

Застосування ультразвуку в хірургії (огляд)

Олександр Романенко

Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ, Україна

ORCID 0009-0005-7426-0635

Андрій Дубко

Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України / Національний технічний

університет «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

ORCID 0000-0001-6070-3945

Наталія Чвертко

Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ, Україна

ORCID 0000-0002-7559-7716

Анотація: Еволюція інструментів для ультразвукового різання та абляції біологічних тканин тісно пов'язана з розвитком промислової ультразвукової обробки матеріалів. Основною перевагою ультразвукового впливу на тканини є зменшення термічного їх пошкодження. Вдосконалення ультразвукових хірургічних технологій є нагальною потребою сучасності. Об'єктом дослідження є низькочастотні механічні вібрації, які впливають на м'які біологічні тканини при хірургічних втручаннях. Предметом досліджень є ультразвукова технологія; структурні елементи та фізичні параметри апаратів та інструментів, які працюють за цією технологією. Метою роботи є ознайомлення з існуючим світовим досвідом застосування ультразвуку в хірургічній практиці. Для досягнення поставленої мети в роботі було необхідно вирішити наступні задачі: провести аналіз впливу ультразвуку на м'які біологічні тканини, визначити його переваги та недоліки; навести практичні приклади застосування ультразвукової технології в хірургії; визначити перспективи подальших досліджень. Підкреслено, що ультразвукові технології стали важливим компонентом сучасної хірургії завдяки поєднанню високої точності, гемостатичного ефекту та мінімальної травматичності, наведені практичні приклади застосування ультразвукової технології в хірургії. Описані вимоги до параметрів потужних ультразвукових генераторів в залежності від середовищ, приведено блок-схему сучасного ультразвукового генератора, який на відміну від традиційних ультразвукових генераторів, має два канали зворотного зв'язку. Приведено приклад моделювання режимів коливань ультразвукового інструменту методом скінченних елементів в програмному забезпеченні COMSOL Multiphysics 5.3. Незважаючи на деякі технічні обмеження і високу вартість, впровадження ультразвукової технології, апаратури та інструментів в хірургічну практику продовжує розширюватися, особливо в мінімально інвазивних та високоточних втручаннях.

Ключові слова: хірургія, ультразвук, акустика, механічні вібрації, м'які біологічні тканини, п'єзоелектричний ефект, резонансна частота, COMSOL Multiphysics.

1. Вступ

Еволюція інструментів для ультразвукового різання та абляції біологічних тканин тісно пов'язана з розвитком промислової ультразвукової обробки технологічних матеріалів, таких як кераміка та метали. Основною перевагою ультразвукового впливу на тканини є зменшення їх термічного пошкодження. Вдосконалення ультразвукових хірургічних технологій є нагальною потребою сучасності.

Перше практичне застосування ультразвуку було зафіксовано під час Першої світової війни для виявлення підводних човнів. У медицині його застосування почалося в 1950-х роках. Вперше його впровадили в акушерстві, а згодом – в усіх інших галузях медицини, таких як абдомінальна діагностика, діагностика в області малого тазу, кардіологія, офтальмологія, ортопедія тощо [1].

Актуальність впровадження ультразвукових технологій та апаратури в хірургічну практику не викликає сумнівів тому, що вони зменшують операційну травматичність, скорочують час операції, забезпечують підвищення точності та безпеки хірургічних втручань.

2. Об'єкт і предмет дослідження

Об'єктом дослідження є низькочастотні механічні вібрації, які впливають на м'які біологічні тканини при хірургічних втручаннях. Предметом досліджень є ультразвукова технологія; структурні елементи та фізичні параметри апаратів та інструментів, які працюють за цією технологією.

3. Мета та задачі дослідження

Метою роботи є ознайомлення з існуючим світовим досвідом застосування ультразвуку в хірургічній практиці. Для досягнення поставленої мети в роботі було необхідно вирішити наступні задачі: провести аналіз впливу ультразвуку на м'які біологічні тканини, визначити його переваги та недоліки; навести практичні приклади застосування ультразвукової технології в хірургії; визначити перспективи подальших досліджень.

4. Аналіз літератури

Термін «ультразвук» застосовується до всієї акустичної енергії з частотою вище людського слуху 20 кГц [2, 3]. На рисунку 1 показана частотна класифікація акустичних хвиль [4, 5]. Ультразвукові генератори широко використовуються в медицині, машинобудуванні, хімічній і харчовій промисловості та інших суміжних галузях завдяки наступним перевагам: низькій вартості, енергозбереженню, надійному керуванню, захисту навколишнього середовища та відсутності небажаних побічних продуктів [6].

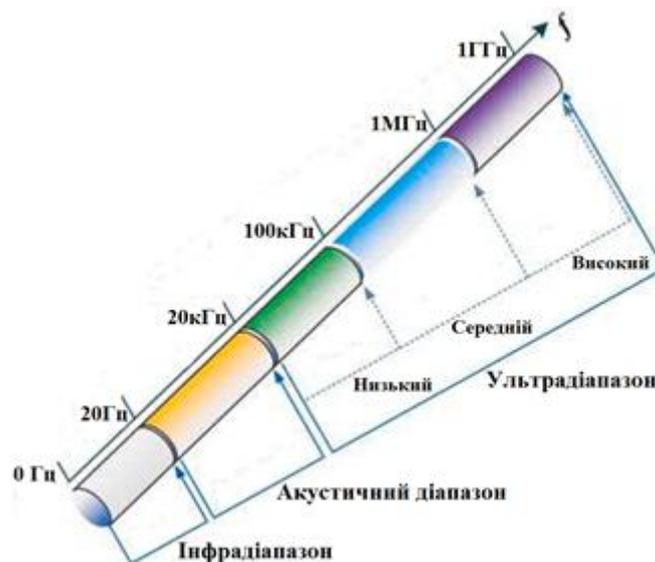


Рис. 1. Класифікація акустичних хвиль.

Медична ультразвукова апаратура використовується для діагностичних та терапевтичних цілей. Біологічні ефекти, викликані ультразвуком, зазвичай класифікуються на теплові та нетеплові [7].

Під час проходження ультразвукової хвилі через тканини, найважливішими параметрами, що описують хвилю, є:

- частота;
- інтенсивність.
- швидкість;
- довжина хвилі.

Швидкість, частота та довжина хвилі пов'язані між собою формулою:

$$v = f \cdot \lambda \quad (1)$$

де, v - швидкість ультразвуку;

f – частота;

λ - довжина хвилі.

Ультразвук зазвичай використовується в медичній візуалізації та діагностиці [8].

У медичній ультразвуковій діагностиці використовуються короткі імпульси ультразвуку, які містять цілий спектр частот. Тканини людини не є однорідними з точки зору ультразвукових хвиль, і проходження хвиль через тканину призводить до заломлення, відбиття, розсіювання та поглинання енергії [9].

У теплотерапії, враховуючи той факт, що ультразвукова хвиля певної потужності може викликати вібрацію матеріалу тканини та нагрівати її, саме тепло забезпечує терапевтичний ефект [10].

Ультразвук отримують за допомогою зворотного п'єзоелектричного ефекту, фізична суть якого полягає в тому, що при прикладанні до торцевої поверхні пластини з п'єзоелектричного матеріалу змінної електричної напруги пластинка буде періодично змінювати свою товщину (рисунок 2) [11].

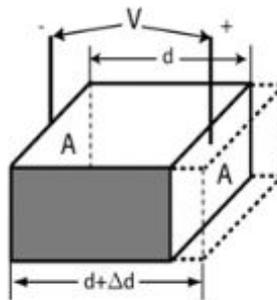


Рис. 2. Зміна товщини п'єзоелектричного матеріалу під час прикладання напруги.

Зворотний п'єзоелектричний ефект використовується для перетворення електричного сигналу, що утворюється ультразвуком, у механічну вібрацію. Він має очевидні нелінійні ефекти, такі як дрейф частоти та гістерезис. Ці нелінійні ефекти здебільшого спричиняють втрати в п'єзоелектричному матеріалі, а саме: діелектричні втрати, пружні втрати та п'єзоелектричні втрати [12,13].

Найвідомішим п'єзоелектричним матеріалом є кварц [11]. Однак п'єзоелектричних матеріалів безліч, найбільш використовуваними є:

- Титанат барію;
- Титанат цирконату свинцю;
- Оксид цинку;
- Нітрид алюмінію.

Використання ультразвуку в медицині регулюється стандартами та правилами [14].

5. Методи досліджень

Для вирішення наукових завдань, поставлених у статті, було використано: аналіз науково-технічної літератури та інформаційних матеріалів із баз мережі Інтернет; матеріали, пов'язані з теоретичними основами акустики.

6. Результати досліджень

Інтенсивність ультразвуку, зазвичай, вимірюється в Вт/м^2 (система СІ), але у фізіотерапії затвердилась розмірність Вт/см^2 .

В медицині прийнято виділяти три діапазони інтенсивностей ультразвуку:

- 1) $0,05 - 0,6 \text{ Вт/см}^2$ – низький рівень інтенсивності;
- 2) $0,6 - 1,2 \text{ Вт/см}^2$ – середній рівень інтенсивності;
- 3) Вище $1,2 \text{ Вт/см}^2$ – надтерапевтичний, високий рівень інтенсивності [15].

Швидкість ультразвуку під час проходження через різні середовища є важливою величиною, яку слід враховувати за умов його практичного застосування. Ця характеристика залежить від щільності та стисливості середовищ. Чим вони щільніші, тим вища буде швидкість ультразвуку [16]. У людському тілі швидкість ультразвуку становить від 1 500 до 1 660 м/с, а в кістках — 3 360 м/с [17].

У таблиці 1, представлено, як змінюється швидкість ультразвуку у різних середовищах залежно від частоти та як функція щільності може бути встановлена як акустичний імпеданс [18].

Таблиця 1. Ультразвукові змінні характеристики залежно від середовища

| Середовище | Швидкість поширення звуку, v м/с | Частота f МГц | Густина, ρ г/см ³ | Акустичний імпеданс $Z \times 10^{-5}$ г/см ² с |
|------------|---------------------------------------|--------------------|--------------------------------------|---|
| Повітря | 330 | 2,5 | 0,0013 | 0,0004 |
| Вода | 1495 | 1,5 | 0,997 | 1,49 |
| Кров | 1540 | 2,5 | 1,06 | 1,63 |
| М'язи | 1568 | 1,8 | 1,056 | 1,66 |
| Печінка | 1570 | 1,8 | 1,055 | 1,66 |
| Нирка | 1560 | 1,8 | 1,038 | 1,62 |
| Жир | 1476 | 1,8 | 0,928 | 1,37 |
| Мозок | 1521 | 2,0 | 1,041 | 1,58 |
| Кістка | 3360 | 0,8 | 1,85 | 6,20 |

Акустичний імпеданс Z – це опір тканини проходженню ультразвуку та визначається як:

$$Z = \rho v \quad (2)$$

де: ρ – густина середовища г/см^3 ;

v – швидкість поширення звуку в середовищі м/с .

Ультразвукова хірургія використовує частоту (20–60 кГц) з інтенсивністю ($10\text{--}300 \text{ Вт/см}^2$). Вона має широке клінічне застосування в хірургічних та медичних інструментах для розривання, абляції або фрагментації та видалення біологічних тканин [19].

Для досягнення бажаного ефекту, усі ультразвукові хірургічні системи використовують металевий зонд, який вібрує з ультразвуковою частотою (рисунки 3, 4, 5) [19].

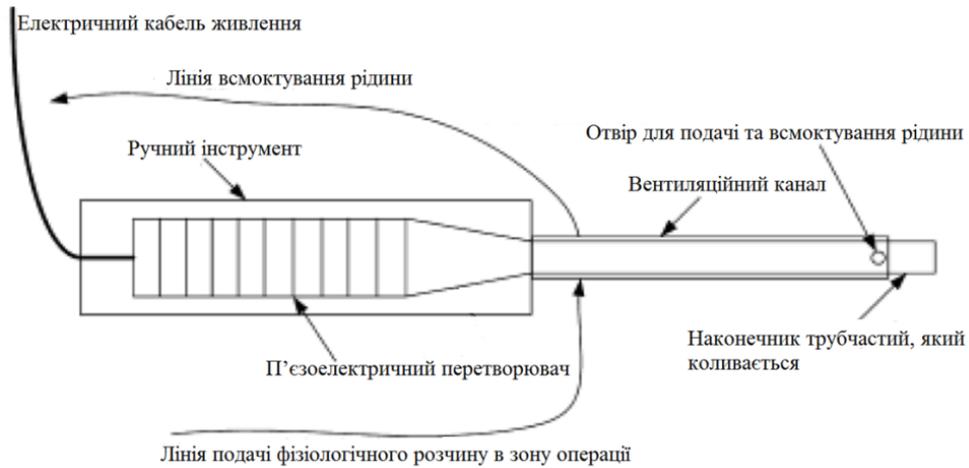


Рис. 3. Схематична конфігурація типового ультразвукового інструменту для абляції м'яких тканин.

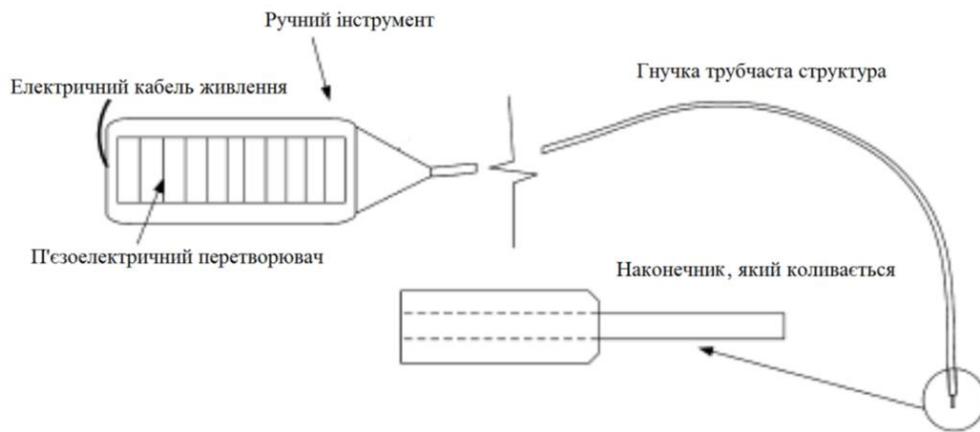


Рис. 4. Схематична конфігурація універсального ультразвукового інструменту для абляції судинної тканини з гнучким дротяним хвилеводом.

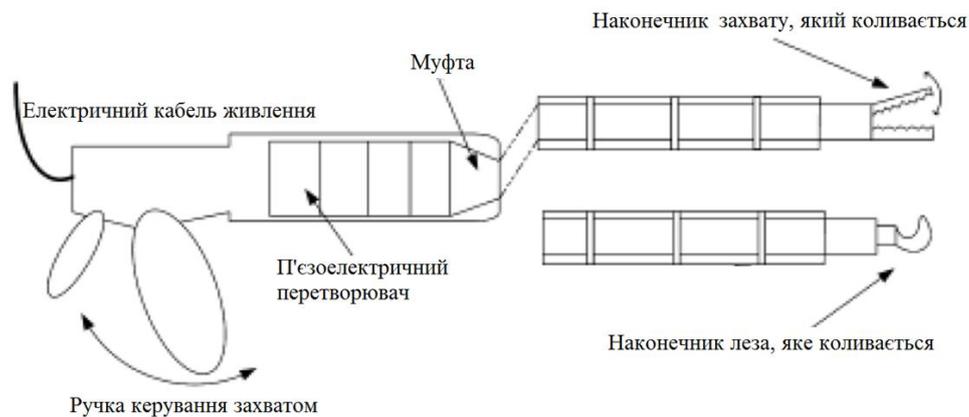


Рис. 5. Схематична конфігурація типового ультразвукового інструменту для різання тканин.

Ці інструменти отримали широке визнання та використовуються в хірургічних (ортопедичних, офтальмологічних, загальних, пластичних, щелепно-лицевих, урологічних та

нейрохірургічних) процедурах для дисекції, фрагментації та абляції тканин і є перспективними в інтервенційних кардіологічних процедурах.

Поширені потужності, що подаються на ультразвуковий інструмент ультразвуковим генератором і використовуються для розрізання та коагуляції тканин, знаходяться в діапазоні 5–25 Вт [20]. Для порівняння, електрохірургічні системи, що використовуються для розрізання та коагуляції тканин у поширених клінічних умовах, подають на тканини від 30 до 100 Вт, залежно від налаштування потужності [21].

Вплив ультразвуку на тканини під час його хірургічного застосування відбувається, коли вібруючий металевий зонд контактує з тканиною таким чином, що вона розрізається, фрагментується або коагулюється. Оскільки енергія концентрується на кінчику ультразвукового інструменту, інтенсивність ультразвуку на межі розділу (інструмент-тканина) для ультразвукових хірургічних апаратів набагато вища, ніж у діагностичних та фізіотерапевтичних ультразвукових апаратів, зі значеннями від 25 до 850 Вт/см² [20].

Ультразвукові хвилі можуть викликати різноманітні явища в різних середовищах. Для біологічних тканин застосовуються потужні ультразвукові генератори в ультразвукових хірургічних скальпелях [22], ультразвуковому запаюванні судин [23].

Коли ультразвукові хвилі високої потужності та інтенсивності діють на рідке середовище, при цьому, виникають ефект ультразвукової кавітації, тепловий ефект та механічний ефект [24, 25, 26, 27]. Завдяки цим ефектам, потужні ультразвукові генератори широко використовуються в багатьох промислових галузях, таких як ультразвукове очищення та розпилення. Також вони застосовуються для очищення та стерилізації медичного обладнання [28], інактивації мікробів [29]. Потужна ультразвукова хвиля, за умов дії на тверде середовище, викликає: інтенсивний ультразвуковий механічний ефект, який змушує тверде тіло вібрувати в нелінійному стані; комплексний ультразвуковий тепловий ефект, який складається з загального та локального нагрівання. В таблиці 2 показані вимоги до параметрів потужних ультразвукових генераторів в залежності від середовищ.

Таблиця 2. Вимоги до параметрів потужних ультразвукових генераторів в залежності від середовищ

| Середовище | Механізм дії | Застосування | Параметри ультразвукових генераторів |
|--------------------|--|---|--|
| Біологічна тканина | Механічний вплив. Локальна сила зсуву. Тепловий вплив. | Ультразвуковий хірургічний скальпель. Ультразвукове запаювання та дисекціонування судин. | Точне керування постійною амплітудою. Моніторинг керування потужністю в режимі реального часу. Діапазон частот переважно від 20 кГц до 70 кГц. |
| Рідина | Ефект кавітації. Акустичний потік. Ефект негативного тиску. Теорія хвиль поверхневого натягу. | Ультразвукове очищення. Ультразвукова левітація. Ультразвукове видалення піни. Ультразвукова атомізація. | Діапазон частот переважно від 20 кГц до 100 кГц. Автоматичне відстеження резонансної частоти. Постійна потужність. |
| Тверде | Механічний вплив. Тепловий вплив. Статичний тиск. Зміщення. | Ультразвукове зварювання. Ультразвукова обробка. Ультразвукове зміцнення. Ультразвукова ударна обробка. | Контроль постійної амплітуди. Швидке автоматичне відстеження частоти. Захист від перешкод. Діапазон амплітуди переважно від 2 мкм до 27 мкм. Діапазон частот переважно від 20 кГц до 40 кГц. |

Більшість ультразвукових генераторів все ще не можуть швидко та точно реагувати на дрейф резонансної частоти, спричинений навантаженням, температурою, жорсткістю, зоною обробки, зносом інструменту та іншими факторами ультразвукової коливальної системи, що призводить до роботи ультразвукової коливальної системи в стані демодуляції на нерезонансній частоті [30, 31].

На рисунку 6 показано блок-схему ультразвукового генератора [32], який на відміну від традиційних ультразвукових генераторів має два канали зворотного зв'язку.

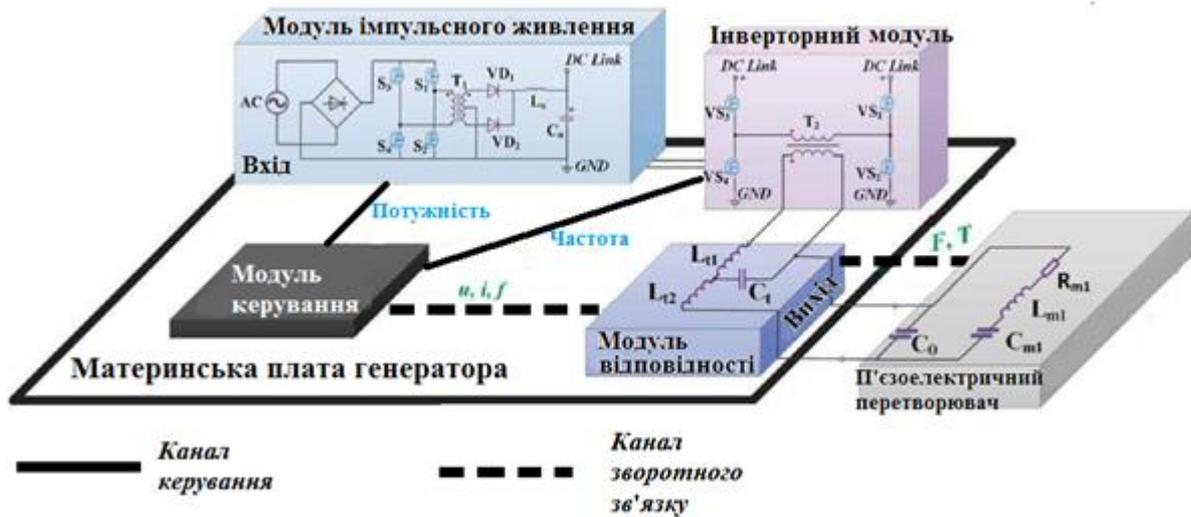


Рис. 6. Блок-схема ультразвукового генератора.

Один канал подібний до звичайного зворотного зв'язку за електричними параметрами, який головним чином спрямований на отримання даних частоти f , напруги u та струму i . Другий канал – це канал зворотного зв'язку, який призначено для покращення відгуку динамічного регулювання. Він збирає дані про термомеханічні навантаження (сила навантаження F , температура T).

Методи з'єднання біологічних тканин за допомогою енергії ультразвуку були названі зварюванням тому, що в результаті складних фізико-хімічних процесів, (без суттєвого нагрівання) створюється нероз'ємне з'єднання із зоною дифузійного проникнення. Отримане з'єднання є тимчасовим – воно утримує біологічні тканини, заміщуючись новоутвореною тканиною на період природних процесів регенерації [33]. За допомогою спеціальних інструментів-хвильоводів здійснюється ультразвукове зварювання м'яких біологічних тканин (кровоносні судини, маткові труби) без застосування будь-якого синтетичного присадного матеріалу, що дозволяє при відповідних оптимальних режимах отримувати зварний шов, здатний до подальшої регенерації і повного заміщення. Внаслідок ударного багаторазового механічного впливу вода, що виділилася в місці контакту, частково випаровується за рахунок тепла і частково видавлюється хвильоводом, зневоднюючи тканину. Білковий колаген, що залишився, при температурі 60°C коагулюється, утворюючи зварне з'єднання. В експериментальних дослідженнях показано, що така напівкоагуляційна сполука здатна до подальшої регенерації. На основі вивчення акустичних та технологічних параметрів ультразвукового зварювання м'яких біологічних тканин показано, що амплітуда коливань становить $40\ \mu\text{м}$, частота коливань – $26,6\ \text{кГц}$. Дослідження механіко-біологічної міцності зварного з'єднання на тваринах показало, що тимчасове зварне з'єднання з часом замінюється новоутвореною тканиною і на $14 - 17$ добу повністю регенерує, забезпечуючи міцність біологічної тканини [33].

Ультразвукові хірургічні інструменти, порівняно зі звичайною електрохірургією, пов'язані з кращою коагуляцією, меншим термічним пошкодженням, зменшенням утворення

хірургічного диму та покращеними хірургічними результатами. Електрохірургічний інструмент Harmonic 700 дозволяє запаювати судини діаметром до 5 мм (рисунок 7). *Передова технологія гемостазу* «АСЕ+7» дає можливість запаювати судини діаметром до 7 мм з високою надійністю та міцністю, а її переваги були показані в дослідженнях [34].



Рис. 7. Електрохірургічний інструмент Harmonic 700 [34].

Передова технологія гемостазу дозволяє запаювати судини діаметром 7 мм. Вона базується на контролі потужності на основі моніторингу стану тканин (рисунок 8).

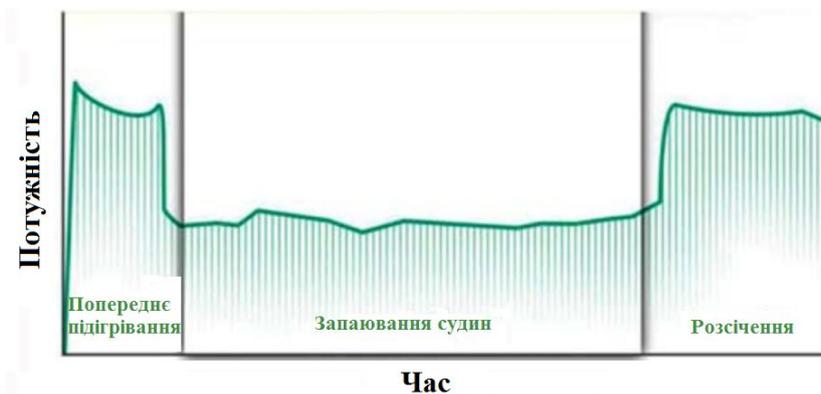


Рис. 8. Залежність потужності від часу за умов виконання *передової технології гемостазу*. Показані фази попереднього нагрівання, герметизації та перетину судин [34].

На першому етапі підвищується потужність ультразвукового інструменту, що сприяє швидкому нагріванню тканини та видаленню більшої частини вологи. Коли тканина досягає відповідного вмісту вологи, потужність знижується та залишається відносно постійною протягом найдовшої фази циклу; саме тут відбувається основна частина запаювання. Після завершення цього етапу, потужність збільшується, щоб тканину можна було швидко розсікти під час заключного етапу. Відносно тривала фаза запаювання судин при низькій потужності забезпечує рухливість та підвищену адгезію колагенових волокон, забезпечуючи міцне запаювання навіть із судинами великого діаметра.

Метод проєктування ультразвукових інструментів служить основою для їх розробки. В роботі [35] методом скінченних елементів виконано симуляційні розрахунки режиму коливань ультразвукового інструменту в програмному забезпеченні COMSOL Multiphysics 5.3. Режим коливань ультразвукового інструменту показано на рисунку 9.

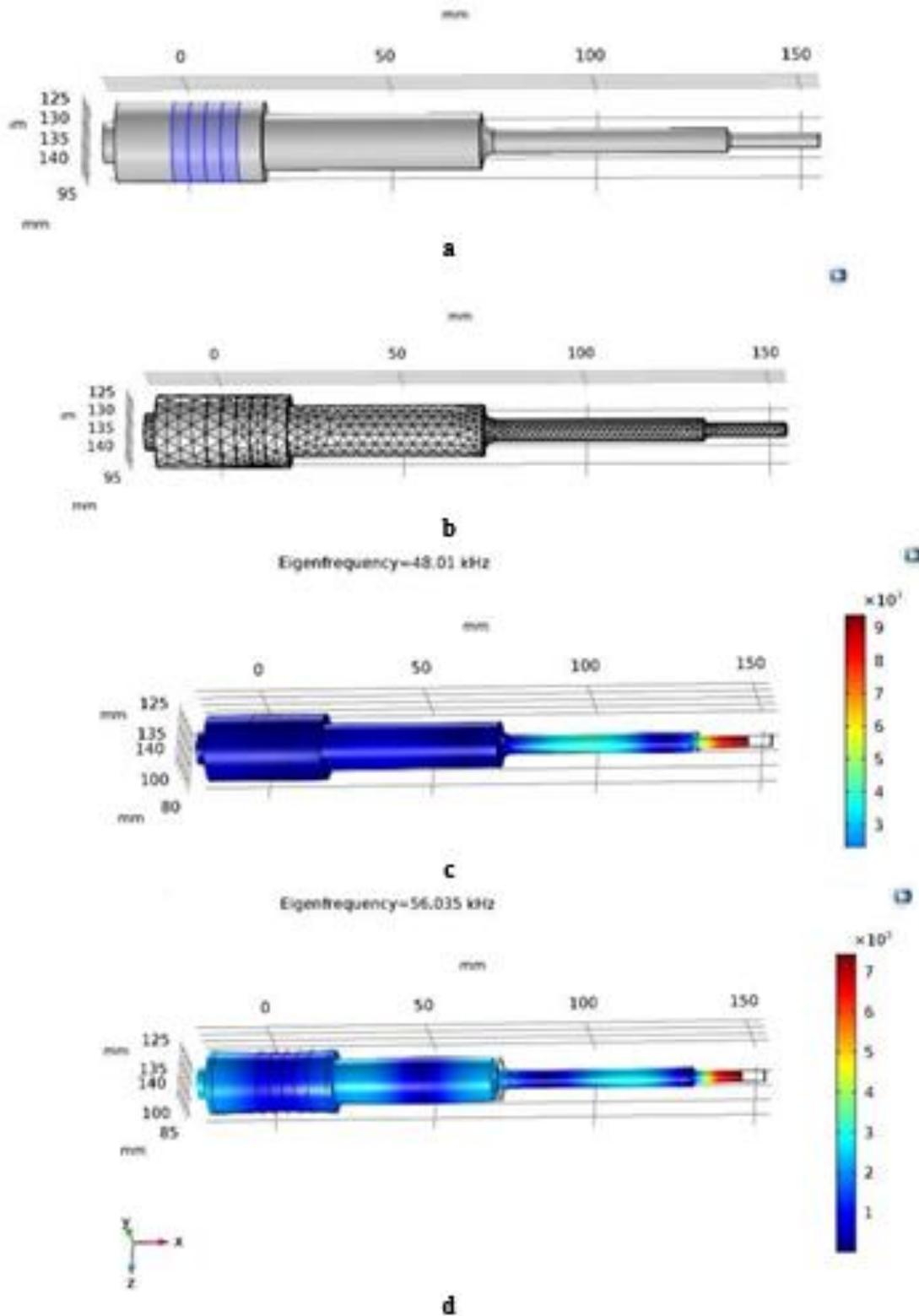


Рис. 9. Процес моделювання: (а) модель ультразвукового інструмента; (б) сітка моделі; (с) та (д) результати моделювання [35].

На рисунку 9 видно, що було отримано дві поздовжні частоти коливань: 48,01 кГц та 56,035 кГц. Метод проектування ультразвукових інструментів показує, що спроектований ультразвуковий інструмент може впоратися з очікуваною формою коливань.

7. Перспективи подальшого розвитку досліджень

В подальшому, для вдосконалення вітчизняних хірургічних технологій та устаткування, необхідно створити гібридні технології, які поєднують переваги існуючих технологій та скорочують час виконання операцій.

8. Висновки

Узагальнено існуючий світовий досвід застосування ультразвуку в медичній практиці. Підкреслено, що ультразвукові технології стали важливим компонентом сучасної хірургії завдяки поєднанню високої точності, гемостатичного ефекту та мінімальної травматичності, наведені практичні приклади застосування ультразвукової технології в хірургії.

За даними наукових статей, проведено аналіз впливу ультразвуку на м'які біологічні тканини, визначено його переваги та недоліки. Описані вимоги до параметрів потужних ультразвукових генераторів в залежності від середовищ, приведено блок-схему сучасного ультразвукового генератора, який на відміну від традиційних ультразвукових генераторів, має два канали зворотного зв'язку. Описані гармонічні ультразвукові хірургічні інструменти, які, порівняно з традиційними електрохірургічними, дозволяють здійснити кращу коагуляцію з меншим термічним пошкодженням тканин, меншим утворенням хірургічного диму та покращеними результатами при здійсненні оперативних втручань. Приведено приклад моделювання режимів коливань ультразвукового інструменту методом скінченних елементів в програмному забезпеченні COMSOL Multiphysics 5.3. Ця модель була застосована при проектуванні ультразвукового інструменту і послужила основою його розробки.

Незважаючи на деякі технічні обмеження і високу вартість, впровадження ультразвукової технології, апаратури та інструментів в хірургічну практику продовжує розширюватися, особливо в мінімально інвазивних та високоточних втручаннях. Крім того, окреме місце займають гібридні технології, в яких поєднують переваги ультразвукової та біполярної технологій, що відкриває нові можливості в лікуванні пацієнтів.

Список літератури:

- 1) Soler-López, F. (2013). Ultrasound applications to medicine. *Tecciencia*, Vol. 7. No. 14, 77-89. doi: <http://dx.doi.org/10.18180/tecciencia.2013.14.10>
- 2) Carovac, A., Smajlovic, F., Junuzovic, D. (2011). Application of Ultrasound in Medicine. *Acta Informatica Medica*, 19(3), 168-171. doi: 10.5455/aim.2011.19.168-171
- 3) Haqiqullah, C., Shakib, Z., Nasratullah, Z., Ghafar, S., Jan, A. (2024). Basics of Ultrasound and Its Use in Medicine: A Review Article. *Journal for Research in Applied Sciences and Biotechnology*, Vol. 3. Issue 4, 22-27. doi: <https://doi.org/10.55544/jrasb.3.4.4>
- 4) Pilli, S., Bhunia, P., Yan, S., LeBlanc, R., Tyagi, R., Surampalli, R. (2011). Ultrasonic pretreatment of sludge: A review. *Ultrason. Sonochem*, 18, 1–18. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ultsonch.2010.02.014>
- 5) Averbuch, G., Assink, J., Evers, L. (2020). Long-range atmospheric infrasound propagation from subsurface sources. *J. Acoust. Soc. Am.*, 147, 1264–1274. doi:<https://doi.org/10.1121/10.0000792>
- 6) Yusof, N., Babgi, B., Alghamdi, Y., Aksu, M., Madhavan, J., Ashokkumar, M. (2016). Physical and chemical effects of acoustic cavitation in selected ultrasonic cleaning applications. *Ultrason. Sonochem*, 29, 568–576. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ultsonch.2015.06.013>
- 7) O'Briend, W. (2007). Ultrasound-biophysics mechanisms. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, Vol. 93, № 1, 212-255. doi: <https://doi.org/10.1016/j.pbiomolbio.2006.07.010>
- 8) Hill, C., Bamber, J., Haar, G. (2004). Physical principles of medical ultrasonics. John Wiley & Sons. 528.
- 9) Aird, E. (1988). Basic physics for medical imaging. Butterworth-Heinemann. 324.

- 10) Bouchoux, G., Lafon, C., Berriet, R., Chapelon, J., Fleury G., Cathignol, D. (2008). Dual-Mode Ultrasound Transducer for Image-Guided Interstitial Thermal Therapy. *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 34, № 4, 607-616. doi:<https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2007.09.011>.
- 11) Bhatnagar, S. (2012). Converting sound energy to electric energy. *International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering*, Vol. 2, Issue 10, 267-270. Website: www.ijetae.com
- 12) Andr es, R., Acosta, V., Lucas, M., Riera, E. (2018). Modal analysis and nonlinear characterization of an airborne power ultrasonic transducer with rectangular plate radiator. *Ultrasonics* 82, 345–356. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2017.09.017>
- 13) Dong, X., Uchino, K., Jiang, C., Jin, L., Xu, Z., Yuan, Y. (2020). Electromechanical Equivalent Circuit Model of a Piezoelectric Disk Considering Three Internal Losses. *IEEE Access* 8, 181848–181854. doi: <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.3028698>
- 14) Duck, F. (2007). Medical and non-medical protection standards for ultrasound and infrasound. *Prog. Biophys. Mol. Biol.*, 93, 176–191.
- 15) Злепко, С., Коваль, Л., Гаврилова, Н. та ін. (2010). Медична апаратура спеціального призначення. Вінниця: ВНТУ. 159.
- 16) Sleefe, G., Lele, P. (1988). On estimating the number density of random scatterers from backscattered acoustic signals. *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 14, № 8, 709-727.
- 17) Shin, H., Prager, R., Gomersall, H., Kingsbury N., Treece, G. (2010). Estimation of speed of sound in dual-layered media using medical ultrasound image deconvolution. *Ultrasonics*, Vol. 50, № 7, 16-25.
- 18) Zhang, X., Qiang, B., Hubmayr, R., Urban, M., Kinnick R., Greenleaf, J. (2011). Noninvasive ultrasound image guided surface wave method for measuring the wave speed and estimating the elasticity of lungs: A feasibility study. *Ultrasonics*, Vol. 51, №3, 289-295.
- 19) O'Daly, B., Morris, E., Gavin, G., O'Byrne, J., McGuinness, G. (2008). High-power low-frequency ultrasound: A review of tissue dissection and ablation in medicine and surgery. *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 200, Issues 1-3, 38-58. doi:10.21427/8k5k-pg74
- 20) Cimino, W. (1999). The physics of soft tissue fragmentation using ultrasonic frequency vibration of metal probes. *Clin. Plast. Surg.* 26, 447–461.
- 21) Cimino, W.W., (2001). Ultrasonic surgery: power quantification and efficiency optimization. *Aesthetic Surg. J.* 21, 233–241.
- 22) Ying, C., Zhaoying, Z., Ganghua, Z. (2006). Effects of different tissue loads on high power ultrasonic surgery scalpel. *Ultrasound Med. Biol.* 32, 415–420. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2005.12.012>
- 23) Liu, X., Colli-Menchi, A., Gilbert, J., Friedrichs, D., Malang, K., Sanchez- Sinencio E. (2015). An automatic resonance tracking scheme with maximum power transfer for piezoelectric transducers. *IEEE Trans. Ind. Electron.* 62, 7136–7145. doi: <https://doi.org/10.1109/TIE.2015.2436874>
- 24) Yusof, N., Babgi, B., Alghamdi, Y., Aksu, M., Madhavan, J., Ashokkumar, M. (2016). Physical and chemical effects of acoustic cavitation in selected ultrasonic cleaning applications. *Ultrason. Sonochem.* 29, 568–576. doi:<https://doi.org/10.1016/j.ultsonch.2015.06.013>
- 25) Andr es, R., Acosta, V., Lucas, M., Riera, E. (2018). Modal analysis and nonlinear characterization of an airborne power ultrasonic transducer with rectangular plate radiator. *Ultrasonics* 82, 345–356. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2017.09.017>
- 26) Neppiras, E. (1984). Acoustic cavitation series: part one. *Ultrasonics* 22, 25–28. doi:[https://doi.org/10.1016/0041-624X\(84\)90057-X](https://doi.org/10.1016/0041-624X(84)90057-X)
- 27) Liu, L., Yang, Y., Liu, P., Tan, W. (2014). The influence of air content in water on ultrasonic cavitation field. *Ultrason. Sonochem.* 21, 566–571. doi:<https://doi.org/10.1016/j.ultsonch.2013.10.007>
- 28) Yao, Y., Pan, Y., Liu, S. (2020). Power ultrasound and its applications: a state-of-the-art review. *Ultrason. Sonochem.* 62, 104722. doi:<https://doi.org/10.1016/j.ultsonch.2019.104722>

- 29) S̃ao Jos'e, J., Andrade, N., Ramos, A., Vanetti, M., Stringheta, P., Chaves, J. (2014). Decontamination by ultrasound application in fresh fruits and vegetables. *Food Control*, 45, 36–50.
- 30) Ying, C., Zhaoying, Z., Ganghua, Z. (2006). Effects of different tissue loads on high power ultrasonic surgery scalpel. *Ultrasound Med. Biol.*, 32, 415–420. doi:<https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2005.12.012>
- 31) Liu, X., Colli-Menchi, A., Gilbert, J., Friedrichs, D., Malang, K., Sanchez-Sinencio, E. (2015). An automatic resonance tracking scheme with maximum power transfer for piezoelectric transducers. *IEEE Trans. Ind. Electron.*, 62, 7136–7145. doi:<https://doi.org/10.1109/TIE.2015.2436874>
- 32) Kuan, Z., Guofu, G., Chongyang, Z., Yi, W., Yan, W., Jianfeng, L. (2023). Review of the design of power ultrasonic generator for piezoelectric transducer. *Ultrasonics Sonochemistry*, 96, 106438, 1-22. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ultsonch.2023.106438>
- 33) Дубко, А. (2022). Хірургічні способи з'єднання живих біологічних тканин. *Scientific Foundations in medicine and Pharmacy: collective monograph*. International Science Group. Boston: Primedia eLaunch. Section 2. Biomedical Engineering, 17 - 31. doi:10.46299/ISG.2022.MONO.MED.2. URL: <https://isg-konf.com/scientific-foundations-in-medicine-and-pharmacy/>
- 34) Juncosa-Melvin, N., Pineda, J., Kane, K., Clymer, J., Ricketts, C. (2024). Advances in Vessel Sealing and Dissection with Ultrasonic Energy. *World Journal of Surgery and Surgical Research*, 7: 1544. 1 – 5. doi:<http://surgeryresearchjournal.com>
- 35) Zhenlong, P., Deyuan, Z., Xiangyu, Z., Guang, Y. (2020). Ultrasonic-assisted transducer for electrosurgical electrodes. *Procedia CIRP*, 89 (11), 245-249. doi: [10.1016/j.procir.2019.11.004](https://doi.org/10.1016/j.procir.2019.11.004)

Application of ultrasound in surgery (review)

Oleksandr Romanenko

Department of Welding and Related Technologies in Medicine and Ecology E.O. Paton Electric Welding Institute, Kiev, Ukraine
ORCID 0009-0005-7426-0635

Andrii Dubko

Department of Welding and Related Technologies in Medicine and Ecology E.O. Paton Electric Welding Institute; Department of Biomedical Engineering National Technical University of Ukraine “Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”, Kiev, Ukraine
ORCID 0000-0001-6070-3945

Nataliia Chvertko

Department of Welding and Related Technologies in Medicine and Ecology E.O. Paton Electric Welding Institute, Kiev, Ukraine
ORCID 0000-0002-7559-7716

Abstract: The evolution of tools for ultrasonic cutting and ablation of biological tissues is closely related to the development of industrial ultrasonic processing of materials. The main advantage of ultrasonic effects on tissues is the reduction of their thermal damage. Improving ultrasonic surgical technologies is an urgent need of our time. The object of research is low-frequency mechanical vibrations that affect soft biological tissues during surgical interventions. The subject of research is ultrasonic technology; structural elements and physical parameters of devices and instruments that operate using this technology. The purpose of the work is to familiarize yourself with the existing world experience in the use of ultrasound in surgical practice. To achieve the goal set in the work, it was necessary to solve the following tasks: to analyze the effect of ultrasound on soft biological tissues, to determine its advantages and disadvantages; to provide practical examples of the use of

ultrasonic technology in surgery; to determine the prospects for further research. It is emphasized that ultrasound technologies have become an important component of modern surgery due to the combination of high accuracy, hemostatic effect and minimal trauma, practical examples of the application of ultrasound technology in surgery are given. The requirements for the parameters of powerful ultrasound generators depending on the environments are described, a block diagram of a modern ultrasound generator is given, which, unlike traditional ultrasound generators, has two feedback channels. An example of modeling the oscillation modes of an ultrasonic instrument using the finite element method in the COMSOL Multiphysics 5.3 software is given. Despite some technical limitations and high cost, the introduction of ultrasound technology, equipment and instruments into surgical practice continues to expand, especially in minimally invasive and high-precision interventions.

Keywords: surgery, ultrasound, acoustics, mechanical vibrations, soft biological tissues, piezoelectric effect, resonant frequency, COMSOL Multiphysics.
