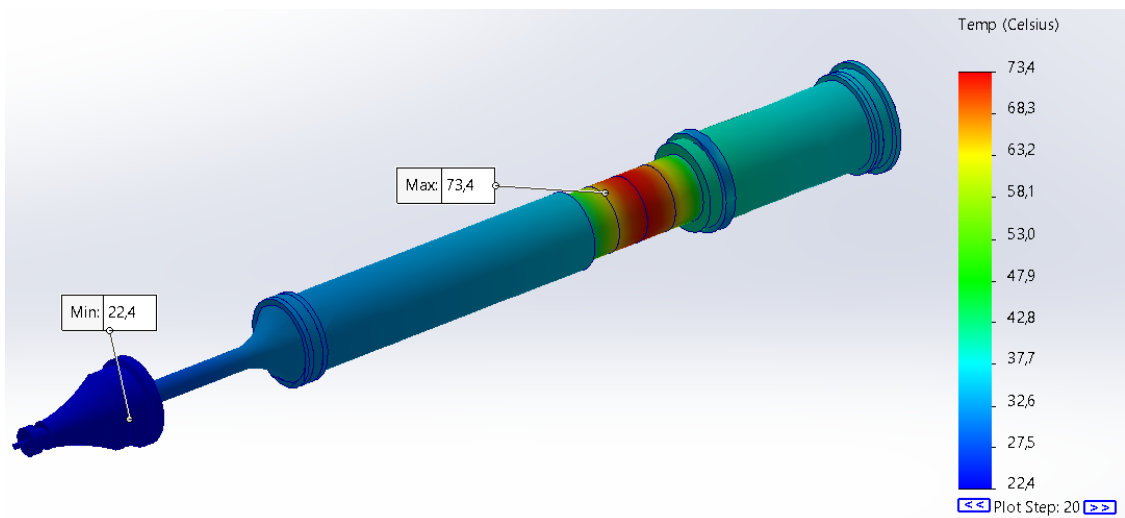


Рис. 3.6. Теплові поля ПЕП, у внутрішньому каналі циркулює водне середовище

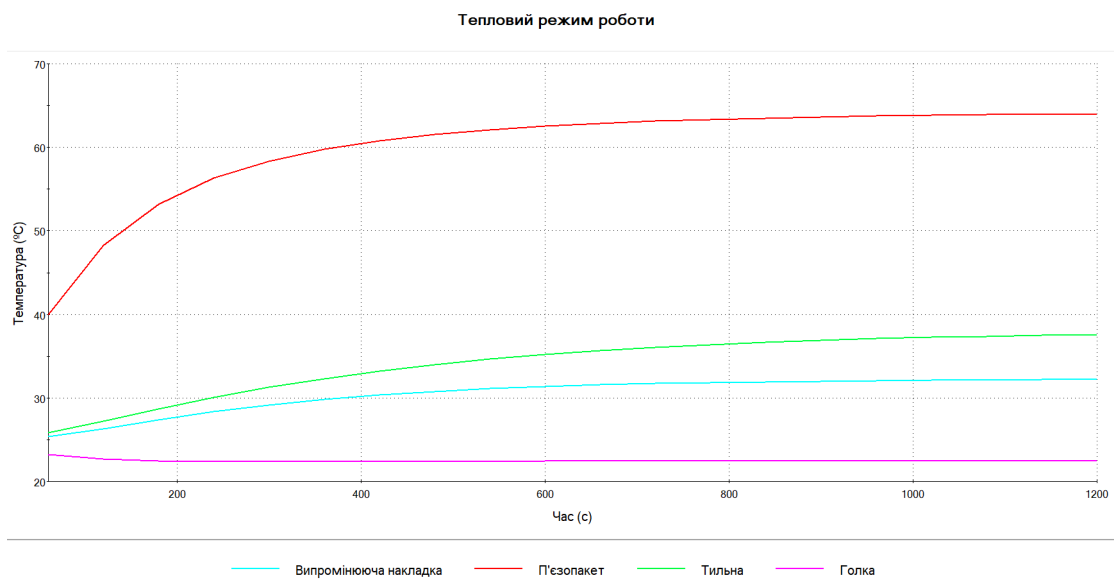


Рис. 3.7. Температури розігріву конструктивних елементів ПЕП в повітрі, у внутрішньому каналі циркулює водне середовище

3. Окрім циркуляції рідини в аспіраційному каналі, зовнішня частина концентратора омивається водою. Як бачимо тепловий режим не сильно змінився. Оскільки температура п'єзокераміки зменшилася лише на 1°C до 72.6°C , див рис. 3.9-3.10.

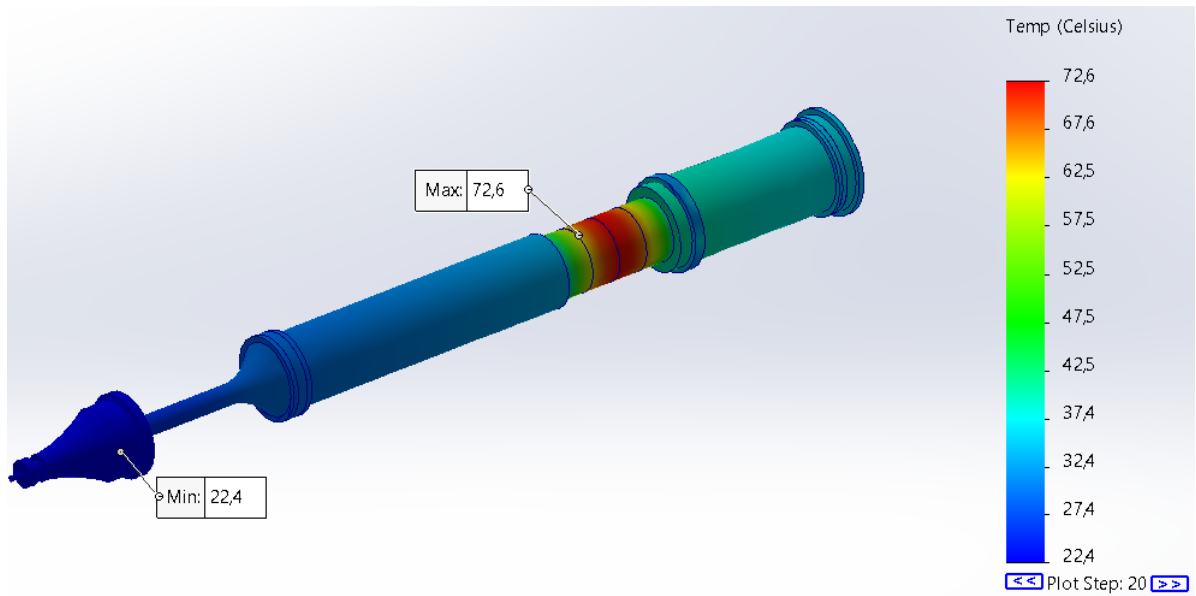


Рис. 3.8. Теплові поля ПЕП, зовнішня поверхня концентратора омивається водою

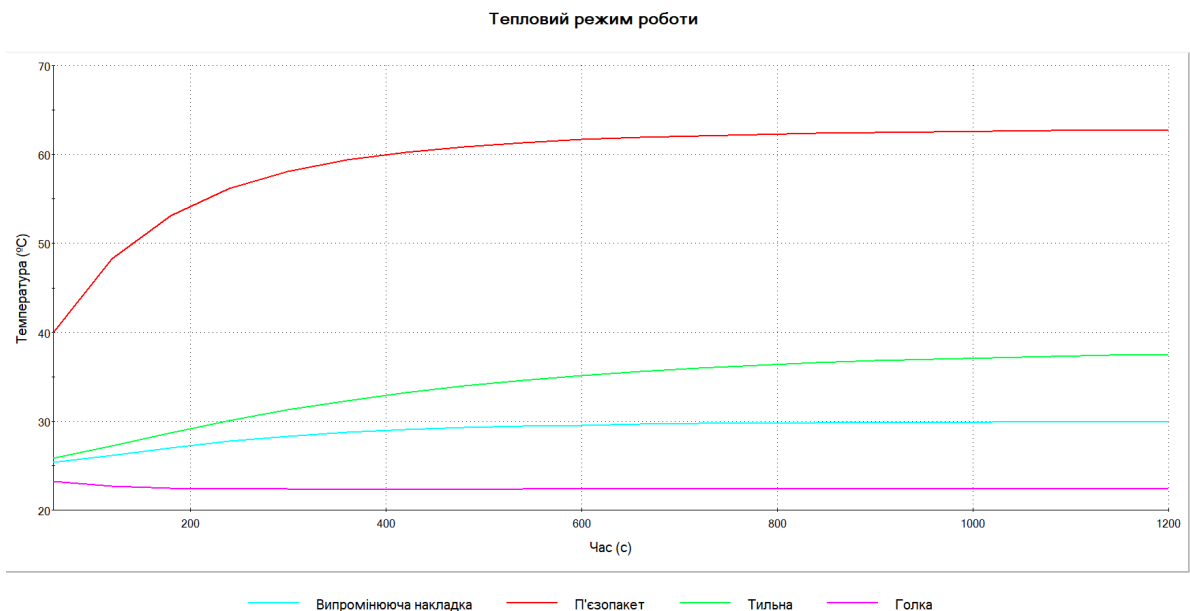


Рис. 3.9. Температури розігріву конструктивних елементів ПЕП, зовнішня поверхня концентратора омивається водою

Опираючись на отримані результати можемо бачити, що методи охолодження, котрі були використані – не є ефективними, так як температура нагріву залишається близькою до критичної. Також, при реалізації даних методів охолодження потрібні додаткові витрати та розрахунки, так як даний ультразвуковий перетворювач повинен бути герметичним для використання рідинних методів охолодження. Це все значно ускладнює реалізацію та моделювання, що не є добре. Додатковою проблемою, також є те, що вода з часом теж нагрівається і через це значно зменшується ефективність охолодження, що в кінцевому результаті призведе до виходу із ладу ультразвукового перетворювача.

3.4 Ефективність конструкційного заходу щодо зменшення температури нагріву ПЕП

Проведемо дослідження ефективності конструктивного заходу в якості теплорозсіюючого циліндричного елемента охолодження з ребрами запропонованої для ПЕП в [28]. Елемент охолодження виконує функцію радіатора та завдяки високій теплопровідності відводить тепло з п'єзокераміки.

Коефіцієнт теплопровідності міді (в межах температури від 18°C до 100°C) $390 \text{ Вт}/(\text{м}\cdot\text{К})$, теплоємність $390 \text{ Дж}/\text{кг}\cdot\text{К}$, внутрішній діаметр 12 мм та товщиною 1 мм.

На рис. 3.10 представлено тривимірну модель з доданим елементом охолодження, що кріпиться на зовнішню поверхню п'єзопакету.

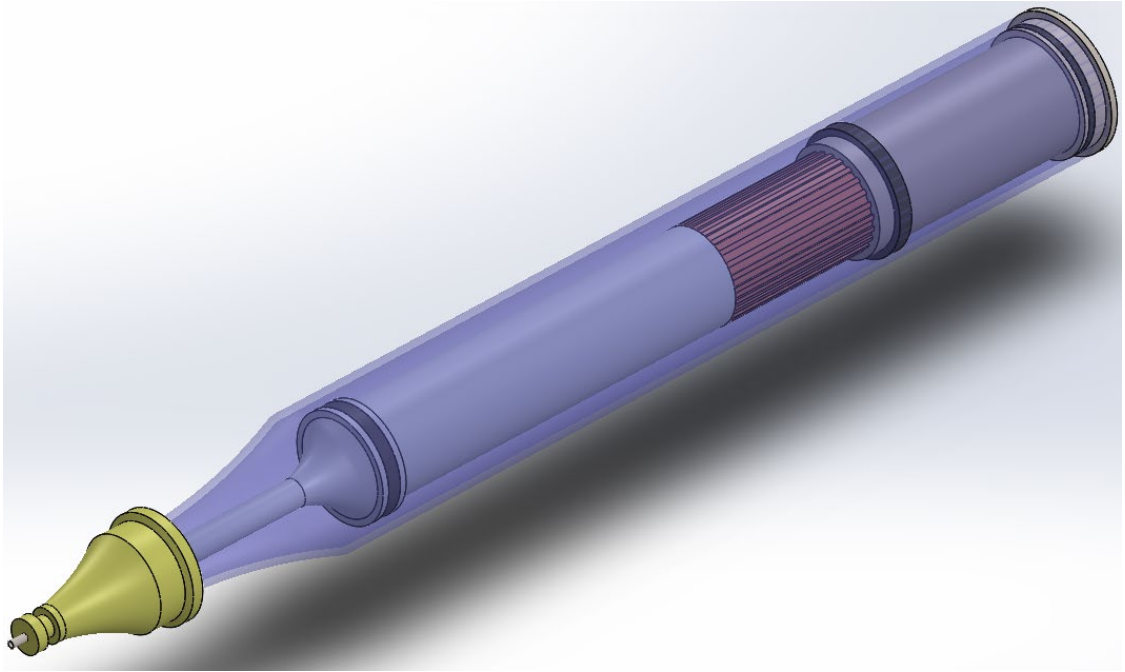


Рис. 3.10. ПЕП з елементом охолодження



Рис. 3.11. Конструкція перетворювача з елементом охолодження

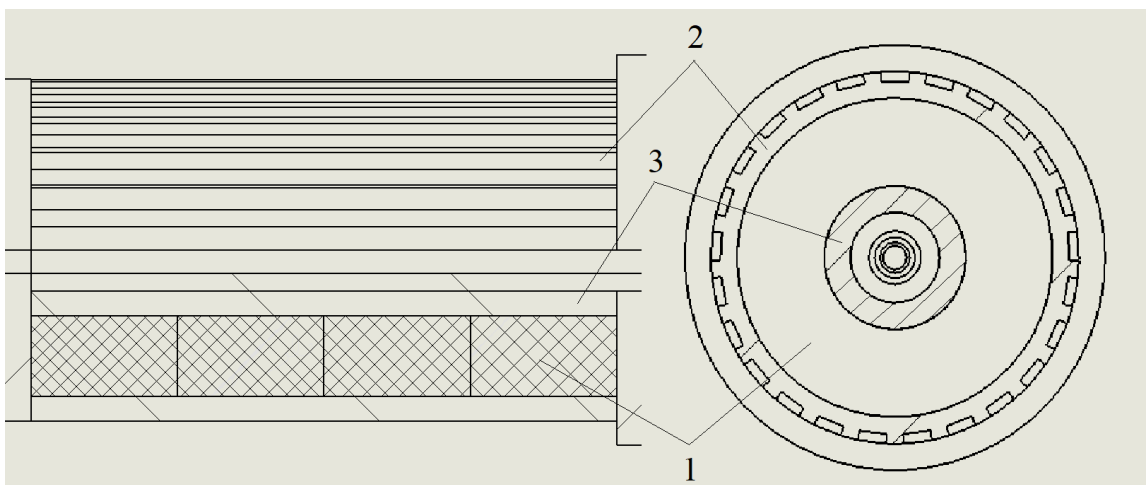


Рис. 3.12. Конструкція п'єзопакету з елементом охолодження

1) П'єзокераміка

- 2) Елемент охолодження
- 3) Втулка

На рис. 3.13 показано розподіл теплових полів у корпусі через 20 хвилин безперервної роботи ПЕП. На рис. 3.6, показано графік процесу розігріву основних конструктивних елементів ПЕП: випромінюючої накладки, п'єзопакету, тильної накладки та голки. Як бачимо, п'єзокераміка досягає 44.3 °С, що входить в межі допустимої робочої температури 85 °С. Температура голки зростає найменше. Через 20 хвилин тепловий режим роботи ПЕП можна вважати сталим.

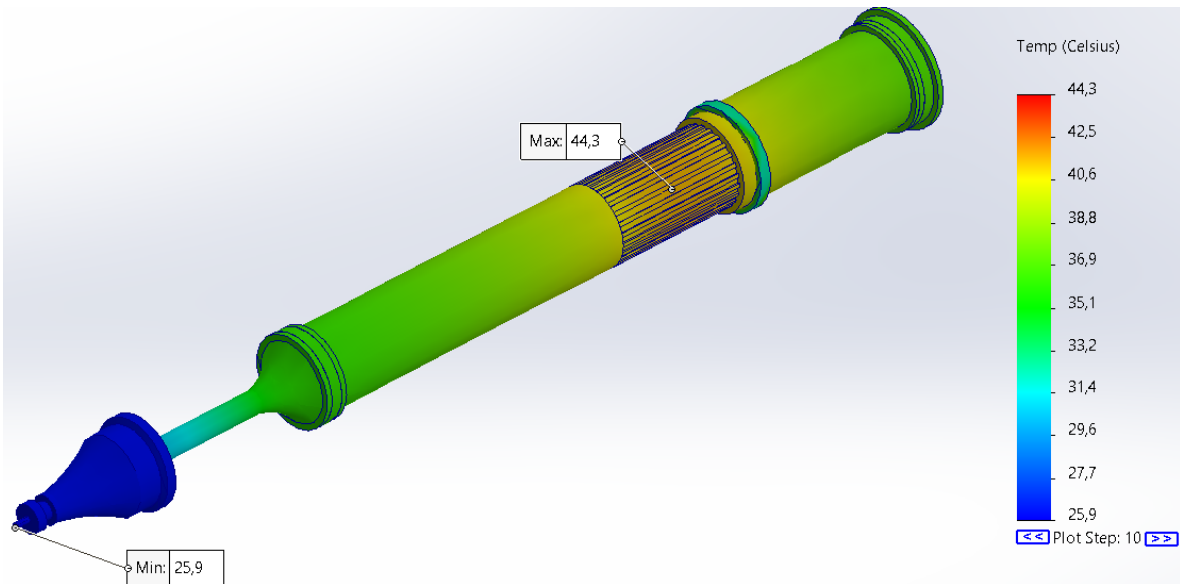


Рис. 3.13. Теплові поля ПЕП з елементом охолодження

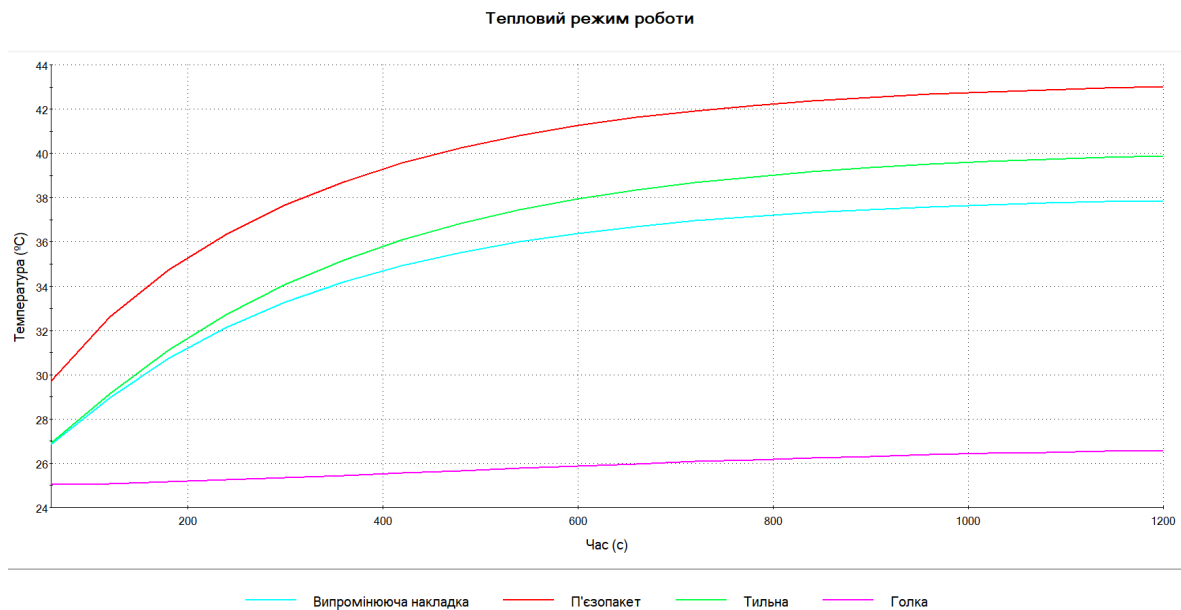


Рис. 3.14. Температури розігріву конструктивних елементів ПЕП, з елементом охолодження

Проаналізувавши дані результати – можемо сказати, що даний варіант відведення тепла є найефективнішим. Завдяки елементу охолодження, котрий має ребристу поверхню, та виступає в якості радіатора між п'єзопакетом та корпусом. Завдяки цьому температура ультразвукового перетворювача значно зменшилася, що дає можливість використовувати його тривалий час. Також реалізація даного типу охолодження є значно простішою, ніж охолодження за допомогою рідини. Даний тип відведення тепла, позитивно впливає на увесь ультразвуковий інструмент, тому що п'єзопакет нагрівається набагато менше – відповідно й розповсюдження температур по всьому інструменту зменшується.

Висновки до розділу III

Результати моделювання теплового режиму роботи ПЕП для офтальмохірургії в середовищі SolidWorks демонструють, що при відсутності руху рідини (рис. 3.5) в аспіраційному каналі, ПЕП через деякий час вийде з ладу через високі температури.

При наявності руху рідини (рис. 3.7), тепловідведення відбувається внутрішніми поверхнями у воду ПЕП – розігрів ПЕП в межах допустимих значень робочих температур, але ПЕП потребує додаткового пасивного або активного охолодження.

При умові, що зовнішня частина концентратора омивається водою (рис. 3.9) не дає ефективно результату охолодження. Причина цього – застій рідини всередині корпусу, так як рідина не циркулює – то з часом вона також нагрівається, що значно зменшує ефективність тепловідведення.

Ефективність конструкційного заходу для зменшення температури нагріву ПЕП в якості пасивного радіатора, теплорозсіюючого мідного елемента охолодження, показує досить значну ефективність, температура нагріву активного елемента через 1 годину безперервної роботи зменшилася на 61%.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У даній роботі було проведено аналітичний огляд апаратів для виконання процедури факоемульсифікації. Виходячи з огляду – дані апарати мають схожий принцип роботи, але в той же час відрізняються різноманітними функціями автоматизації процесів. В роботі було представлено декілька апаратів, котрі були розроблені за аналогічним принципом, але в той же час вони відрізняються. Відмінність даних апаратів обумовлена тим, що конкуруючі компанії проводять власні модернізації факоемульсифікаторів для захоплення більшої області ринку та для конкурентоспроможності.

Проаналізувавши особливості будови ультразвукових перетворювачів, можна сказати, що вони мають значні конструктивні відмінності. Виходячи з цього – можна зробити висновок, що дані особливості впливають на нагрівання перетворювача та його ергономіку, що є доволі важливим при використанні.

Аналітичні розрахунки показали, що перетворювач, котрий розраховується – має проблему із нагріванням. Через це потрібно було розробити спосіб запобігання даній проблемі, що й було виконано в даній роботі. Також можна сказати, що стержневий перетворювач, котрий використано в даній роботі, має незначний ступінь нагріву. В той же час нагрівання перевищує необхідну межу для роботи, тому було запропоновано декілька варіантів охолодження.

Проведений огляд способів охолодження, котрий реалізовано за допомогою комп'ютерного моделювання – показав, що спосіб із використанням елемента охолодження є доволі ефективним, та достатньо знижує температуру нагріву. Проаналізувавши результати даного дослідження – можна бачити, що при використанні мідного елемента охолодження, температура п'єзопакету знизилась на 38,9 % у порівнянні з температурою ПЕП, коли п'єзопакет омивається рідиною. Тому, спосіб з

використанням мідного елемента охолодження має практичну цінність при реалізації ультразвукових інструментів для офтальмохірургії.

Отже, в даній роботі було виконано усі поставлені задачі. Виходячи з вищенаведеного матеріалу – можна сказати, що основним недоліком ультразвукових інструментів є нагрівання. Завдяки різноманітним розробкам – є варіанти боротьби з даним недоліком, котрі показують доволі хороші результати. Також в даній роботі було представлено деякі із варіантів боротьби з нагріванням ультразвукового інструменту. Опираючись на отримані результати моделювання – можемо сказати, що варіант із мідним елементом охолодження в ролі радіатора має найкращі показники. Також даний спосіб охолодження дає змогу використовувати ультразвуковий інструмент триваліший час, що дозволяє не переривати процедуру видалення кришталика через нагрівання.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. <https://wikipedia.org/wiki/Факоемульсифікація>
2. <https://www.ailas.com.ua/ubrat-kataraktu>
3. http://dspace.zsmu.edu.ua/bitstream/123456789/974/1/ZMJ_1501_38-41.pdf
4. <https://www.visiobud.com/uk/2018/12/05/oftalmologichna-sistema-centurion-vision-system/>
5. <https://prozrenie-nn.ua/about/news/novoe-oborudovanie-dlya-fakoeemulsifikatsii-ot-kompanii-alcon/>
6. <https://medicalexpoc.com/pdf/johnson-johnson-vision/sovereign>
7. <https://www.nidekintl.com/product/ophthaloptom/surgical/fortas.html>
8. Азнабаев Б. М., Мухамадеев Т. Р., Дибаяев Т. И. Ультразвуковая факоемульсификация на основе непродольных колебаний // Медицинский вестник Башкортостана. 2012. №6. [Электронный ресурс].
9. Ultrasound handpiece: US Patent №US9662159B2 – Режим доступа до ресурсу: <https://www.freepatentsonline.com/US9662159B2>.
10. Ultrasound handpiece: US Patent № US9693897B2 – Режим доступа до ресурсу: <https://www.freepatentsonline.com/US9693897B2>.
11. Ultrasound handpiece: US Patent № US11317936B2 – Режим доступа до ресурсу: <https://www.freepatentsonline.com/US11317936B2>.
12. Ultrasound handpiece: US Patent № US8771301B2 – Режим доступа до ресурсу: <https://www.freepatentsonline.com/US8771301B2>.
13. Ultrasound handpiece: US Patent № US20060184073A1 – Режим доступа до ресурсу: <https://www.freepatentsonline.com/US20060184073A1>.
14. Ultrasound handpiece: US Patent №US6287274 – Режим доступа до ресурсу: <https://www.freepatentsonline.com/US6287274>.

15. A. González, Á. García, C. Benavente-Peces, and L. Pardo, “Revisiting the Characterization of the Losses in Piezoelectric Materials from Impedance Spectroscopy at Resonance”, *Materials (Basel)*., vol. 9, no. 2, p. 72, Jan. 2016. DOI: 10.3390/ma9020072
16. K. Uchino, “Manufacturing Methods for Piezoelectric Ceramic Materials”, in *Advanced Piezoelectric Materials*, Elsevier, 2017, pp. 385421. DOI:10.1016/B978-0-08-102135-4.00010-2.
17. K. Uchino, “Loss Mechanisms in Piezoelectrics: How to Measure Different Losses Separately”, in *High-Power Piezoelectrics and Loss Mechanisms*, CRC Press, 2001, pp. 237–320. DOI:10.1201/9781003087519-9.
18. V. Loyau, G. Feuillard, and L. P. Tran-Huu-Hue, “Modeling of the temperature increase in ultrasonic transducers”, *Proc.: IEEE Ultrason. Symp.*, vol. 1, pp. 642–645, 2004. DOI: 10.1109/ULTSYM.2004.1417806.
19. Ю. М. Быстров, А. С. Голубев, *Колебательные системы ультразвуковых технологических установок*, Уч. пос., Ленинград: ЛЭТИ, 1984.
20. <https://bimedis.com/alcon-centurion-vision-system-m170791>
21. Мовчанюк А.В., Фесич В.П., та Новосад А.А. Міжнародна науковотехнічна конференція «Радіотехнічні поля, сигнали, апарати та системи»// Влияние армирующего болта на рабочую частоту. Пакетного пьезопреобразователя. Київ. 2018. pp. 63-65.
22. Быстров Ю.М., Голубев А.С. *Колебательные системы ультразвуковых технологических установок*. Л.: ЛЭТИ ed. Ленинград: ЛЭТИ, 1984. 72 pp.
23. Донской А. В. / *Ультразвуковые электротехнологические установки* / А. В. Донской, О. К. Келлер, С. Г. Кратыш. – Л.: Энергоиздат, 1982. – 208 с.
24. Ю. М. Быстров, А. С. Голубев, *Колебательные системы ультразвуковых технологических установок*, Уч. пос., Ленинград: ЛЭТИ, 1984.

25. L. V. Perchevska, O. I. Drozdenko, K. S. Drozdenko, and O. H. Leiko, "Providing of Rod Piezoceramic Electroacoustic Transducers Thermal Mode Operation", *Microsystems, Electron. Acoust.*, vol. 24, no. 5, pp. 56–63, Oct. 2019. DOI:10.20535/2523-4455.2019.24.5.190452.
26. Л. В. Перчевська, О. І. Дрозденко, К. С. Дрозденко, and О. Г. Лейко, "Забезпечення теплового режиму роботи стержневих конструкцій п'єзокерамічних електроакустичних перетворювачів," *Мікросистеми, Електроніка та Акустика*, vol. 24, no. 5, pp. 56–63, Oct. 2019, DOI: 10.20535/2523-4455.2019.24.5.190452.
27. "Сведения о создании сетки", 2010. [Online]. Available: <https://help.solidworks.com>. Дата доступу 17.09.20
28. Перчевська, Л. В. Теплові поля конструкцій п'єзокерамічних електроакустичних перетворювачів в режимі випромінювання звуку : дис. ... д-ра філософії : 171 Електроніка / Перчевська Людмила Вадимівна. – Київ, 2021. – 128 с.

Додаток А

```
%% Сталь AISI 1020
ro_3=7.9*10^3; % щільність AISI 1020
c_3=5.177*10^3; % швидкість звуку в AISI 1020
sigma_st_st10=3.33*10^8;
%% П'єзокераміка APC 840
ro_2=7.6*10^3; % щільність APC 840
c_2=3.3*10^3; % швидкість звуку в APC 840
h_2=6*10^-3 % товщина п'єзоелемента (h)
Y_E_2=1.27*10^11; % поперечний п'єзоефект
d_33=3.33*10^-10; % п'єзомодуль APC 840
e_0=8.85*10^-12;
e_33_u=1.26*10^3;
L=4; % кількість п'єзоелементів
%% Алюміній Alloy 1060
ro_1=2.7*10^3; % щільність Alloy 1060
c_1=5.2*10^3; % швидкість звуку в Alloy 1060
f_rez=34*10^3; % резонансна частота
omega=2*pi*f_rez; % циклічна частота
%% Розрахунок площі та діам. п'єзоелемента та випр. накладки
d_2zv=12*10^-3; % зовнішній діаметр
d_2vn=3*10^-3; % внутрішній діаметр
S_2=(pi/4)*(d_2zv^2-d_2vn^2) %% площа п'єзоелемента
beta_2=L*((2*pi*f_rez)/(c_2))*h_2 %% хвильова довжина п'єзоелемента
S_1=S_2; % площа випромінючої накладки
d_1=d_2zv % діаметр випромінючої накладки
%% Довжина накладок з умови резонансу
alfa_1=(ro_1*c_1)/(ro_2*c_2)
alfa_3=(ro_3*c_3)/(ro_2*c_2)
beta_1=atan(1/alfa_1*cot(beta_2/2)) % хвильова довжина робочої накладки
beta_3=atan(1/alfa_3*cot(beta_2/2)) % хвильова довжина тильної накладки
l_1_shtrykh=beta_1*c_1/omega
l_3_shtrykh=beta_3*c_3/omega
l_3=l_3_shtrykh % довжина тильної накладки
%% Розрахунок випромінючої накладки
del_l=m_gb/(ro_1*S_1) %
l_1=l_1_shtrykh-del_l % довжина випромінючої накладки
%% Розрахунок тильної накладки
d_3=sqrt((4*S_2)/pi) % діаметр тильної накладки накладки
%% Перевірка резонансної частоти
ro_4=7.82*10^3
c_4=5.174*10^3;
beta_4=omega/c_4*(l_1+2*h_2)
beta_E=beta_1+beta_2+beta_3 % повна хвильова довжина
%% Розрахунок максимальної амплітуди коливальної швидкості
sigma_mexnar_piezo=0.19*10^8 % механічні напруження при статичні деформації
sigma_p_dod=0.5 % циклічні напруження
K_zap_dod=2.5 % запас міцності для п'єзоелемента
ksi_max_0=sigma_p_dod*sigma_mexnar_piezo/(ro_2*c_2*K_zap_dod) % максимальна амплітуда
коливальної швидкості
%% Електричні параметри
sigma_max=(ro_2*c_2)*ksi_max_0 % амплітуду механічних напружень
Q_m=35 % Добротність механічних втрат визначена по графіку
r_mv_1=(2*pi*ro_2*c_2*S_2)/Q_m % Опір механічних втрат для півхвильового
rm_beta=beta_2/pi*(1+sin(beta_2)/beta_2) % опір механічних втрат заданої хвильової
довжина
r_mv=r_mv_1*rm_beta % опір втрат для п'єзоелемента
U=ksi_max_0*Y_E_2*h_2^2*r_mv/(d_33*S_2) % напруга подана
U_amp=1.33*U % необхідна амплітуда напруги
C_0=(2*e_0*e_33_u*S_2)/h_2 % електричні емкність
L_e=1/(omega^2*C_0) % індуктивність
R_vx=1.33^2*r_mv*Y_E_2^2*h_2^2/(d_33^2*S_2^2) % вхідний опір перетворювача
P_el=U_amp^2/(2*R_vx) % електрична потужність, що споживається
```