

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ**

БОРОДКІНА ГАННА МИКОЛАЇВНА

УДК:537.8:681.586:621.3.029.62:616.1-07:616.15-07(043.3)

**ЕЛЕКТРОДИНАМІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ І ХАРАКТЕРИСТИКИ НВЧ
БЛИЖНЬОПОЛЬОВОГО РЕЗОНАТОРНОГО ДАТЧИКА КОНТРОЛЮ
МАЛООБ'ЄМНИХ ПРОБ БІОЛОГІЧНИХ РІДИН**

Спеціальність 01.04.01 – фізика приладів, елементів і систем

АВТОРЕФЕРАТ

дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата фізико-математичних наук

Харків – 2015

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана у Харківському національному університеті радіоелектроніки Міністерства освіти і науки України.

Науковий керівник: доктор фізико-математичних наук, професор
Сліпченко Микола Іванович,
Харківський національний університет радіоелектроніки,
проректор з наукової роботи.

Офіційні опоненти: доктор фізико-математичних наук, професор
Горобець Микола Миколайович,
Харківський національний університет ім.В.Н. Каразіна
МОН України, завідувач кафедри прикладної
електродинаміки;

кандидат фізико-математичних наук,
Красов Павло Сергійович,
Інститут радіофізики та електроніки імені О.Я. Усикова
Національної академії наук України,
науковий співробітник.

Захист відбудеться «15» липня 2015р. о 13-00 годині на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 64.052.04 у Харківському національному університеті радіоелектроніки за адресою: 61166, м. Харків, пр. Леніна, 14.

З дисертацією можна ознайомитися в бібліотеці Харківського національного університету радіоелектроніки за адресою: 61166, м. Харків, пр. Леніна, 14.

Автореферат розісланий 12 червня 2015р.

Вчений секретар
спеціалізованої вченої ради,
кандидат фізико-математичних наук,
доцент

Пащенко О.Г.

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. Сучасний розвиток НВЧ–методів діагностики біологічних рідин обмежений виявленими на сьогодні зв'язками між їх станом та електрофізичними параметрами - діелектричною проникністю та тангенсом кута діелектричних втрат. Один з найбільш відомих зараз механізмів зв'язку ґрунтується на зміні співвідношення вільної води та води, пов'язаної з макромолекулами біологічних рідин. Тому найбільш інформативним є НВЧ–вимірювання у діапазоні частот релаксації води. Зокрема дія цього механізму відноситься до стану серцево-судинної системи (ССС) людини, включаючи стани, викликані введенням лікарських препаратів. Залежно від стану пацієнта змінюється співвідношення вільної води та води, зв'язаної макромолекулами мембранно-рецепторного комплексу клітин ССС, зокрема еритроцитів крові. Вони є найбільш зручним об'єктом для діагностики стану ССС.

Для проведення вимірювань біологічних рідин необхідно підготувати зразки, враховуючи часові, температурні та інші біофізичні фактори. Крім того, потрібно врахувати умови потокових вимірювань в клінічних умовах. Все це потребує створення діагностичних приладів у якісному і кількісному відношенні, що задовольняє всі перераховані вище вимогами.

НВЧ–датчики на основі ближньопольових чвертьхвильових резонаторних вимірювальних перетворювачів (РВП) з вимірювальною апертурою характеризуються високою чутливістю та точністю. Вони дозволяють в широких межах варіювати необхідний об'єм біологічної рідини, допускають зовнішнє розташування зразка і обумовлюють мінімальні вимоги до його форми. Якщо межі резонуючого об'єму збігаються з координатними поверхнями, то існує принципова можливість строгого математичного опису та точного розрахунку параметрів такого РВП, що істотно спрощує й здешевлює проектування таких пристроїв.

Чисельні методи та сучасне ПЗ дозволяють отримати добрі результати при інженерних розрахунках, але потребують значних витрат машинного часу. Крім того, в ході їхнього використання важко дослідити вплив окремих елементів конструкції РВП. Це дозволяють зробити аналітичні методи, а математичний опис НВЧ–пристроїв навіть з відносно простою геометрією меж вкрай громіздкий. Тому сьогодні залишаються не дослідженими багато фізичних процесів, які не враховують багато факторів. У ряді областей НВЧ–техніки аналітичні подання не доведені до інженерних розрахунків. Це можна сказати і про чвертьхвильові РВП з коаксіальними вимірювальними апертурами (КВА).

Таким чином, є актуальним удосконалення аналітичних моделей, спрямованих на оптимізацію вибору конструкцій чвертьхвильових РВП з КВА та створення методик точного розрахунку РВП, сконструйованих з урахуванням особливостей поточних клінічних досліджень біологічних рідин.

Зв'язок роботи із науковими програмами, планами, темами. Робота виконана на кафедрі мікроелектроніки, електронних приладів і пристроїв

Харківського національного університету радіоелектроніки у рамках держбюджетної науково-дослідної теми (номер держреєстрації 0108U007614).

Мета і завдання дослідження. Метою дисертаційної роботи є розвиток аналітичної моделі чвертьхвильового РВП з КВА для вибору, оптимізації та точного розрахунку НВЧ-датчиків контролю малооб'ємних проб крові, призначених для клінічної діагностики та для визначення найбільш ефективних шляхів лікування пацієнтів із серцево-судинними захворюваннями. Відповідно до даної мети поставлені такі завдання:

- визначити умови та домінуючі фізичні чинники під час клінічних досліджень НВЧ-методами біологічних рідин;
- проаналізувати сучасні математичні моделі чвертьхвильових РВП з КВА для побудови оптимального алгоритму розрахунку їх параметрів;
- оптимізувати розрахункові процедури в ході використання аналітичної моделі РВП з КВА та уточнити фізичні процеси при взаємодії поля КВА з об'єктом вимірювання;
- визначити електродинамічні особливості розподілу електромагнітного поля в апертуроутворювальній ділянці датчика та об'єкта дослідження для уточнення методики розрахунку еквівалентної ємності КВА, дослідження її залежності від параметрів об'єкта та геометрії апертуроутворювальної ділянки датчика;
- створити алгоритми робочих програм розрахунку параметрів РВП з КВА та визначити за допомогою чисельного моделювання характеристики вимірювачів і відокремити основні фізичні чинники, що впливають на результати вимірювань.

Об'єкт дослідження – хвильові процеси взаємодії електромагнітних полів у циліндричних системах зі складними граничними умовами.

Предмет дослідження – математичні моделі чвертьхвильових резонаторів з різними формами відкритих коаксіальних апертур.

Методи дослідження – методи електродинаміки закритих та відкритих систем, методи чисельного моделювання з використанням сучасного ПЗ, методи оптимізації програм чисельних розрахунків для аналітичних моделей.

Наукова новизна одержаних результатів полягає у вирішенні наукового завдання, що полягає у розвитку аналітичної моделі чвертьхвильового РВП з КВА для вибору, оптимізації та точного розрахунку НВЧ-датчиків контролю малооб'ємних проб крові. В процесі дослідження автором отримано такі найбільш суттєві результати:

- вперше фізично обґрунтовано внесок осьової компоненти електричного поля коаксіальної вимірювальної апертури в ході визначення загальної ємності КВА;
- розроблено принцип розрахунку еквівалентної ємності КВА з поглибленням площини заданого поля в тонкий коаксіал, поза межний для вищих гармонік;

- суттєво розвинута методика точного розрахунку РВП з КВА, на основі більш повного аналізу фізичних чинників, яка визначає методичні похибки. Зокрема це стосується внеску ЕМП, що випромінюється КВА, та внеску осьової компоненти ЕМП;

- розроблено методику алгоритмічного отримання просторових розподілів компонент ЕМП у будь-якій ділянці циліндричного РВП на основі аналітичної моделі;

- проведено аналіз фундаментальних сигналів вимірювальної інформації з урахуванням умов клінічної практики, в результаті якого уточнено методику компенсації дії ряду суттєвих апаратурних похибок РВП з КВА.

Обґрунтованість і достовірність отриманих у роботі результатів підтверджується відповідністю оцінок, отриманих за допомогою чисельних та аналітичних моделей, відомими результатами спостережень, відповідністю асимптотам та окремим випадкам, мають точні математичні представлення.

Практичне значення одержаних результатів.

1. Використання чвертьхвильових резонаторів для діагностики біологічних рідин за рахунок оперативної зміни робочої частоти в широкому діапазоні дозволяє отримати інформацію про зміни комплексного значення діелектричної проникності в діапазоні частот.

2. Розроблено методологію структуризації аналітичних виразів, що описує властивості та поля в коаксіальних чвертьхвильових РВП, дозволяє створити ефективний алгоритм розрахунку розподілів компонент ЕМП у РВП і КВА та його вихідних параметрів.

3. Створення уточненої методики точного розрахунку і візуалізації розподілів компонент ЕМП у РВП на основі аналітичної моделі дозволяє скоротити етап експериментальних досліджень новостворюваних конструкцій СВЧ-датчиків.

4. Визначено співвідношення фундаментальних сигналів вимірювальної інформації чвертьхвильових РВП, які найменшою мірою залежать від апаратурних похибок вимірювальних пристроїв.

5. Обґрунтовано вимоги щодо конструкцій РВП з КВА вимірювальних пристроїв, призначених для поточних клінічних досліджень біологічних рідин пацієнтів.

Особистий внесок здобувача. Особистим результатом автора є послідовне проведення комплексного дослідження, що включає аналіз сучасних чисельних та аналітичних моделей чвертьхвильових РВП, розробка та налагодження алгоритмів і програм вирішення задач, а також обґрунтування теоретичних та чисельних результатів. З робіт у співавторстві виносяться результати, отримані особисто автором, або в отриманні яких автор брав безпосередню участь.

Обґрунтованість і достовірність отриманих у роботі результатів підтверджується відповідністю оцінок, отриманих за допомогою чисельних і

аналітичних моделей, відомими результатами спостережень, відповідністю асимптотам і окремим випадкам, мають точні математичні уявлення.

Апробація результатів дисертації. Основні результати наукових досліджень обговорювались на наукових конференціях, а саме: на 20-й та 24-й Міжнародній Кримській конференції «СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии» (м. Севастополь, 14-21 вересня 2010 р., 8-13 вересня 2014 р.), VI-й Міжнародній науковій конференції «Функциональная база нанoeлектроники» Харків-Крим, 2013, 30 вересня – 4 жовтня, 18-му Міжнародному молодіжному форумі «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке» (м. Харків, 14-16 квітня 2014р.), Міжнародній науково-технічній конференції «Радіотехнічні поля, сигнали, апарати та системи» (м. Київ, 10-16 березня 2014 р.), XI-й Міжнародній науковій конференції «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (Владімір-Суздаль, Росія, 1-3 липня 2014 р.), «Радіотехнічні поля, сигнали, апарати та системи»: мат. міжнар. наук.-техн. конф., Київ, 10-16 березня 2014р., 6-й Міжнародній науково-технічній конференції “Сенсорна електроніка та мікросистемні технології” (м. Одеса, 29 вересня - 3 жовтня 2014 р.), Всеукраїнській науково-практичній конференції «Інформаційні та моделюючі технології 2014» (м. Черкаси, 29-31 травня 2014 р.).

Публікації. За результатами дисертаційної роботи опубліковано 16 наукових робіт, з них 9 – у наукових фахових виданнях у галузі фізико-математичних наук, затверджених ВАК України, а також 7 тез доповідей у збірниках матеріалів наукових конференцій.

Структура і зміст роботи. Дисертація складається із вступу, переліку умовних скорочень та позначень, п'яти розділів, висновків та списку використаних джерел із 113 найменувань на 14 сторінках. Загальний обсяг дисертації викладено на 173 сторінках, із них 126 сторінок основного тексту; робота містить 56 рисунків і одну таблицю.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У **вступі** обґрунтовано найбільш актуальні завдання діагностики та лікування ССХ, розглядаються можливості НВЧ-методів для вирішення цих завдань, сформульовано спрямованість досліджень, обґрунтовано актуальність дисертації, наведено практичну значущість та наукову новизну.

Перший розділ повністю присвячений аналітичному огляду літературних джерел з метою обґрунтування зв'язку між станом ССС пацієнтів та електрофізичними параметрами їх клінічних проб, у результаті цього огляду сформульовано завдання роботи. Стисло викладено сучасний стан та загальні проблеми діагностики та лікування ССХ. Описано методологічний підхід до аналізу стану пацієнтів на основі дослідження систем регуляції клітин. Наведено зв'язок між станом клітин та структурно-функціональною організацією гідратного оточення макромолекул клітинних мембран. Описано головні фізичні

процеси, які призводять до зміни діелектричної проникності складних гідратних сполук, при зміні співвідношення вільної та зв'язаної води. Проведено огляд методів та засобів вимірювання діелектричної проникності об'єктів, що містять воду. Аналізуються результати відомих експериментів, які показали зв'язок між станом ССС пацієнтів та діелектричною проникністю їх біологічної рідини.

Клінічна практика потребує вирішення проблеми оперативної діагностики та вибору оптимального комплексу лікарських препаратів. Це особливо важливо при кардіальних патологіях. Сучасна медична наука має відомості, що оцінити роботу системи регуляції клітин можливо шляхом оцінки функціональної активності мембранно-рецепторного комплексу. Стан рецепторних структур клітини відповідає функціональній активності гормон-рецепторних взаємодій, активності аденілатциклазної системи - універсальній для всіх типів клітин системі передачі сигналу від гормонів, медіаторів, великої кількості фармакологічних агентів тощо. У свою чергу симпатоадреналінова система підлягає вивченню при різних формах артеріальної гіпертонії через те, що вона має пряме відношення до механізму формування судинного тону. Відомо, що при ССХ, таких, як, наприклад, гіпертонічна хвороба, кількість β -адренорецепторів зменшується внаслідок їх десентизації. Фізіологічно це може проявлятися великою кількістю симптомів - гіпертонією, аритмією та ін. Зареєструвати такий функціональний стан, у разі відсутності симптомів, можливо за допомогою оцінювання чутливості β -адренорецепторів клітин крові до адреналіну, яка здатна виявити існуючі порушення на ранніх стадіях розвитку захворювання.

На підставі моделювання трансмембранних систем передачі сигналу за допомогою клітин крові, у майбутньому можна отримати інформацію про вплив препаратів на конкретного пацієнта. Спільно з традиційними методами це вирішує проблему оперативного вибору лікарських препаратів та їх оптимальних доз.

В розділі подано огляд властивостей води в біологічних системах та методів їх НВЧ-діелектрометрії, який на якісному рівні дозволив обґрунтувати переваги використання чвертьхвильових РВП з КВА.

На сьогодні така методика НВЧ-діагностики біологічної рідини при ССЗ найбільш глибоко розвинена в ІРЕ НАНУ (м. Харків). Створено автоматизований багатозондовий вимірювальний комплекс, який дозволяє експериментально дослідити біологічні рідини пацієнтів. Наведені результати клінічних експериментів показали добру відповідність до даних, отриманих традиційними біохімічними та клінічними методами.

До недоліків вимірювального комплексу ІРЕ можна віднести: високу робочу частоту, але вибір якої, ймовірно, визначено необхідністю зменшення об'єму біологічної рідини. Крім того, метод вимірювання не передбачає можливість вимірювань у діапазоні частот.

У результаті проведеного аналізу відокремлено завдання, які є актуальними для розвитку методу НВЧ-діагностики біологічних рідин при ССХ з можливим розширенням сфери застосування. При цьому можна опиратися на сучасні теоретичні уявлення, які дозволяють отримати якісно нові рішення. Для вирішення завдань, визначених у роботі, необхідно провести дослідження і відповісти на низку конкретних питань. Серед них такі:

1. Обґрунтувати та вибрати тип і конструкцію НВЧ-вимірювача, що дозволяє підвищити інформативність вимірювань та зменшити об'єм біологічної рідини до рівня, обмеженого клінічними критеріями.

2. Забезпечити перспективну можливість вимірювань у широкому діапазоні частот.

3. Розробити методику, взаємної компенсації основних похибок, зокрема, керуючись критеріями апаратних похибок при поточних вимірюваннях в клінічних умовах, та необхідної точності результатів.

4. Провести аналіз процедури отримання кінцевих результатів та їх обчислення для створення моделі, що дозволяє реалізувати обчислення властивостей НВЧ-вимірювача зі складною структурою. Створити досконалу модель, яка забезпечить надалі модернізацію сенсорів.

5. Розробити процедуру та алгоритм чисельного розв'язання задачі розрахунку параметрів НВЧ-вимірювача.

Другий розділ присвячений вирішенню фізичних задач, необхідних для вибору типу сенсора, розгляду аналітичних аспектів вдосконалення моделі, детального аналізу питань чисельного інтегрування та розвитку основ для розробки методик створення ефективних алгоритмів розрахунку параметрів РВП з КВА. Останньому питанню приділяється особливо велика увага, оскільки принципів питання математичного опису полів у закритих та відкритих електродинамічних системах на сьогодні мають досить повні рішення.

На початку розділу проведено детальне обґрунтування шляхів вирішення першої задачі роботи. Для цього на якісному та кількісному рівні обґрунтовано критерії вибору методів і пристроїв для НВЧ-вимірювань у різних напрямках науки і техніки, виокремлено особливості таких вимірювань у медицині. На фізичному рівні показано, що найбільшою мірою цим критеріям відповідають чвертьхвильові РВП з КВА малих порівняно з довжиною хвилі розмірів. Вони відповідають цілій низці вимог, а саме:

- 1) варіювання об'ємів досліджуваної біологічної рідини;
- 2) відносна простота поточних вимірювань;
- 3) перспективи можливості побудови математичної моделі, що забезпечує точний розрахунок;
- 4) технологічності виконання сенсора;
- 5) можливості вимірювань у широкому діапазоні частот.

Далі розглядаються варіанти виконання КВА та методики розрахунку їх характеристик. Незважаючи на відносну простоту конструкції чвертьхвильових РВП можлива значна кількість їх варіантів, що вирізняються чутливістю, діапазоном вимірювань, способом розміщення зразка та ін. (рис.1, а-г).

Найбільш прості умови, як вимірювань, так і розробки моделі сенсора створюються у випадку плоскої апертури і безпосереднім розташуванням зразка (рис.1, а). В інших варіантах (рис.1, б) відбиття від площин або бічних границь (рис.1,в), випромінювання крізь зразок (рис.1 г), внесуть суттєву похибку і

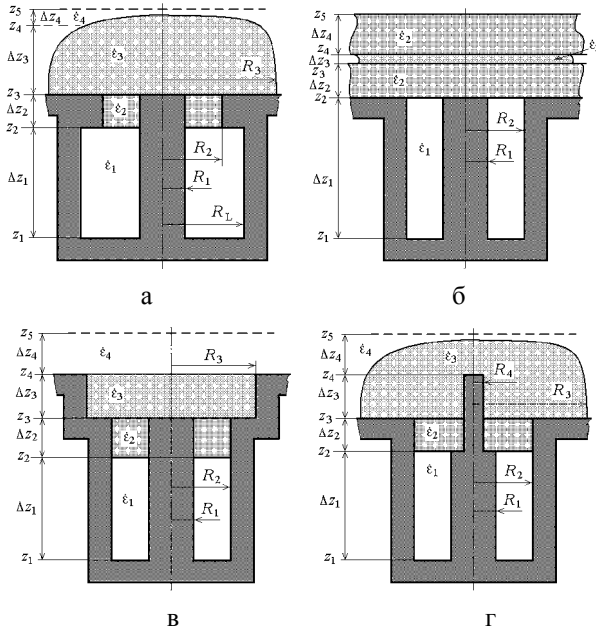


Рис. 1 Приклади геометричних схем РВП з КВА та розміщення біоматеріалу в робочу область:
 ϵ_2 – захисний діелектрик; ϵ_3 – зразок

результати відповідають ϵ' крові, який знаходиться в межах 25 – 50.

Показано, що для забезпечення необхідної точності розрахунку потрібно використовувати хвильову модель. На сьогодні моделі РВП з КВА розроблені значною мірою. Однак у зв'язку з громіздкістю аналітичних викладок і складністю чисельних процедур дослідники вдаються до значних, не завжди суворо обґрунтованих спрощень. Таким чином, незважаючи на принципову можливість створення точної моделі, результати мають обмежене практичне застосування. Тому в розділі проводиться детальний аналіз всієї процедури

вимагатимуть значно ускладнити модель. Ці фактори особливо визначаються під час дослідження зразків з невеликими значеннями ϵ' , - $\epsilon' = 3 \dots 15$. Тому основні розрахунки в роботі проводилися для цього діапазону ϵ' . Але отримані результати легко поширити на практичні пристрої, в яких підібрано ϵ' матеріалу захисних прокладок і заповнення КВА, а також величин її радіусів, виходячи з простих співвідношень пропорційності.

Зокрема, при прокладках з $\epsilon' = 3 \dots 4$

побудови аналітичної моделі, яка враховує хвильові процеси, починаючи з її початкових етапів.

У чвертьхвильових коаксіальних РВП на основному типі коливань є тільки азимутальна компонента магнітного поля (H_ϕ). Оскільки такі РВП складаються з геометрично правильних областей, то H_ϕ у кожній області можна виразити через поперечну складову функції Гріна $G_t^M(\bar{r}, \bar{r}')$:

$$\vec{H}(\mathbf{r}, z) = -i\omega \int_V G_t^M(\bar{r}, \bar{r}') \vec{j}^M(\bar{r}') dV. \quad (1)$$

У загальному випадку $G_t^M(\bar{r}, \bar{r}')$ є тензором, але відповідно до геометрії задачі є тільки одна складова поля H_ϕ , пов'язана з однією складовою джерела j_ϕ^M :

$$G_{t\phi\phi}^M(\bar{r}, \bar{r}') = \frac{1}{\lambda_{mn}^M (k_{mn}^M)^2} \frac{\partial}{h_r \partial r} \chi_{mn}(r) \frac{\partial}{h_r \partial r'} \chi_{mn}(r') g_{mn}(z, z'), \quad (2)$$

де λ_{mn}^M – норми власних функцій; k_{mn}^M – власні числа;

$$g_{mn}(z, z') = \frac{1}{\gamma_i \operatorname{sh} \gamma_i \Delta z_i} \begin{cases} \operatorname{ch} \gamma_i (z - z_i) \operatorname{ch} \gamma_i (z_{i+1} - z'), & z < z' \\ \operatorname{ch} \gamma_i (z' - z_i) \operatorname{ch} \gamma_i (z_{i+1} - z), & z > z' \end{cases}; \quad h_r - \text{коефіцієнт Ляме,}$$

для циліндричної системи $h_r = 1$.

Для основної моди РВП варіації поля за азимутом відсутні, тому $m \equiv 0$, та співмножники $\chi_{0,n}(r')$ представляються тільки суперпозиціями функцій Ханкеля нульового порядку, що задовольняють граничні умови на бічних стінках та існування джерела на радіусі r' . У часткових областях РВП поле в i -ту область проникає через верхні та нижні межі, а джерело на межі, визначається

$$\text{через радіальні складові електричного поля } E_r(\bar{r}') = \begin{cases} -E_r(r, z = z_{i+1}) \\ E_r(r, z = z_i) \end{cases}. \quad \text{Це}$$

стосується також області з реальними джерелами, оскільки при високій добротності РВП внесок резонуючого коливання істотно більший за вимушений.

Процедура «зшивання» полів на межах областей проводиться на підставі граничних умов: $H_\phi(r, z+0) = H_\phi(r, z-0)$. Далі, на підставі граничних умов

$E_r(r, z+0) = E_r(r, z-0)$ можна отримати взаємозв'язок між джерелами на всіх межах. Крайня область або виходить у вільний простір, або обмежена металом, але в обох випадках для неї $E_r(r, z_{\max}) = 0$, що дозволяє отримати характеристичне рівняння РВП або, якщо відоме поле в деякому перетині, отримати розподіл полів у будь-яких областях. Далі можна визначити параметри РВП – добротність Q та резонансну частоту f .

Детальний аналіз всієї аналітичної процедури дозволив відокремити основні елементи структури виразів для полів на межах. Наприклад, для відкритої шаруватої структури маємо:

$$E_r(r', z_{i+1}) = E_r(r', z_i) \cosh(\gamma_i \Delta z_i) \left\{ \cosh(\gamma_i \Delta z_i) + \frac{\dot{\epsilon}_{i+1} \gamma_i}{\dot{\epsilon}_i \gamma_{i+1}} \left[\cosh(\gamma_{i+1} \Delta z_{i+1}) - \frac{\cosh^2(\gamma_{i+1} \Delta z_{i+1})}{\cosh(\gamma_{i+2} \Delta z_{i+2}) + \frac{\dot{\epsilon}_{i+3} \gamma_{i+2}}{\dot{\epsilon}_{i+2} \gamma_{i+3}} [\dots]} \right] \right\}^{-1} \quad (3)$$

У зображеному «сходовому» виразі багато елементів повторюються. Ще більш громіздкі вирази виходять при нерегулярних межах. У першому наближенні, що справедливе для тонких коаксіалів і яке враховує подальше інтегрування, виходить аналогічна «сходінка», елементами якої є суми такого вигляду:

$$\dot{S}_m = \sum_{n=0}^{\infty} \frac{\frac{\partial}{\partial r}(\chi_i(r)) \frac{\partial}{\partial r'}(\chi_i(r'))}{\lambda_{i,n} (k_{i,n})^2 \gamma_{i,n}} \left\{ \cosh(\gamma_{i,n} \Delta z_i) \right. \\ \left. \cosh(\gamma_{i,n} \Delta z_i) \right\} \quad (4)$$

Спрощення наступних розрахунків можна досягти використанням наближення заданого поля (НЗП). У багатьох випадках, особливо у великих апертурах, наприклад, при робочих частотах РВП $\gg 10$ ГГц, це дуже грубе наближення. Але у випадку датчика для біологічної рідини, НЗП припустиме, оскільки розміри робочої області КВА $\ll \lambda$, тому в РВП існуватиме відрізок коаксіалу, у розрізі якого розподіл поля E_r з достатнім ступенем точності пропорційний r^{-1} . Таким чином, обчислення резонансної частоти та добротності РВП можна замінити обчисленням дійсної та комплексної складової ємності КВА, навантаженої зразком. У загальному вигляді вираз для ємності в будь-якому перерізі РВП має вигляд:

$$C = \frac{-i4\pi}{\omega} \left[\int_{R_1}^{R_2} \dot{E}_r(z_0, r') dr' \right]^{-2} \times \int_{R_1}^{R_2} \dot{E}_r(z_0, r') \dot{H}_\varphi(z_0, r') r' dr' \quad (5)$$

Таким чином, при завданні виду $\dot{E}_r(z_0, r')$ та визначенні $\dot{H}_\varphi(z_0, r')$ на підставі послідовності перетворень (1)-(4) і далі, пов'язуючи \dot{C} з f та Q РВП, можна обчислити залежність впливу комплексної діелектричної проникності зразка на вихідні параметри датчика. Найбільш громіздким етапом обчислювальної процедури є послідовний розрахунок джерел поля для (1). Вони включають розподіл електричного поля на межах і вираження зв'язку. У першому наближенні структура виразу для зв'язку віртуальних, умовних джерел на межах областей має вигляд:

$$S_i = \sum_n g_n^{(i)}(0) \mathcal{G}_n^{(i)}(r, r') \left\{ \sum_n g_n^{(i)}(\Delta z_i) \mathcal{G}_n^{(i)}(r, r') + \sum_n g_n^{(i+1)}(\Delta z_{i+1}) \mathcal{G}_n^{(i+1)}(r, r') - \left[\sum_n g_n^{(i+1)}(0) \mathcal{G}_n^{(i+1)}(r, r') \right]^2 \right\}^{-1}, \quad (6)$$

$$\left. \sum_n g_n^{(i+1)}(\Delta z_{i+1}) \mathcal{G}_n^{(i+1)}(r, r') + \sum_n g_n^{(i+2)}(\Delta z_{i+2}) \mathcal{G}_n^{(i+2)}(r, r') - \frac{\left[\sum_n g_n^{(i+2)}(0) \mathcal{G}_n^{(i+2)}(r, r') \right]^2}{\sum_n g_n^{(i+2)}(\Delta z_{i+2}) \mathcal{G}_n^{(i+2)}(r, r') + \dots} \right\}$$

де $\mathcal{G}_n^{(i)}(r, r')$ – радіальна компонента функції Гріна.

Проведений у цьому розділі аналіз покладено в основу структурування алгоритму обчислення параметрів РВП. Очевидно, що значну кількість повторюваних обчислень можна об'єднати, що істотно скоротить час розрахунків.

Третій розділ присвячений розробці методики та обчислювального алгоритму. Структурований алгоритм обчислення інтегральних параметрів чвертьхвильового РВП наведено на рис.2. Основне тіло алгоритму включає розрахунок полів на межах. Це є ідентичним для обчислень f і Q всього РВП, комплексного значення ємності КВА в ході використання НЗП та розподілу компонент ЕМП у будь-якій області. Крім зазначеної вище структуризації обчислень, у програмі розрахунків передбачено використання сплайн-апроксимації. Цей прийом також прискорює процедуру, оскільки виключає ітераційний процес, який потрібен для досягнення необхідної точності обчислень проміжних сум. Точність забезпечувалася детальним аналізом цих сум на етапі підготовки програми. У результаті проведеного аналізу структура отриманого алгоритму відповідає або структурі алгоритму обчислень

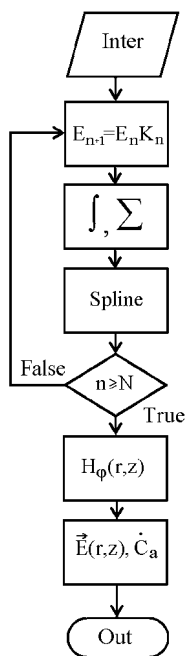


Рис. 2 Блок-схема алгоритму розв'язування задач

дворазового інтеграла чи суми під час обчислення розподілів компонент електромагнітного поля, або триразового інтеграла до обчислення еквівалентної ємності КВА.

У розділі подано детальний опис практичного алгоритму обчислення параметрів одного з варіантів виконання КВА на підставі блок-схеми (рис.2) з використанням НЗП та вибором площини НЗП на тонкій ділянці коаксіалу, що з'єднує КВА з індуктивною частиною РВП. Обчислені значення ємності в площині заданого поля перераховували в площину КВА. При перерахунку використовувалися відомі співвідношення для комплексних параметрів коаксіальної лінії, що працює в однодомовому режимі. Також в описі наведено додаткові прийоми, які дозволили скоротити час обчислень при збереженні точності розрахунків. Це, зокрема, стосується вибору меж інтегрування за радіусами та числом членів ряду під час підсумовування. Вони обрані з умов цілого числа періодів просторових гармонік, оскільки похибка інтегрування осциляційної функції з меншою амплітудою при цьому буде мінімальною. Додатково в цій процедурі є обчислення двовимірних графіків розподілу компонент ЕМП.

Обчислення похідних $H_{\varphi}(r, z)$ для

визначення $\vec{E}(r, z)$ в різних варіантах програми визначалось, як за допомогою аналітичних виразів, на підставі другого рівняння Максвелла, так і чисельно.

Четвертий розділ присвячений аналізу можливостей обчислювальної процедури, визначенню оптимальних параметрів обчислень, оцінюванню часових витрат. Крім того, застосовувалося фізичне тлумачення проміжних результатів для досягнення відповідності з відомими положеннями електродинаміки. Для цього стисло, але послідовно наведено отримані результати після кожного з основних етапів обчислювальної процедури.

В аналітичному вираженні містяться кратні суми. У розділі показано, що внутрішні суми ще не містять особливостей, характерних для функції Гріна. Тому можна суттєво обмежити число членів ряду, а для прискорення подальших обчислень їх з достатнім ступенем точності можна апроксимувати поліномами невисокого порядку. Повною мірою особливості функцій Гріна проявляються у множитку, що пов'язує розподіл джерел в (6) та в аналогічних умовах. Один із

таких елементів позначений як $\dot{S}_4(r, r')$, поведінку його компонент проілюстровано на рис.3, а,б.

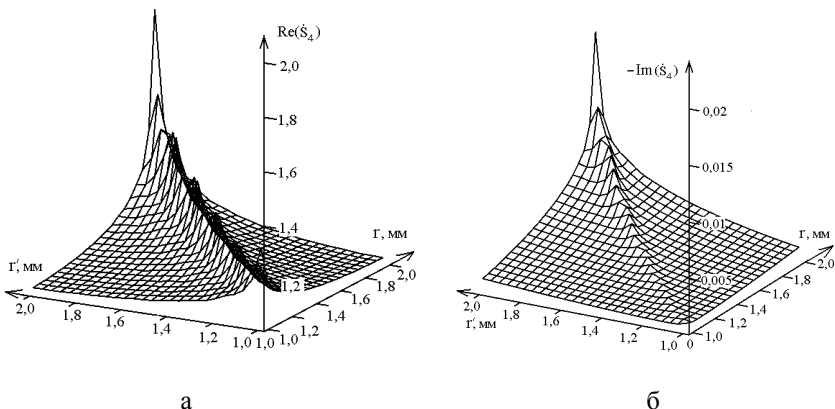


Рис.3 Дійсна (а) та уявна (б) складові $\dot{S}_4(r, r')$

Дещо гірша ситуація виникає при інтегруванні за хвильовими числами, однак ретельний аналіз показав, що результуючі суми мають порівняно гладкий вигляд, тому їх також можна подати сплайнами. Попередній аналіз на якісному рівні показав гарну відповідність отримуваних результатів вже відомим результатам моделювання РВП з КВА. Це підтверджується результатами розрахунку розподілу $H_\phi(r, z)$ робочої області (рис.4). Для розрахунків вибрано один з варіантів сенсора (рис.1, в, шар $\Delta z_3, \epsilon_3$). Рис.4 показує, що розміри робочої області, в якій зосереджена основна енергія ЕМП апертури, сумірні з її зовнішнім радіусом. Таким чином, при зменшенні R_2 об'єм зразка обмежуватиметься тільки медико-біологічними критеріями і критеріями клінічної практики.

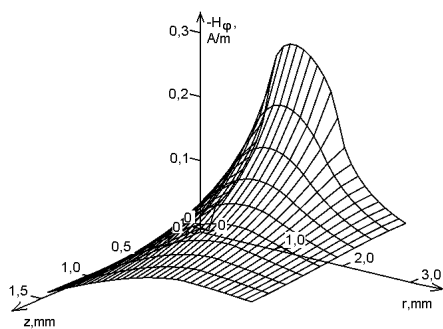


Рис. 4 Розподіл H_ϕ у відкритій кюветі

Далі на рис.5, а,б наведено розподіл радіальної і осьової компонент електричного поля $E_r(z, r)$ і $E_z(z, r)$ в цій області. Тут важливо зауважити ось що: енергія електричного поля розподілена приблизно порівну між осьовою та радіальною компонентами.

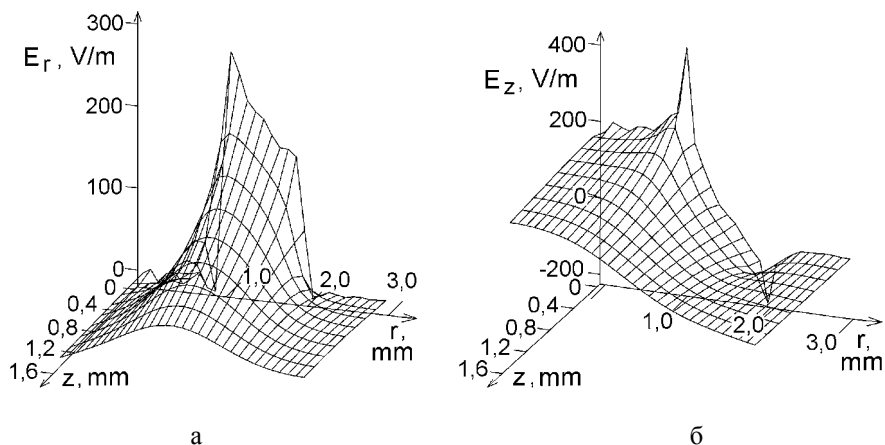


Рис. 5 Розподіл компонент електричного поля у кюветі

Цю обставину покладено в основу фізичної інтерпретації зміни розрахункового значення еквівалентної ємності при зміні положення НЗП.

У п'ятому розділі наведено результати аналізу РВП з КВА.

Спочатку проведено порівняння основних властивостей РВП з відкритою та закритою робочою областю, з різною величиною включення зразка в поле апертури. Це порівняння показало внесок процесів випромінювання в загальну похибку вимірювань, необхідність вибору таких конструктивів РВП та КВА, щоб мінімізувати випромінювану енергію. Але використання зовнішнього екрану є небажаним через те, що при поточних вимірюваннях можуть бути забруднення, при яких буде порушено електричний контакт.

Тому такі конструкції КВА вимагають додаткової оптимізації та аналізу. Відносно простий варіант оптимізації РВП зображений на рис.6. У цьому РВП до КВА додано ємнісне кільце (шар h), а розташування кювети з досліджуваною біологічною рідиною аналогічне зображеному на рис.1, а.

Подальший аналіз втрат вимірювальної інформації призвів до необхідності використовувати у якості вихідних вимірювальних параметрів відносин добротності та резонансної частоти до їх прирощень. Ці відношення можна вважати фундаментальними сигналами вимірювальної інформації (ФСВІ). Детальні розрахунки відкритих та закритих по радіусу систем, з повітряним прошарком (рис.6, шар z) та без нього показали, що при невеликих зрушеннях резонансної частоти та змінах добротності використання ФСВІ зменшить значну частину апаратних похибок, пов'язаних з нещільним притиском зразка та ін.

Найбільш важливо те, що використання ФСВІ зменшить похибки, обумовлені випромінюванням.

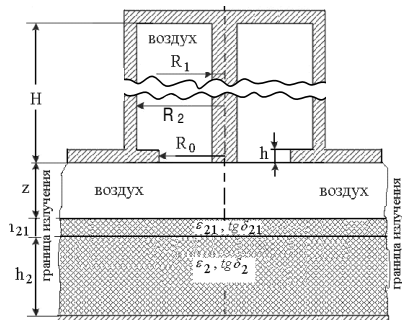


Рис. 6 Електродинамічна структура РВП з оптимізованою КВА

На рис. 7 наведено графіки одного з варіантів залежностей цих величин від електрофізичних параметрів зразка.

Більш докладно обґрунтування методики оптимізації параметрів РВП з урахуванням діапазону змін параметрів зразків ілюструють залежності, наведені на рис.8. Для закритих систем результати отримані з використанням ПЗ на основі методу кінцевих елементів (Final Element Method), для відкритих – методом заданого поля (Given Field Method). Процес отримання цих графіків показав, що в першому випадку відоме ПЗ вимагає значних витрат машинного часу та не дає потрібної наочності, оскільки представляє тільки кінцеві результати.

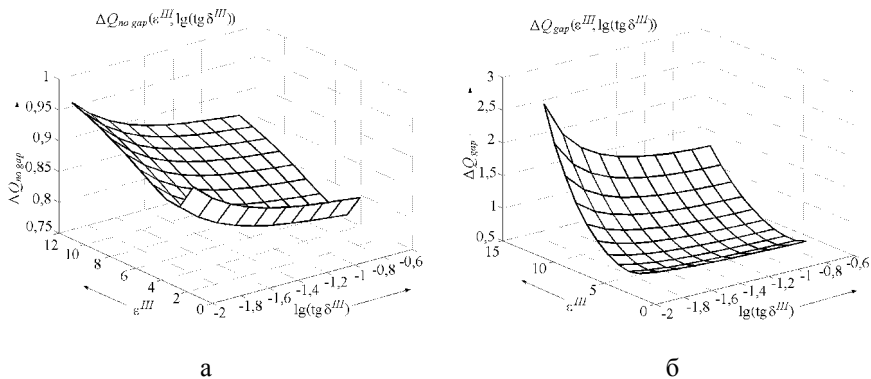


Рис. 7 До вибору фундаментального сигналу вимірювальної інформації (ФСВІ)

На зображених діаграмах, перш за все, звертає на себе увагу той факт, що параметр чутливості має різний знак для конструкцій без зазору (no gap) та з зазором (gap). Причому це спостерігається як у відкритих, так і закритих системах. Кількісну розбіжність результатів для цих моделей можна трактувати з позицій вкладу хвильового процесу. Як і слід було очікувати, ця розбіжність більша для конструкцій з зазором. Таким чином, повітряний зазор між

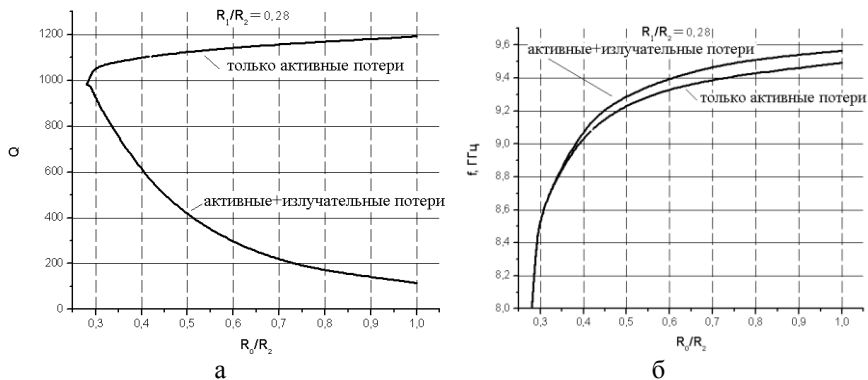


Рис. 9 Залежність а) добротності, б) частоти від розмірів апертури

1. Коаксіальна апертура резонансно налаштована на робочу частоту та створює з основною резонансною камерою систему зв'язаних резонаторів. Під час дослідження зразка змінюється резонансна частота та добротність КВА, що спричиняє зміни резонансної частоти та добротності всієї системи.

2. Коаксіальна апертура узгоджена з резонатором в області їх з'єднання та працює в режимі лінії передачі, навантаженої зразком. Під час сканування змінюється узгодження такої лінії з резонатором, що викликає зміну добротності та резонансної частоти системи.

3. Коаксіальна апертура спочатку узгоджена як з резонатором, так і із зразком. Неузгодженість з боку зразка при вимірюваннях змінює добротність та резонансну частоту системи.

Реалізувати будь-який з даних режимів у чистому вигляді досить проблематично. Найбільш часто коаксіальна апертура функціонує в декількох режимах одночасно. При розрахунках впливу висоти апертури використовувалася чисельна модель, з обмеженням по радіусу робочої зони.

На рис. 10 наведено залежності добротності та резонансної частоти РВП від висоти апертури h , при різних значеннях розмірів апертур.

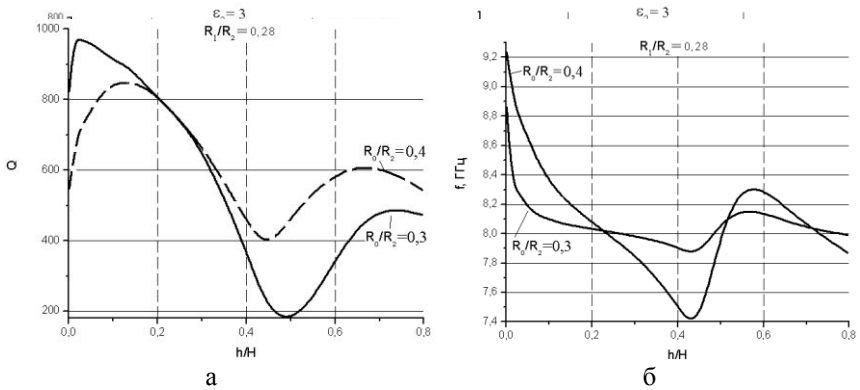


Рис. 10 Залежність а) добротності, б) резонансної частоти від параметрів апертур

На рис. 11 наведено залежності Q та $\Delta Q/Q$ РВП від величини зазору та параметрів зразка. Як видно з цих графіків, добротність більшою мірою визначається тангенсом кута відносних діелектричних втрат, що свідчить про значне проникнення електромагнітного поля в зразок.

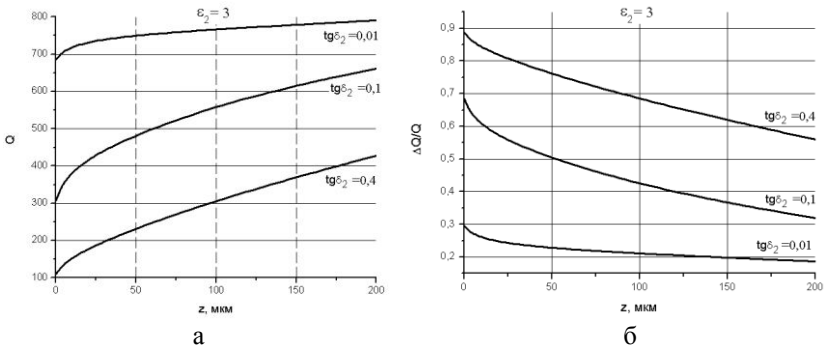


Рис. 11 Залежності а) Q та б) $\Delta Q/Q$ від величини зазору та параметрів зразка

На рис. 12 наведено залежності f та $\Delta f/f$ від величини зазору та параметрів зразка.

Ці графіки показують, що резонансна частота визначається, в основному, відносною діелектричною проникністю зразка. Причому вплив повітряного зазору практично однаковий на всьому діапазоні зміни діелектричної проникності зразка - ϵ_2 .

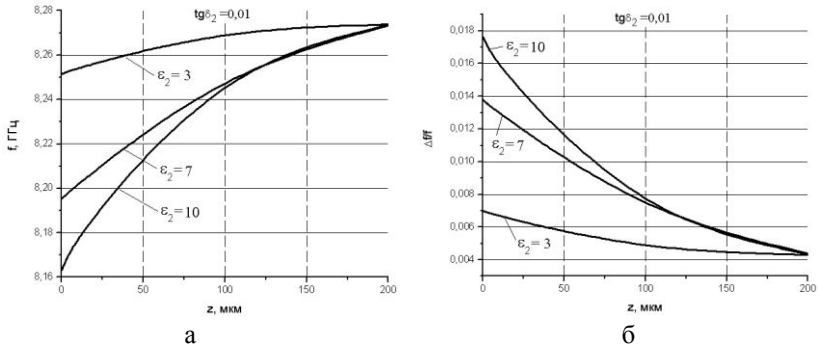


Рис. 12 Залежності а) f та б) $\Delta f / f$ від величини зазору та параметрів зразка

При порівнянні графіків на рис. 11 і 12 видно їх взаємну кореляцію. Це означає, що існує деяка функція, яка залежить від добротності й резонансної частоти, інваріантна відносно величини зазору - z . Емпірично було знайдено такий вираз: $N(Q, f) = \frac{\Delta Q / Q}{\Delta f / f}$.

$$N(Q, f) = \frac{\Delta Q / Q}{\Delta f / f}.$$

Залежність даної функції від величини зазору та параметрів зразка наведена на рис. 13.

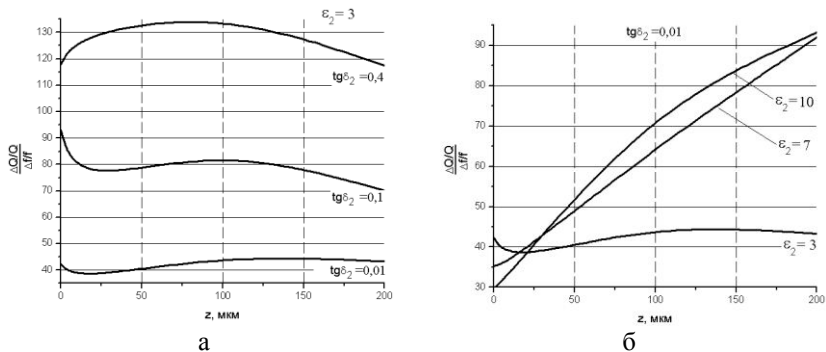


Рис. 13 Залежність функції $N(Q, f)$ від величини зазору та параметрів зразка

Для забезпечення можливості використання аналітичних методів, необхідним є уточнення методики точного розрахунку. Використані наближення призводять до того, що обчислення, згідно з (5), значень ємності КВА не враховує усі фізичні фактори. А саме, внесок осової компоненти електричного

поля, енергія якої приблизно дорівнює енергії, що міститься в радіальній компоненті (рис.5, а,б). Детальні розрахунки показали, що при всіх практично важливих розмірах апертур це співвідношення зберігається. Обернений вплив осевої компоненти на магнітне поле, розподіл якої в площині апертури не відповідає r^{-1} (рис.4), та далі на радіальну компоненту електричного поля E_r призводить до значних методичних похибок калібрування. Методика їх зменшення ґрунтується от на чому. Оскільки коаксіальна частина РВП для вищих гармонік поля є позамежною, то у міру поглиблення площини заданого поля всередину РВП, розподіл компонент наближатиметься до r^{-1} . При аналітичному описі полів у робочій області та переході в коаксіал, на підставі наближень (4), (6), вплив обох компонент буде враховано досить точно. Вищесказане ілюструють такі результати. Розрахунку підлягав розподіл H_ϕ у площині заданого поля і ємності КВА при різних варіантах використання наближення заданого поля. Вважалося, що $\epsilon'_2 = 1$, $\text{tg}\delta_2 = 0,0001$, $\Delta z_2 = \infty$, робоча частота $f_0 = 10$ ГГц, $R_2 = 2$ мм, $\epsilon'_1 = 1$, $\text{tg}\delta_1 = 0,001$.

Схема КВА та результати розрахунків розподілу магнітної компоненти в її

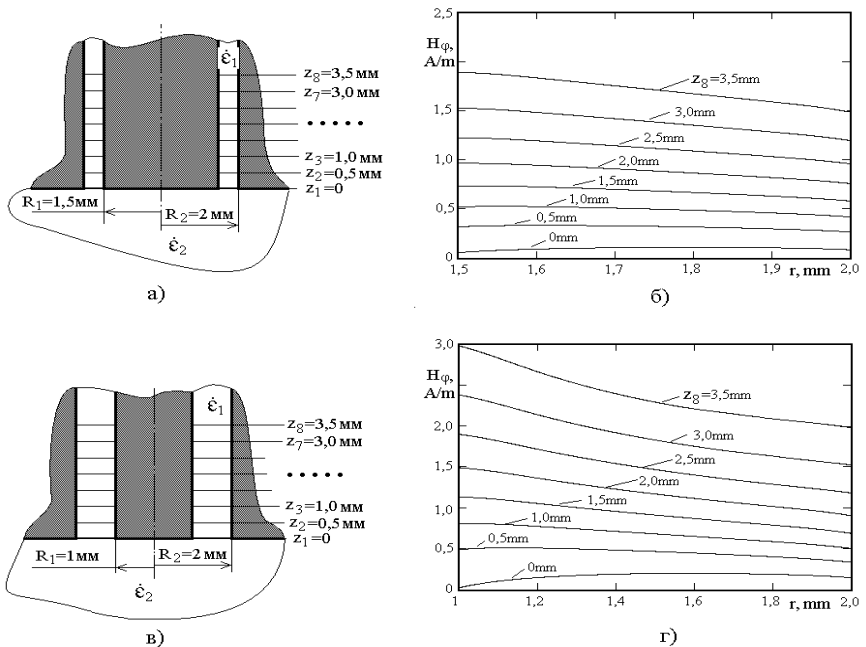


Рис. 14 Модель КВА з поглибленням площини заданого поля

площині та в прилеглому коаксіалі зображені на рис.14.

На підставі отриманих розподілів $H_\phi(z_n, r)$, згідно з (5), були проведені розрахунки ємності в перетинах z_n . Далі розраховані значення ємності в площинах заданого поля \dot{C}'_a були перераховані до площини апертури - \dot{C}'_a . При цьому перерахунку використовувалися відомі співвідношення для однофазового режиму довгих ліній.

Поведінка перерахованих значень реальної частини ємності КВА наведена

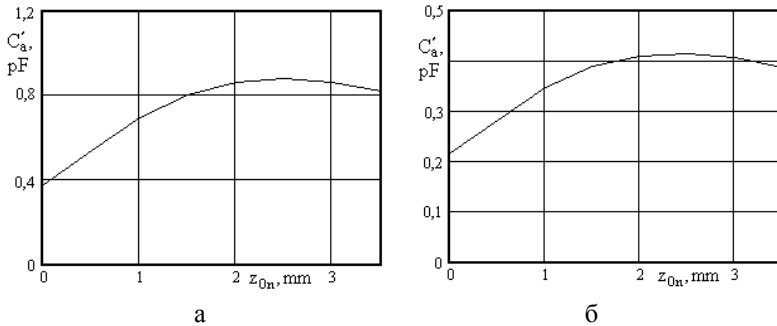


Рис. 15 Розрахункові значення ємності КІА при а) $R1=1,5$ мм,
б) $R1=1$ мм

на рис. 15, а,б.

Фізично ці результати узгоджуються з наведеними на рис.14, б,г – зростання площі, що знаходиться під кривою $H_\phi(z_n, r)$ при малих z_n ($z_n < 1,5$ мм), більш швидке. Це обумовлено тим, що частина енергії хвилі ТЕМ на цій ділянці трансформується в енергію осьової компоненти E_z за апертурою, і яка не враховується в традиційному способі застосування НЗП. Асимптотичний характер поведінки C'_a вказує на достатність обраного методу калібрування.

Щодо величини зменшення методичної похибки калібрування можна сказати наступне. Як відомо, ємність системи є відношенням енергії електричного поля в системі до половини квадрата напруги на ній. Оскільки при найбільш часто використовуваних на практиці співвідношеннях радіусів КВА енергія осьової компоненти порівнянна з енергією радіальної, то дворазова зміна розрахункового значення C'_a відповідає фізичним уявленням.

В останньому підрозділі розглядаються питання апаратурної реалізації методу. Показано, що сучасна елементна база та відомі схемотехнічні рішення дозволяють створювати вимірювальні прилади на базі чвертьхвильових РВП з КВА, які працюють у оптимальному частотному діапазоні та враховують

особливості потокових клінічних досліджень біологічних рідин пацієнтів з кардіальними патологіями.

У додатки винесено приклад робочої програми розрахунку параметрів перетворювачів та питання практичної реалізації вимірювальних приладів на основі РВП з КВА.

ВИСНОВКИ

Перевагами методу НВЧ-діагностики є оперативність, незруйновність зразків під час проведення вимірювань, що особливо важливо в клінічній практиці. Вибір як НВЧ- сенсорів чвертьхвильових РВП враховує ці критерії, забезпечить мінімальний обсяг досліджуваної біологічної рідини і перспективну можливість дослідження зразків у широкому частотному діапазоні. Крім того, коаксіальні РВП допускають можливість теоретичного калібрування на основі аналітичної моделі.

Проведене у роботі поглиблене дослідження аналітичної моделі РВП дозволило отримати низку важливих результатів. Серед них можна виокремити такі:

1. Показано необхідність урахування впливу осьової компоненти електричного поля при розрахунку еквівалентної ємності КВА. Розподіл $E_r(r, z)$ та $E_z(r, z)$ над апертурою показує, що енергія в обох компонентах поля при оптимальних радіусах КВА приблизно однакова, тому виключення з розгляду $E_z(r, z)$ призводить до значної похибки теоретичного калібрування еквівалентної ємності КВА. Вибрано найбільш ефективний шлях виключення цієї похибки, а саме, розміщення площини заданого поля в глибині коаксіалу, що зв'язує КВА з індуктивною частиною РВП.

2. У результаті детальних досліджень впливу радіуса та довжини КВА, способів розміщення зразків у робочу область дано оцінку величині неконтрольованих випромінювальних втрат, які найбільш сильно проявляються при відкритих способах поміщення зразків; визначено вплив режиму роботи КВА (від узгодженого до резонансного) на передавальну функцію РВП, що необхідно для оптимізації конструкцій при різних діапазонах змін параметрів зразків; виділено оптимальні співвідношення первинних вимірювальних сигналів, у яких зберігається корисна інформація про електрофізичні параметри зразка, але значною мірою компенсуються апаратурні похибки, викликані неточністю її розміщення в робочу область сенсора, що особливо важливо при потокових вимірюваннях; розв'язано задачу визначення оптимального співвідношення радіусів основної камери РВП та радіусів і довжини елементів КВА, що необхідно для зменшення впливу власної добротності РВП та її змін у процесі експлуатації на загальну похибку вимірювань.

3. Створено методику розробки практичних інженерних програм та ефективний алгоритм, в якому виключені повторні розрахунки і який дозволяє провести повний розрахунок розподілів компонент електромагнітного поля в будь-якій області РВП та КВА, що відкриває перспективу створення найбільш ефективних методик аналізу та проектування датчиків, оптимізованих для будь-яких видів дослідження біологічних матеріалів, а також в інших областях застосування НВЧ-діагностики.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Бородкина А.Н. Сравнение результатов численного моделирования систем помещения образцов в СВЧ резонаторных датчиках с коаксиальной измерительной апертурой / А.Н. Бородкина, Н.И. Слипченко. // Радиотехника. – 2013, вып. 175. – С.89–96. [99]

2. Бородкина А.Н. Оптимизация конструкции СВЧ резонаторных датчиков в приборах диагностики гипертонических состояний / Н.И. Слипченко, Ю.Е. Гордиенко, А.Н. Бородкина. // Радиоэлектроника и информатика. – 2013. – № 4. С.17–21. [100]

3. Бородкина А.Н. Оптимизация измерительных апертур резонаторных датчиков для ближнеполевой СВЧ диагностики биообъектов / Н.И. Слипченко, Ю.Е. Гордиенко, А.Н. Бородкина. // Радиоэлектроника и информатика. – 2014. – №1. С.3–6. [101]

4. Бородкина А.Н. Совершенствование аналитической модели четвертьволнового резонаторного сенсора для диагностики сердечно-сосудистых патологий / Н.И. Слипченко, А.Ю.Панченко, А.Н. Бородкина. // Радиотехника. – 2014, вып.177. – С.185-191. [59]

5. Бородкина А.Н. Повышение точности теоретической калибровки и информативности четвертьволновых резонаторных датчиков для СВЧ диагностики / А.Ю.Панченко, Н.И. Слипченко, А.Н. Бородкина. // Радиоэлектроника и информатика. – 2014. – №2. – С. 3–8. [60]

6. Borodkina A.N. On the development of a practical technique of theoretical calibration of resonant sensors for near-field microwave diagnostics / A.Yu. Panchenko, N.I. Slipchenko, A.N. Borodkina // Telecommunication and Radio Engineering. – 2014. – №73(15). –P.1397–1407. [61]

7. Borodkina A.N. Numerical Simulation of Electromagnetic Systems of Specimen Positioning in Microwave Resonance Sensors with Coaxial Measuring Aperture / A.N. Borodkina and N.I. Slipchenko // Telecommunication and Radio Engineering. – 2014. – V.73, № 20. –P.1863–1872. [102]

8. Бородкина А.Н. СВЧ исследование биологических жидкостей для диагностики и лечения гипертонических состояний / А. Н. Бородкина, Н. И. Слипченко. // Радиоэлектроника и информатика. – 2014. – № 4. С.3-8. [43]

9. Borodkina A.N. Improvement of the Analytical Model of a Quarter-Wave Resonator Sensor for Cardiovascular Scanning / N.I. Slipchenko, A.Yu. Panchenko, A.N. Borodkina // Telecommunication and Radio Engineering. – 2015. – V.74, №4. –P.345-354. [62]

10. Бородкина А.Н. Перспективы применения микроволновой сканирующей микроскопии биологических жидкостей для диагностики заболеваний / А. Н. Бородкина, Н. И. Слипченко, С. И. Мельник // Материалы Международной Крымской конференции "СВЧ–техника и телекоммуникационные технологии", (КрыМиКо‘2010), Севастополь, 14–21 сентября 2010 г. Т.2. –С.1151–1152. [42]

11. Бородкина А.Н. Перспективы использования СВЧ макромолекулярной диагностики при гипертонических состояниях / Бородкина, Н.И. Слипченко, А.Ю. Панченко. // Сб. научн. трудов VI Междунар. научн. конф. «Функциональная база наноэлектроники» Харьков-Крым, 2013, 30 сентября–4 октября – С. 70–73. [63]

12. Бородкина А.Н. Аналитическая модель четвертьволнового резонаторного сенсора для контроля патологий сердечно-сосудистой системы. / А.Н. Бородкина, Н.И. Слипченко, А.Ю. Панченко // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: мат. XI междунар. Научн.конф., 1–3 июня 2014 г. – Владимир-Суздаль, 2014. – С. 193–197. [43]

13. Бородкіна Г.М. Моделювання НВЧ сенсора біооб'єктів для діагностики кардіологічних патологій / Г.М. Бородкіна. // Інформаційні та моделюючі технології 2014: збірник тез всеукраїнської науково-практичної конференції (Черкаси, 29-31 травня 2014 р.). 2014. –С.102. [92]

14. Бородкина А.Н. Снижение объемов сбора биологического материала при СВЧ диагностике сердечно-сосудистых патологий / Н.И. Слипченко, А.Н. Бородкина // «Радіотехнічні поля, сигнали, апарати та системи»: мат. міжнар. наук.-техн. конф., 10-16 березня 2014р. – Київ. – 2014. – С. 192–194. [65]

15. Бородкина А.Н. Ближнеполевые СВЧ сенсоры для диагностики клинических проб при сердечных заболеваниях / «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке»: материалы 18-го Междунар. молод. форума, 14-16 апреля 2014г. – Харьков. 2014. – Т.1. С.178–179. [93]

16. Бородкина А.Н. Особенности аналитической модели четвертьволнового резонаторного СВЧ сенсора для контроля сердечно-сосудистых патологий / Н.И.Слипченко, А.Ю.Панченко, А.Н. Бородкина // Материалы Международной Крымской конференции "СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии", (КрыМиКо‘2014), Севастополь, 8-13 сентября 2014 г. Т.2. –С.1051–1052. [66]

АНОТАЦІЯ

Бородкіна Г.М. Електродинамічні властивості і характеристики НВЧ ближньопольового резонаторного датчика контролю малооб'ємних проб біологічних рідин. – На правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата фізико-математичних наук за спеціальністю 01.04.01 – фізика приладів, елементів і систем. – Харківський національний університет радіоелектроніки Міністерства освіти і науки України, Харків, 2015.

Аналіз сучасної літератури в галузі медицини та біотехнологій показав, що існує прямий зв'язок між станом живого організму і електрофізичними параметрами його біологічних рідин. Це, зокрема, відноситься до стану серцево-судинної системи людини і комплексної діелектричної проникності клінічних проб крові в діапазоні частот релаксації вільної води і води, пов'язаної макромолекулами мембранного комплексу еритроцитів.

В роботі показано, що найбільш зручним датчиком для поточних клінічних вимірювань є чвертьхвильовий відкритий резонатор. Він має необхідну точність, працює у відповідному діапазоні частот і припускає її плавну зміну, допускає зовнішнє розташування зразка, обсяг якого обмежується біологічними критеріями, що необхідно для зменшення стресового навантаження пацієнтів. Крім того, під час виконання робочої області у вигляді коаксіальної вимірювальної апертури, можливо точне моделювання всіх його параметрів і теоретичне калібрування.

На сьогодні існують як чисельні, так і аналітичні моделі чвертьхвильового резонаторного вимірювального перетворювача (РВП) з коаксіальною вимірювальною апертурою (КВА). Але обсяг обчислень чисельної моделі та громіздкість аналітичного опису не дозволяли отримати кінцевий результат з необхідною точністю. Детальний аналіз структури математичних виразів дозволив виключити повторювані обчислення, спростити їх, і в результаті створити ефективний алгоритм, що дозволяє отримати вихідні параметри РВП і розподіл компонент електромагнітного поля в будь-якій його області. Аналіз результатів дозволив обґрунтовано провести подальші спрощення обчислювальних процедур, уточнити значення еквівалентної ємності КВА, навантаженої зразком, зсуву резонансної частоти та зміни добротності РВП. Був виділений ряд фізичних особливостей, серед них: внесок осьової компоненти електричного поля КВА, вплив випромінювальних втрат при відкритому розташуванні зразка, також виділені взаємовиключні чинники, обумовлені конструктивними похибками. Розроблені методики визначення співвідношень вихідних сигналів, які найменш чутливі до інструментальних похибок при поточних вимірах. Розроблено методику розрахунку еквівалентної ємності КВА з використанням параметрів коаксіального переходу до індуктивної частини РВП.

Розроблені методики дозволять проводити теоретичне калібрування РВП з КВА з наперед заданою точністю, а отримані алгоритми можуть бути використані для вибору та калібрування чвертьхвильових НВЧ резонаторних датчиків, що використовуються як в медицині, так і в інших областях науки і техніки.

Ключові слова: комплексна діелектрична проникність, біологічна рідина, чвертьхвильовий відкритий резонатор, чвертьхвильовий резонаторний вимірювальний перетворювач з коаксіальною вимірювальною апертурою.

АННОТАЦІЯ

Бородкина А.Н. Электродинамические свойства и характеристики СВЧ ближнеполевого резонаторного датчика контроля малообъемных проб биологических жидкостей. – Рукопись.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата физико-математических наук по специальности 01.04.01 – физика приборов, элементов и систем. – Харьковский национальный университет радиоэлектроники Министерства образования и науки Украины, Харьков, 2015.

Анализ современной литературы в области медицины и биотехнологий показал, что существует прямая связь между состоянием живого организма и электрофизическими параметрами его биологических жидкостей. Это, в частности, относится к состоянию сердечно-сосудистой системы человека и комплексной диэлектрической проницаемости клинических проб крови в диапазоне частот релаксации свободной воды и воды, связанной макромолекулами мембранного комплекса эритроцитов.

В работе показано, что наиболее удобным датчиком для поточных клинических измерений является четвертьволновой открытый резонатор. Он обладает необходимой точностью, работает в соответствующем диапазоне частот и допускает плавную перестройку, имеет возможность внешнего расположения образца, объем которого ограничивается биофизическими критериями. Кроме того, при выполнении рабочей области в виде коаксиальной измерительной апертуры, возможно строгое моделирование всех его параметров и теоретическая калибровка.

В настоящее время существуют как численные, так и аналитические модели четвертьволнового резонаторного измерительного преобразователя (РИП) с коаксиальной измерительной апертурой (КИА), но объем вычислений численной модели и громоздкость аналитического описания не позволяли получить конечный результат с необходимой точностью. Детальный анализ структуры математических выражений позволил исключить повторяющиеся вычисления, упростить их, и в результате создать эффективный алгоритм, позволяющий получить распределения компонент электромагнитного поля в любой области коаксиального резонатора. Анализ результатов позволил обосновано провести дальнейшие упрощения вычислительных процедур, получить выходные параметры РИП и, в частности, уточненные значения эквивалентной емкости КИА, нагруженной образцом, сдвига резонансной частоты и изменения добротности РИП. Был выделен ряд физических особенностей, среди них: вклад осевой компоненты электрического поля КИА,

влияние излучательных потерь при открытом расположении образца, также выделены взаимоисключающие факторы, определяемые конструктивными погрешностями. Разработаны методики определения соотношений выходных сигналов, которые наименее чувствительны к инструментальным погрешностям при поточных измерениях. Разработана методика расчета эквивалентной емкости КИА с использованием параметров коаксиального перехода к индуктивной части РИП.

Разработанные методики позволяют проводить теоретическую калибровку РИП с КИА с наперед заданной точностью, а полученные алгоритмы могут быть использованы для выбора и калибровки четвертьволновых СВЧ резонаторных датчиков, используемых как в медицине, так и в других областях науки и техники.

ABSTRACT

Borodkina A.N. Electrodinamic features and characteristics of microwaves of near-field resonator inspection sensor of low-capacity samples of biologic fluids. – Manuscript.

PhD thesis for a candidate degree by speciality 01.04.01 – physics of devices, components and systems. – Kharkiv National University of Radio Electronics of Ministry of Education and Science of Ukraine, Kharkov, 2015.

Analysis of modern literature in medical and biotechnological fields has shown the existence of direct link between the body state and electro physical parameters of its biologic fluids. This, in particular, relates to the state of cardiovascular system and complex permittivity of clinical blood samples within the range of relaxation frequency of free water and the water, connected by micro molecules of red cell membrane complex.

It has been shown in this work, that the most convenient sensor for continuous clinical measuring is a quarter-wave open resonator. It has got essential accuracy, it works in appropriate frequency range and allows flowing reconstruction, it has the capacity of outer sample location, which volume is limited by biophysical criterions. Additionally, during the implementation of work area by way of coaxial measurement aperture, strict modelling of all its parameters and theoretical calibration are pcalibrossible.

Nowadays there are numerical as well as analytical models of quarter-wave resonator measuring converter (RMC) with coaxial measurement aperture (CMA). But the calculation volume of numerical model and the inconvenience of analytical description did not allow to obtain the final result with necessary accuracy. Detailed analysis of mathematical expression structure allowed to exclude repeated calculations, to simplify them and as a result to create efficient algorithm, which allows to get allocations of components of electromagnetic field in any area of coaxial resonator. Analysis of the results allowed to conduct further simplifications of

calculating procedures, to get exit parameters of RMC, and, in particular, exact value of equivalence capacity of CMA, which is influenced by the sample of resonator frequency shift and the change of Q-value of RMC. There has been distinguished a number of physical features, such as: contribution of axial component of electric field of CMA, the influence of radiation loss in an open location of a sample, there have also been distinguished mutually exclusive factors which are defined by constructive errors. There have been elaborated the methods of defining correlation of output signals, which are least sensitive to instrumental errors during the ongoing measurement. There has been elaborated a method of calculating equivalent capacity of CMA with the use of coaxial transition to inductive part of RMC.

Developed methods allow to conduct theoretical calibration of RMC with CMA with an accuracy, that has been given in advance, and received algorithms can be used for selection and calibration of quarter-wave microwave resonator sensor, that are used in medicine as well as in other fields of science and engineering.

Підписано до друку 11.06.2015. Формат 60x84/16.
Папір офсетний. Ризографія.
Ум. друк. арк.. 1,75. Наклад 100 прим. Зам. 15-3304.

Надруковано в редакційно-видавничому відділі ХНМУ,
Пр.. Леніна, 4, м. Харків, 61022
izdat@knu.kharkov.ua

Свідоцтво про внесення суб'єкта видавничої справи
до Державного реєстру видавництв, виготівників
і розповсюджувачів видавничої продукції серії ДК № 3242 від 18.07.2008 р.