

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

факультет Електронної та біомедичної інженерії
(повна назва)

Кафедра Мікроелектроніки електронних приладів та пристроїв
(повна назва)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА
Пояснювальна записка

Рівень вищої освіти другий (магістерський)
(рівень вищої освіти)

«Локальні НВЧ поля в біомедичній діагностиці»
(тема)

Виконав: студент 2 курсу II рівня вищої освіти
групи ЕЕПм-20-1
спеціальності 171 – «Електроніка»
(код і повна назва спеціальності)

Долженко Д.В.
(прізвище, ініціали)

Тип програми освітньо-професійна
Освітня програма «Електронні прилади та пристрої»
(повна назва освітньої програми)

Керівник проф. каф. МЕПП Гордієнко Ю.О.
(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри _____
(підпис)

Бондаренко І.М.
(прізвище, ініціали)

2021 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

факультет _____ Електронної та біомедичної інженерії
Кафедра _____ Мікроелектроніки електронних приладів та пристроїв
Рівень вищої освіти _____ другий (магістерський)
спеціальність _____ 171 «Електроніка»
(шифр и назва)
Тип програми _____ освітньо-професійна
Освітня програма _____ «Електронні прилади та пристрої»
(назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри _____

(підпис)

« _____ » _____ 20 ____ р.

ЗАВДАННЯ

НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

студентові _____ Долженко Дмитру Володимировичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: Локальні НВЧ поля в біомедичній діагностиці

ЗАТВЕРДЖЕНА наказом по університету від " 08 " листопада 2021 р. № 1668 Ст

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії _____

3. Вихідні дані до роботи: Провести теоретичні та експериментальні дослідження щодо принципів роботи НВЧ пристроїв.

4. Перелік запитань, що потрібно опрацювати в роботі Вступ. 1. Актуальність використання НВЧ пристроїв. 2. Принципи дії, конструкції та технічні характеристики НВЧ-мікроскопів з зондами різних типів. 3. Функціональні і конструктивні рішення вдосконалення НВЧ-діагностики

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначеним креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій, слайдів)
Демонстраційний матеріал – 14 шт

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№	Назва етапів роботи	термін Виконання етапів роботи	Примітка
1	Інформаційно-тематичний пошук та огляд літературних джерел про НВЧ приладдя	08.11.21 – 13.11.21	Виконано
2	Інформаційно-тематичний пошук та огляд літературних джерел про НВЧ пристрої у гіпертермії	14.11.21 – 19.11.21	Виконано
3	Інформаційно-тематичний пошук та огляд літературних джерел щодо принципів роботи НВЧ мікроскопів	20.11.21 – 25.11.21	Виконано
4	Оформлення пояснювальної записки	29.11.21 – 05.12.21	Виконано
5	Оформлення графічних та демонстраційних матеріалів	01.12.21 – 06.12.21	Виконано
6	Проходження нормоконтролю та отримання рецензії	07.12.21 – 10.12.21	Виконано
7	Підготовка та захист кваліфікаційної роботи	10.12.21 – 16.12.21	Виконано

Дата видачі завдання _____ 08.11.1021 р

студент _____
(підпис)

Керівник роботи _____
(підпис)

проф. каф. МЕПП Гордієнко Ю.О.
(посада, прізвище, ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи: 59 сторінок, 37 рисунки, 22 джерела, 2 додатки

СКАНУЮЧИЙ МІКРОХВИЛЬОВИЙ МІКРОСКОП, АПЕРТУРА, ЗОНД, РЕЗОНАТОР, ДІЕЛЕКТРИЧНА ПРОНИКНІСТЬ, РАДІУС ВІСТРЯ, РОЗПОДІЛ НВЧ ПОЛЯ, ДІАГНОСТИКА, ЛОКАЛЬНА ДІАГНОСТИКА, ЕВАНЕСЦЕНТНІСТЬ

Об'єкт дослідження – фізичні явища взаємодії ближнього НВЧ поля з вологовмістними матеріалами з метою визначення їх електрофізичних параметрів.

Мета роботи – розробка теоретичних підходів та засобів для мікрохвильової діагностики біоб'єктів.

Метод дослідження – метод кінцевих елементів для проведення чисельного моделювання процесів взаємодії вістря резонаторних зондів з об'єктами дослідження.

Розглянуто основні методи НВЧ діагностики на базі різних сенсорів. Проведено аналіз основних аспектів розробки сенсорів для локальної діагностики біоб'єктів. Розроблена чисельна модель системи зонд–об'єкт, для дослідження електродинамічних процесів в області їх взаємодії. Встановлено, що розподіл поля в досліджуваних моделях зондів значно залежить від геометрії апертурного вузла, значення електрофізичних параметрів об'єктів, а також ступеня наближення до його поверхні вістря зонда. Розроблена модель резонаторного зонду зі змінною чутливістю, що дозволяє ефективно проводити діагностику біоб'єктів.

Отриманні результати свідчать про актуальність розвитку даного напрямку та вказують на перспективність досліджень у даній сфері.

ABSTRACT

Explanatory note to the qualifying work: 59 pages, 37 figures, 22 sources, 2 appendices

SCANNING MICROWAVE MICROSCOPE, APPERTURE, PROBE, RESONATOR, DIELECTRIC PERMEABILITY, RADIUS OF THE TIP, DISTRIBUTION OF MICROWAVE FIELD, EVANESCENCE

The object of research – is the physical phenomena of interaction of the near microwave field with moisture-containing materials in order to determine their electrophysical parameters.

The purpose of the work – is to develop theoretical approaches and tools for microwave diagnostics of biological objects.

The research method – is a finite element method for numerical modeling of the processes of interaction of the resonator probe tip with the research objects.

The main methods of microwave diagnostics based on various sensors are considered. The analysis of the main aspects of sensor development for local diagnostics of biological objects is carried out. A numerical model of the probe-object system has been developed to study electrodynamic processes in the field of their interaction. It was found that the distribution of the field in the studied models of probes significantly depends on the geometry of the aperture node, the value of electrophysical parameters of objects, as well as the degree of approach to its surface of the probe tip. A model of a resonator probe with variable sensitivity has been developed, which allows to effectively diagnose biological objects.

The results obtained indicate the relevance of the development of this area and indicate the prospects for research in this area.

ЗМІСТ

ВСТУП	8
1 АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ РОЗВИТКУ МЕТОДІВ НВЧ ДІАГНОСТИКИ БІООБ'ЄКТІВ	9
1.1 НВЧ-випромінювання	9
1.2 Використання НВЧ- радіометрії в медицині	12
1.3 Апарати для НВЧ гіпертермії	14
2 БЛИЖНЬОХВИЛЬОВА НВЧ-МІКРОСОКПІЯ.....	24
2.1 Різновиди ближньохвильових НВЧ-мікроскопів	24
2.1.1 Ближньохвильові НВЧ-мікроскопи з зондами у вигляді хвилеводів з отворами	26
2.1.2 Ближньохвильові НВЧ-мікроскопи з коаксіальними зондами	28
2.1.3 Ближньохвильові НВЧ-мікроскопи з зондами у вигляді магнітної петлі зв'язку	31
2.1.4 Ближньохвильові НВЧ-мікроскопи з зондами у вигляді магнітної петлі зв'язку	33
2.1.5 Ближньохвильові НВЧ-мікроскопи з зондовими системами типу «петля зв'язку – дрововий зонд»	34
2.2 Застосування ближньохвильової НВЧ-мікроскопії в медицині.....	38
2.3 Акутальний конструкція резонатору	46
3 ЧИСЕЛЬНЕ МОДЕЛЮВАННЯ РОЗПОДІЛУ ПОЛЯ КОАКСІАЛЬНОГО ЗОНДУ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ БІООБ'ЄКТІВ	48
3.1 Класичний чвертьхвильовий РЗКА	48
3.1.1 Розподіл поля в залежності від електродинамічних параметрів об'єкта	49
3.1.2 Розподіл поля в залежності від розміру та форми вістря РЗ	50
3.2 Коаксіальний зонд з рухомим вістрям	52
ВИСНОВКИ.....	55
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ	56
ДОДАТОК А.....	58
ДОДАТОК Б	59

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЧЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

АРВП – апертурний резонаторний вимірювальний перетворювач;

АЧХ – амплітудночастотна характеристика;

БМД – ближньопольова мікрохвильова діагностика;

ЛМД – локальна мікрохвильова діагностика;

НВЧ – надвисока частота;

РВП – резонаторний вимірювальний перетворювач;

РЗ – резонаторний зонд;

РЗКА – резонаторний зонд з коаксіальною апертурою;

СММ – скануюча мікрохвильва мікроскопія.

ВСТУП

Радіохвильові методи дослідження й контролю параметрів діелектриків визначили створення електромагнітної дефектоскопії виробів з непровідних матеріалів, надвисокочастотної (НВЧ) вологометрії й безелектродного дослідження напівпровідників. З розвитком цих напрямків сформувалися уявлення про НВЧ діагностику матеріалів і середовищ, як області багатопараметрового вивчення й контролю таких об'єктів.

З розвитком НВЧ діагностики з'явилася необхідність концентрації зусиль на розробці методів і засобів контролю малорозмірних об'єктів. Це визначило використання так званої ближньопольової взаємодії чутливого елемента з об'єктом, що призвело до побудови первинних вимірювальних перетворювачів на основі резонаторів

Потреба неруйнівного контролю об'єктів довільної форми обумовила, крім того, перевагу так званої апертурної взаємодії поля вимірювальних резонаторів з об'єктом. Саме ці принципи були покладені в основу більшості розробок з НВЧ сенсоріки в останні роки.

Основними задачами таких розробок є: створення вискоефективних за метрологічними показниками мікрохвильових датчиків для безелектродного виміру й контролю основних електрофізичних параметрів напівпровідникових матеріалів і функціональних шарів твердотільної електроніки й мікроелектроніки; визначення вологовмісту в дисперсних і пористих середовищах, біооб'єктах і т.п.; різномасштабного, від міліметрового до 9 субмікронного, сканування неоднорідності розподілу контрольованих параметрів по поверхні й об'єму об'єктів.

Ще однією важливою задачею являється застосування НВЧ випромінювання в медицині та біології. Зазвичай основними сферами практичного застосування НВЧ радіометрії в теперішній час являє собою діагностику злоякісних пухлин різноманітних органів.

1 АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ РОЗВИТКУ МЕТОДІВ НВЧ ДІАГНОСТИКИ БІООБ'ЄКТІВ

1.1 НВЧ-випромінювання

Мікрохвильове випромінювання – це електромагнітне випромінювання, що охоплює діапазони хвиль довжиною від 1 м до 1 мм і частотою від 300 МГц до 300 ГГц. Мікрохвилі які відносяться до надвисоких частот (НВЧ), мають довжину хвилі від 20 мм до 50 мм.

Оскільки за довжиною хвилі випромінювання НВЧ-діапазону є проміжним між світловим випромінюванням і звичайними радіохвилями, воно має деякі властивості і світла, і радіохвиль. Наприклад воно, як і світло, поширюється по прямій і перекривається майже всіма твердими об'єктами, може фокусуватися, поширюватися у вигляді променя та відбиватися. Багато радіолокаційних антен та інших НВЧ-пристроїв аналогічні оптичним елементам типу дзеркал і лінз.

Водночас до НВЧ-випромінювання може бути застосована класична теорія радіохвиль, і його можна використовувати як засіб зв'язку. Крім різних радіосистем військового призначення, у всіх країнах світу є численні комерційні лінії НВЧ-зв'язку. Оскільки такі радіохвилі не йдуть за кривизною земної поверхні, а поширюються по прямій, ці лінії зв'язку переважно складаються з ретрансляційних станцій, встановлених на вершинах пагорбів або на радіобаштах, з інтервалами до 50 км. Завдяки більш високим частотам мікрохвильове випромінювання дає більш широкі можливості передачі інформації, що дозволяє підвищити ефективність зв'язку. Наприклад один НВЧ-промінь може нести одночасно кілька сотень телефонних розмов.

Швидкий прогрес у сфері НВЧ-техніки значною мірою пов'язаний з винаходом спеціальних електровакуумних приладів – магнетрона та клистрона, здатних генерувати велику кількість НВЧ-енергії. Мікрохвильове випромінювання високої інтенсивності використовують для безконтактного

нагрівання тіл (у побутових мікрохвильових печах – для розігріву продуктів, у промислових мікрохвильових печах – для термооброблення металів, електронної промисловості, ядерній фізиці, в медицині, зокрема фізіотерапії, хірургії).

Мікрохвильове випромінювання малої інтенсивності застосовують у засобах зв'язку, переважно портативних – раціях, телефонах, пристроях Bluetooth, Wi-Fi та WiMAX. Біологічна дія мікрохвильового випромінювання має виражений «тепловий» характер. При однаковій інтенсивності опромінення мікрохвилі значно швидше нагрівають тканини, ніж інфрачервоне випромінювання, зокрема мікрохвиля – до 45 °C за 2 хв, інфрачервона – до 42 °C за 12 хв. У діапазоні НВЧ та УВЧ перетворення енергії електромагнітного випромінювання в теплову пов'язане як із втратами провідності, так і з діелектричними втратами. Поглинання енергії мікрохвильового випромінювання в тканинах визначається переважно процесами коливання вільних зарядів та коливання дипольних моментів з частотою діючого поля. Перший ефект призводить до втрат енергії через виникнення струмів провідності та пов'язаний з електричним опором середовища (втрати іонної провідності), тоді як другий – до втрат енергії за рахунок тертя дипольних молекул у в'язкому середовищі (діелектричні втрати). Іонна провідність зростає зі збільшенням частоти у зв'язку зі зменшенням опору клітинних мембран і зростанням участі внутрішньо-клітинного середовища в загальній провідності, що веде до зростання поглинання енергії. При подальшому зростанні частоти іонна провідність середовища залишається практично постійною, а поглинання енергії продовжує збільшуватися за рахунок втрат на обертання дипольних молекул середовища, переважно молекул води та білків. При цьому частка діелектричних втрат у загальному поглинанні енергії в тканинах зростає з частотою випромінювання. На відносне розподілення поглинання енергії в тканинах живих організмів може впливати також виникнення стоячих хвиль, в результаті чого енергія, поглинута в певних шарах тканин, може значно зростати. Стоячі хвилі можуть виникати у зв'язку з відбиванням на межах розділу тканин, що мають різні електричні параметри в тих випадках, коли товщина шару тканини

співвідносна з довжиною хвилі. Організм людини та тварин є чутливим до дії електромагнітних полів мікрохвильового діапазону. Біологічна активність електромагнітного випромінювання зменшується із зростанням довжини хвилі (або зниженням частоти).

Найбільш активними є санти-, деци- та міліметр. діапазон хвиль. Ураження можуть мати гострий і хронічний характер. Гострі ураження виникають при значних теплових впливах електромагнітного випромінювання внаслідок аварій або грубих порушень техніки безпеки. Більш поширеними є хронічні ураження. Вони проявляються переважно після кількох років роботи з джерелами електромагнітного випромінювання мікрохвильового діапазону при рівнях впливу від десятих часток до кількох мВт/см², що перевищує періодично 10 мВт/см².

Ураження організмів при дії мікрохвильового випромінювання не можна розглядати тільки як результат перегріву тіла, оскільки спостерігається низка глибоких порушень регуляторних процесів. Найбільш чутливими до мікрохвильового випромінювання є такі органи та системи організму: центральна нервова система, очі (кришталик), гонади, а також кровотворна система. При тривалому опроміненні змінюються показники крові (кількість еритроцитів, лімфоцитів та ін.). Припускають безпосередню дію мікрохвиль на центральну нервову систему. Тривалий і систематичний вплив на організм мікрохвильового випромінювання викликає підвищену стомлюваність, періодично з'являється головний біль, сонливість або порушення сну, підвищення артеріального тиску, обтяження наявних хронічних захворювань; функціональні розлади в серцево-судинних та інших системах організму; невротичні розлади; порушення гормонального балансу, імунних процесів, передчасне старіння організму та зниження загальних адаптації до факторів довкілля, а в окремих осіб – зміни в психічній сфері (нестійкі настрої, іпохондричні реакції) і трофічні явища (випадання волосся, ламкість нігтів).

Є дані про індукуючий вплив мікрохвильового випромінювання на процеси канцерогенезу. Захист від дії електромагнітного випромінювання

мікрохвильового діапазону передбачає застосування спеціальних засобів (екранів з металів та інших матеріалів), а також віддаль від джерела випромінювання та зменшення часу перебування в полі випромінювання.

1.2 Використання НВЧ- радіометрії в медицині

Основними сферами практичного застосування НВЧ-радіометрії в справжній час являє собою діагностику злоякісних пухлин різноманітних органів: молочної залози, мозку, легень, метастазів, а також функціонального стану кори головного мозку. При цьому використовуються так звані функціональні проби впливу, які визивають відомий відгук організму. В ролі проби використовується глюкозна проба – пацієнт приймає декілька грамів розчину глюкози, після чого починають виміри внутрішньої температури антенами, встановленими в декількох точках на поверхні тіла біля досліджуваного органу. Якщо є злоякісні пухлини або метастази то після глюкозної проби спостерігається підвищення внутрішньої температури тіла в цих областях.

Можливий біофізичний механізм підвищення температури пов'язаний з тим, що глюкоза активно засвоюється клітинами. Ефективність перетворення глюкози в АТФ (аденозинтрифосфат) в ракових клітинах значно нижче, ніж у здорових. Із однієї молекули глюкози в ракових клітинах синтезуються 2 молекули АТФ, а в здорових – 38. Тому раковим клітинам необхідно переробити набагато більшу кількість глюкози. Оскільки коефіцієнт корисної дії цього процесу не перевищує 50%, ракові клітини сильно розігріваються. Цей нагрів в силу фізіологічних механізмів індукує підвищення температури також прилеглих нормальних тканин. Сумарне підвищення температури реєструється НВЧ-радіометром.

Останнім часом для підвищення ефективності лікування злоякісних новоутворень значну роль відіграє гіпертермія. Вона являє собою штучне підвищення температури тіла людини вище нормальної.

Застосування гіпертермії засноване на тому факті, що при перегріві ракові клітини стають більш чутливими до дії радіаційних та хіміотерапевтичних впливів, що застосовуються для їхнього руйнування. За деякими повідомленнями гіпертермія може бути самостійним методом лікування деяких захворювань.

Одним з перших методів керованого перегріву пухлин був метод регіонарної перфузії (нагрів за рахунок введення від апарату штучного кровообігу нагрітої крові в уражену ділянку тіла) та метод загального нагріву організму у водяній або водоструминній ванні. Метод перфузії виявився малоефективним щодо руйнування пухлини і водночас викликав ушкодження оточуючих здорових тканин, тому нині він не застосовується.

Гіпертермія, що досягається за допомогою електромагнітної енергії, перед більшістю існуючих методів має низку переваг. Процедура електромагнітного нагріву є не обігрівальною, як, наприклад, душ, солярій, водяна, повітряна ванни та інші методи, що передають тепло за рахунок кровотоку та теплопровідності тканин від поверхні шкіри у внутрішні області, а що прогріває відразу весь призначений для гіпертермії об'єм тіла.

Це дозволяє суттєво знизити час виходу на потрібний температурний режим, значно зменшити теплове навантаження на шкіру пацієнта, а отже, і на серцево-судинну систему. Електромагнітна гіпертермія дає можливість здійснювати загальний нагрівання організму або локалізувати його в обмеженому обсязі тіла людини, порівняно просто підтримувати необхідний температурний режим в області нагрівання, оперативно управляти величиною потужності та часом дії.

1.2.1 Відмінність гіпертермії від мікрохвильової та УВЧ терапії.

Незважаючи на те, що мікрохвильова та УВЧ терапія широко застосовується в медичній практиці, перехід до електромагнітної гіпертермії пред'являє досить жорсткі і часом складні вимоги. Причиною цього є те, що при електромагнітній терапії інтенсивність опромінення встановлюється за

суб'єктивними відчуттями пацієнта; процедури не викликають будь-яких неприємних емоцій чи подразнень, режими їх далекі від критичних.

Тим часом оптимальний метод електромагнітної гіпертермії повинен забезпечувати отримання в різних тканинах (у тому числі в поверхневих та глибоко розташованих, нормальних та патологічно змінених) цілком певних рівнів температури, що лежать поблизу, але не перевищують порога безпеки (45 °C). Перевищення нагріву може викликати небезпечні, а іноді й незворотні наслідки: опіки, некроз тканин, порушення роботи серцево-судинної системи тощо. Звідси з'являються жорсткі вимоги до процедури нагрівання, апаратури, що забезпечує це нагрівання.

Потрібна велика гнучкість керування нагріванням, чіткий контроль за станом пацієнта. Необхідною умовою створення такої апаратури для гіпертермії є автоматизація процедури нагріву, автоматизація підтримання необхідних режимів опромінення, підтримання заданого розподілу температури в області організму, що піддається гіпертермії. Природно, наявність критичних теплових режимів підвищує вимоги до точності вимірювання температури. Бажана точність вимірювання абсолютного значення температури повинна бути не гіршою за $\pm 0,2$ °C.

1.3 Апарати для НВЧ гіпертермії.

Для локальної НВЧ гіпертермії були також розроблені та успішно застосовуються в Науково-дослідному інституті онкології та медичної радіології МОЗ БССР та в деяких інших інститутах ряд апаратів для нагрівання тканин, розташованих на різній глибині в організмі людини. Апарат "Парус-1", що працює на частоті 2450 МГц, служить для нагрівання підшкірних тканин, апарат "Пліт" (робоча частота 915 МГц) - для нагрівання більш глибоко розташованих тканин. Схеми цих апаратів ідентичні. Генератором потужності НВЧ коливань у цих апаратах служать магнетрони, що працюють у двочастотному режимі: 2450 ± 49 МГц та 915 ± 19 МГц відповідно, з вихідною потужністю.

Конструктивні особливості магнетронів дозволяють здійснювати їх живлення безпосередньо змінною напругою промислової частоти 50 Гц з вторинної обмотки високовольтного трансформатора. Схема живлення магнетронів аналогічна схемі двонапівперіодного випрямляча - кожна половинка магнетрону генерує протягом частини напівперіоду мережевої напруги.

Регулювання вихідної потужності можна проводити двома способами: зміною амплітуди напруги живлення або зміною тривалості часу генерації НВЧ енергії в кожному напівперіоді.

У другому способі змінюється кут відсікання анодного струму магнетронів за допомогою тиристорного регулятора. Цей спосіб і застосований в апаратах "Парус-1" і "Пліт" для автоматичного регулювання вихідної потужності з метою досягнення необхідних температурних режимів у заданому обсязі. Автоматичний зворотний зв'язок здійснюється за даними датчиків температури, які встановлюються в зоні нагрівання. Чутливими елементами датчиків є мідь-константові термопари або спеціальні напівпровідникові елементи. Точність підтримки температури в точці контролю не гірша за $\pm 0,5^\circ$. Апарати «Вітрило-1» та «Пліт» мають вбудовані блоки контролю за роботою магнетрона, індикатори які проходять по тракту потужності та узгодження випромінювача з біооб'єктом, а також блок цифрового індикатора тривалості сеансу гіпертермії. З метою розширення можливості застосування НВЧ генераторів для гіпертермії розроблений апарат, що працює як на частоті 915, так і на частоті 2450 МГц, що використовуються для опромінення в залежності від глибини залягання та розмірів пухлин.

Рівномірність та швидкість нагрівання в електромагнітному полі значною мірою залежать від структури тканин, їх форми та розмірів, кровопостачання, теплопровідності та інших причин,

З метою здійснення загальної гіпертермії було створено експериментальну установку «Баркас» для високочастотного нагрівання енергією метрового діапазону довжин хвиль. Вона має генератор, що працює на частоті 13,56 МГц із регульованою вихідною потужністю в межах від 100 до $1,3 \cdot 10^3$ Вт. До складу

установки входять також випромінювачі різних типів та встановлення мікроклімату. Залежно від застосовуваних випромінювачів можна отримувати швидкість нагрівання за загальної гіпертермії більше $1\text{ }^{\circ}\text{C}$ за 10 хв.

Необхідна швидкість нагрівання встановлюється завданням відповідної величини вихідної потужності генератора.

Комплект індуктивних та ємнісних випромінювачів дозволяє проводити у метровому діапазоні довжин хвиль як загальну, так і локальну гіпертермію.

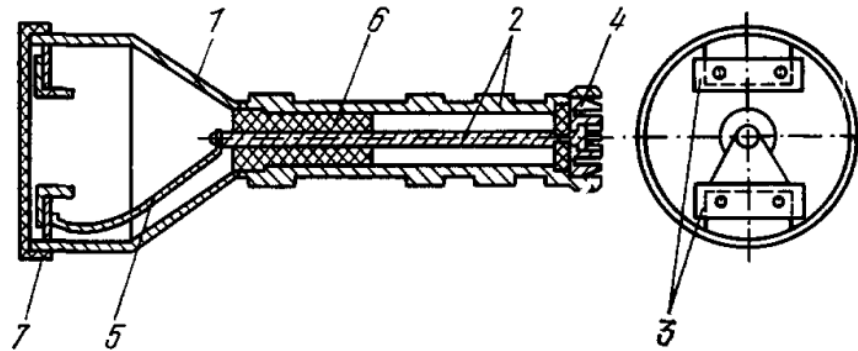
Установка мікроклімату призначена для створення та автоматичної підтримки в замкнутому об'ємі заданої температури та відносної вологості повітря, для попередження та компенсації ефекту зневоднення організму під час процедури.

Крім того, застосування мікроклімату дозволяє зменшити час загального нагріву організму до необхідної температури, а після вимкнення ВЧ генератора автоматично підтримувати досягнутий температурний рівень тривалий час. Установка забезпечує автоматичну підтримку температури в замкнутому об'ємі в межах $35\text{--}40\text{ }^{\circ}\text{C}$ з точністю $\pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$ та створення відносної вологості повітря в замкнутому обсязі до 95%.

1.3.1 Випромінювачі .

До складу апаратів "Парус", "Пліт" входять набори рупорних випромінювачів резонансного типу різних діаметрів - від 30 до 90 мм. Оптимальна відстань випромінювач - біооб'єкт для цих випромінювачів лежить у межах від 15 мм до 20 мм.

Випромінювачі являють собою відрізок круглого хвилеводу з плавним конічним переходом на коаксіальну лінію, що закінчується високочастотним коаксіальним роз'ємом. У торцевій частині випромінювача розташовані пластини, що утворюють ємнісний зазор, який є елементом, що випромінює електромагнітне поле. Одна з пластин з'єднана з центральним провідником коаксіальної лінії за допомогою стрічкового трансформатора (погоджуючого пелюстка). Для розширення смуги пропускання в коаксіальну частину випромінювача вбудований діелектричний трансформатор.

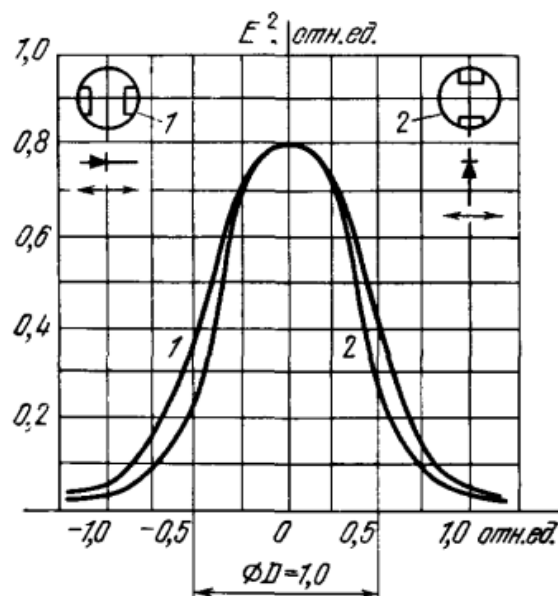


1 – рупор; 2 – коаксіал; 3 – пластини ємкісного зазору; 4 – НВЧ роз’єм; 5 – погоджуючий пелюсток; 6 – діелектричний трансформатор; 7 – захисний ковпак.

Рисунок 1.1 – Схематичне зображення конструкції рупорного випромінювача

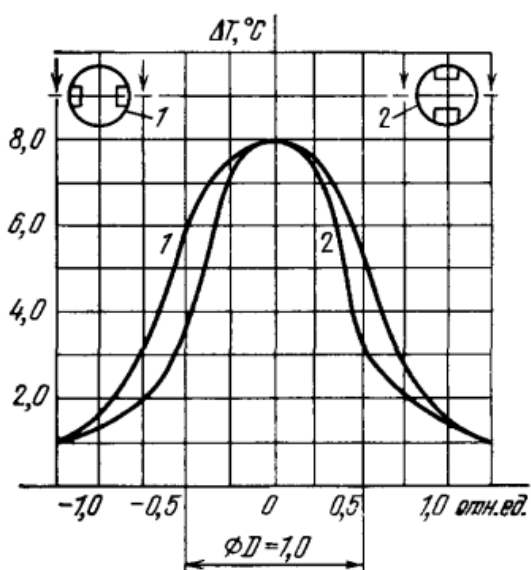
Необхідна для надійної роботи випромінювача слабка залежність його характеристик узгодження від фізичних параметрів тканин (форма, ϵ , $\text{tg } \delta$) і їх складу (шкіра, м'язи, жир, кістка) досягається підбором довжини трансформатора, конфігурацією пластин ємкісного зазору і відстані між ними. Сумарний ЕСВн-тракту і навантаженого випромінювача - в межах 1,8-2,0 у всій смузі частот, що генеруються магнетроном, при зміні ϵ , $\text{tg } \delta$, форми і складу об'єктів, що опромінюються в межах, що зустрічаються в клінічній практиці. Усереднені характеристики розподілу електромагнітних та теплових полів даних випромінювачів показано на рис. 1.2, 1.3.

Іноді потрібне застосування порожнинних випромінювачів. Вимоги до їх розмірів і конструкції задаються анатомічною будовою тіла людини (його порожнин), а також розмірами і формою пухлин, що зустрічаються в клінічній практиці, місцем їх розташування в порожнині.



1 – перпендикулярно ємкісному зазору; 2 - вздовж ємкісного зазору.

Рисунок 1.2 – Усередненні характеристики розподілення електричної компоненти електромагнітного поля рупорного випромінювача діаметром D на частоту 915 МГц



1 – перпендикулярно ємкісному зазору; 2 - вздовж ємкісного зазору.

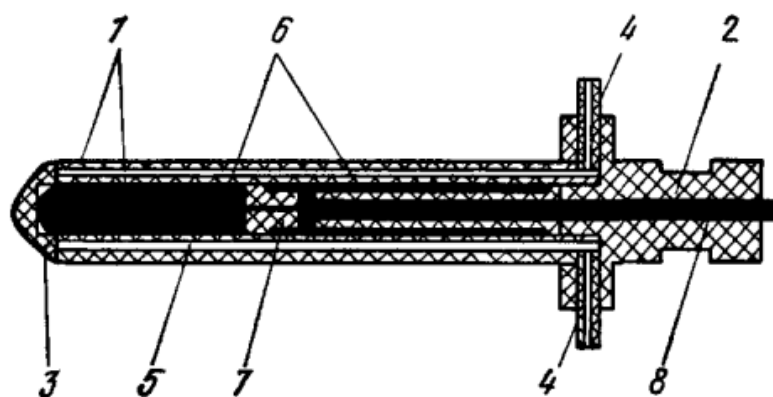
Рисунок 1.3 – Усередненні характеристики розподілення теплового поля всередині імітатора біооб'єкту при нагріві рупорним випромінювачем діаметром D на частоту 915 МГц

Розроблені порожнинні випромінювачі в НВЧ діапазоні є конструкцією

стрижневого типу з монопольним або дипольним збудженням, змонтовану на відрізок коаксіального кабелю. Випромінювач міститься в кольпостаті відповідного діаметра, який служить для захисту випромінювача від механічних пошкоджень та його електричної ізоляції від тканин.

З метою відведення надлишкового тепла від стінок порожнин і вирівнювання ступеня нагрівання по глибині тканин усередині оболонки кольпостату вбудована система примусового водяного охолодження. Схематичне зображення конструкції випромінювача з кольпостатом показано на рис. 1.4.

Випромінювачі, що входять до комплекту установки «Баркас», що працюють на частоті 13,56 МГц, призначаються як для загальної, так і для локальної гіпертермії. Досить низька, порівняно з НВЧ, робоча частота випромінювання дозволяє проводити нагрівання глибоко розташованих областей організму. Індуктивні випромінювачі загального нагріву виконані у вигляді двох рамок розмірами 500мм x 500мм або 500мм x 900мм, між якими міститься біооб'єкт, що нагрівається (рис. 1.5). Відстань між рамками регулюється від 250 до 400 мм (залежно від розмірів біооб'єкта). Кожна рамка містить кілька витків мідної посрібленої стрічки, з'єднаних паралельно. ККД випромінювачів, підключених до генератора ВЧ коаксіальним кабелем через узгоджувальне пристрій, може досягати 40-70% залежно від розмірів, форми та складу біооб'єкта. Для отримання в біооб'єкті розподілу температури із заданою нерівномірністю необхідно враховувати вплив кровотоку, часових інтервалів нагріву та інших факторів.



1 – внутрішня і зовнішня трубки кольпостату; 2 – кронштейн; 3 – ковпак; 4 – вхідний та вихідний штуцер охолодження; 5 – канали для охолоджуючої рідини; 6 – дипольні елементи антени; 7 – ізолятор; 8 – коаксіальний кабель.

Рисунок 1.4 - Схематичне зображення порожнинного випромінювача з кольпостатом

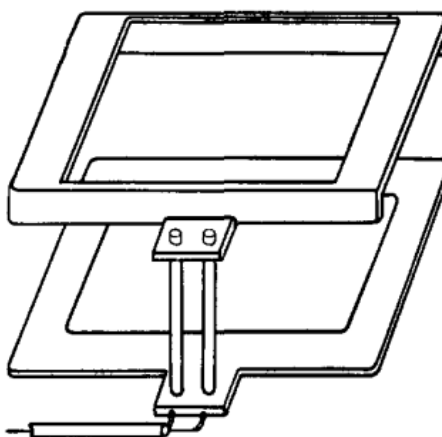


Рисунок 1.5 – Схематичне зображення індуктивного випромінювача спільного нагріву

Для досягнення локальної високочастотної гіпертермії застосовують як індуктивні, так і ємнісні системи випромінювачів.

Індуктивна система випромінювачів складається із трьох пов'язаних резонансних контурів. Один з контурів працює як узгоджувач, а два інших розташовуються по обидва боки від біооб'єкта, що нагрівається і локалізують електромагнітне поле в проміжку між ними. Необхідна локалізація

струмів, що індукуються, в тканинах організму в площині, перпендикулярній до загальної осі трьох контурів, досягається шляхом використання випромінюючих індуктивностей спеціальної S-подібної форми (рис. 1.6).

Контроль за амплітудою та фазою високочастотних струмів у резонансних контурах, розташованих по обидва боки біооб'єкта, дозволяє вибрати правильний режим нагрівання.

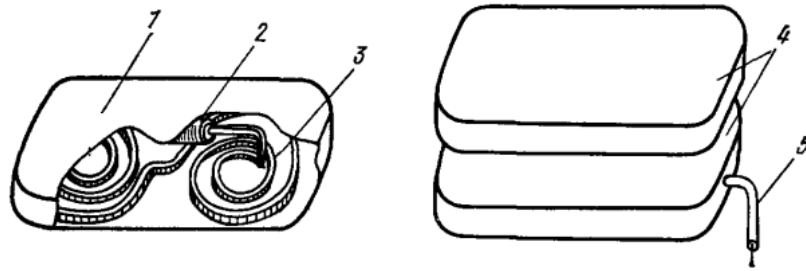
Ємнісна система випромінювачів (рис. 1.7) є високочастотним конденсатором, який складається з двох або більше плоских електродів, підключених до генератора через спеціальний узгоджувальний пристрій. Нагрів певних ділянок тіла здійснюється в цьому випадку переважно електричною компонентою високочастотного електромагнітного поля.

Таким чином, наявність різних систем генераторів і випромінювачів дозволяє більш оперативно підходити до процедури локальної гіпертермії залежно від розмірів, форми, електрофізичних параметрів тканин, а також фізіологічних особливостей ділянки організму, що нагрівається.

Слід зазначити, що з перспективних напрямів розширення функціональних можливостей установок є використання методів сканування випромінювачів над поверхнею біооб'єкта

1.3.2 Вимірювання температури.

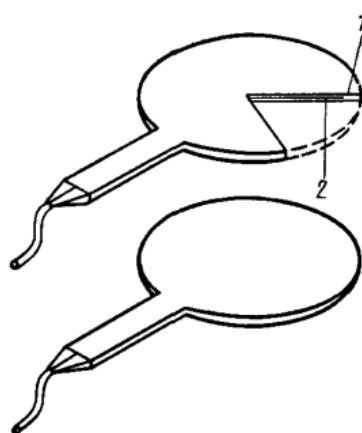
Для гіпертермічного впливу на пухлину та запобігання ушкоджуючій тепловій дії на прилеглі здорові тканини при проведенні гіпертермії необхідний суворий контроль за температурою у зоні опромінення та забезпечення можливості автоматичної підтримки заданої температури протягом усього сеансу з певною точністю.



1 – діелектричне покриття; 2 – ємність 3-го контуру; 3 – індуктивність контуру;
4 – 1-й та 2-й контури системи; 5 – високочастотний кабель.

Рисунок 1.6 – Схематичне зображення індуктивної системи випромінювачів для локального високочастотного нагріву

При цьому умови вимірювання температури ускладнюються тим, що датчик температури повинен працювати у високочастотних або надвисокочастотних полях із потоком потужності, що перевищує одиниці Ватт на см^2 . При таких рівнях потужності металеві оболонки розігріваються, що призводить до помилок вимірювання температури і може призвести до внутрішніх опіків, що важко виліковувати. Крім того, ці оболонки і провідники, що підводять, сильно впливають на характер розподілу поля в зоні опромінення. Багаторазове введення датчиків температури в тканині (перед кожним сеансом і під час їх проведення) дуже неприємні для пацієнта.



1 – діелектричне покриття; 2 – пластина конденсатора.

Рисунок 1.7 – Схематичне зображення ємкісних випромінювачів для високочастотного нагріву

Металеві провідники, що з'єднують термочутливі елементи з вимірювальними приладами, є приймальними антенами ВЧ і НВЧ, що призводить, з одного боку, до розігріву терморезисторних або п/п датчиків, а з іншого боку, створює наведення на вимірювальну апаратуру, що важко придушуються. На жаль, арсенал засобів вимірювання температури, які ми досі маємо, з термопарними, терморезисторними, термісторними, напівпровідниковими датчиками, має перераховані недоліки.

Для суттєвого розширення області застосування розробленої апаратури надзвичайно важливо забезпечити надійне вимірювання температури в процесі нагрівання незалежно від орієнтації датчика в полі та від частоти електромагнітних коливань.

2 МЕТОДИ ВИКОРИСТАННЯ СММ В БІОМЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ

2.1 Різновиди ближньохвильових НВЧ-мікроскопів

При конструюванні пристроїв твердотільної мікро- і наноелектроніки важливо контролювати наявність дефектів та їх локалізацію у використовуваних при створенні пристроїв матеріалів з можливо більш високою точністю і в короткий час. Такі перспективи відкриваються, зокрема, при використанні близькопольової скануючої НВЧ-мікроскопії. Багато традиційних НВЧ-методів вимірювання параметрів матеріалів та структур дозволяють отримати результат вимірів, усереднений за розміром, порівнянним з довжиною хвилі. Наслідком такого усереднення було те, що результат вимірювання могла впливати флуктуація параметрів у порівняно малій частині досліджуваного об'єкта, а при вимірі параметрів одного з шарів складних структур могли впливати параметри інших шарів. Від такого роду обмежень вільні вимірювачі (мікроскопи), засновані використання ефекту ближнього поля.

Такі мікроскопи дозволяють проводити кількісні вимірювання з високою роздільною здатністю. Масштаб вимірюваних розмірів при їх використанні не має жорстких обмежень, пов'язаних з частотою зондуючого поля. Результати вимірювань за допомогою близько польового скануючого НВЧ-мікроскопа можуть бути успішно використані при вивченні надпровідності, ефектів, пов'язаних з поширенням спінових хвиль, плазмонів, ефекту Джозефсона і т.д. Висока роздільна здатність ближньопольових скануючих НВЧ мікроскопів дозволяє локалізувати області дефектів в інтегральній схемі. Автори [13] запропонували класифікацію п'яти основних типів близькопольових НВЧ-мікроскопів, схематичне зображення яких наведено на рис.2.1: а) НВЧ резонатор з отвором в одній зі стінок. Зсув частоти Δf та добротність фіксуються на моніторі; б) метод вимірювання за коефіцієнтом відображення R та проходження T на кінці або в лінії передачі; в) метод вимірювання з використанням скануючого резонатора; г) метод, заснований на використанні зонда із

загостреним кінцем; е) SQUID-метод (скануючий надпровідний квантовий інтерферометр).

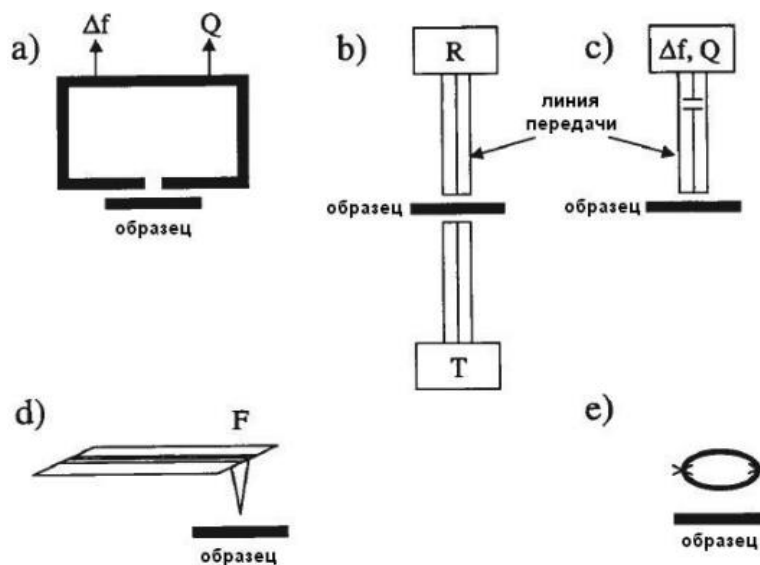


Рисунок 2.1 – Схематичне зображення різних НВЧ-мікроскопів

В основі роботи ближньопольового НВЧ-мікроскопа лежить використання взаємодії хвиль з високою просторовою частотою, що утворюють ближнє поле, з досліджуваним зразком. Автори [3] виділили наступні конструкції, які найчастіше використовуються (рис. 2.2): а) зонд, утворений апертурою (отвором) у непрозорому екрані; б) зонд, утворений провідним загостреним стрижнем (ним може бути зонд скануючого електронного мікроскопа); в) зонд атомно-силового мікроскопа; г, д) відкритий неvistупаючий кінець лінії передачі; е) магнітна петля зв'язку.

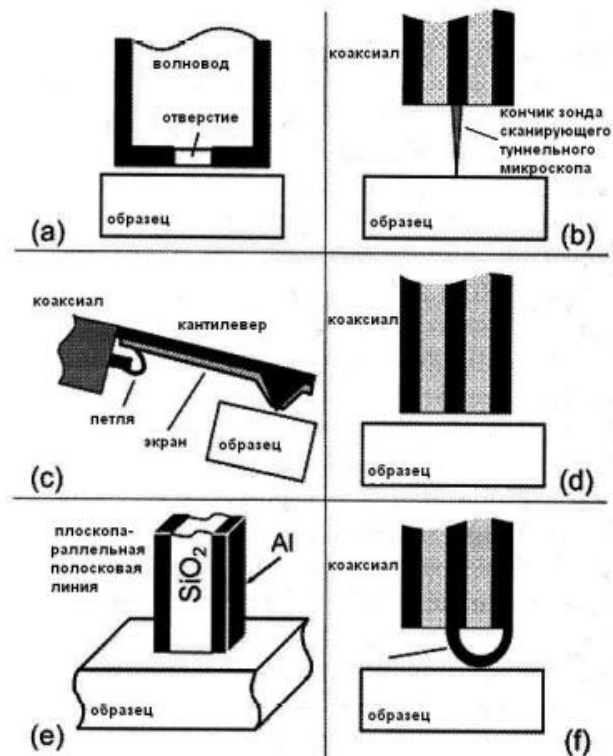


Рисунок 2.2 – Зображення найчастіше використовуваних конструкцій

2.1.1 Ближньохвильові НВЧ-мікроскопи з зондами у вигляді хвильоводів з отворами.

До одного з різновидів близькополевого НВЧ-мікроскопів відноситься пристрій на основі НВЧ-резонатора з невеликим отвором в одній з їх стінок(4). Діаметр отвору в такій зондовій головці становив $\sim 0.5\text{мм}$. Наближення досліджуваного зразка до отвору призводило до зсуву частоти і зміни добротності резонатора, за значеннями яких і визначали шукані параметри вимірювальних зразків. Використовуючи, як джерела ближнього поля, тонку діафрагму з отвором діаметром 3 мм, що є складовою частиною відкритого резонатора, на частоті генерації 10 ГГц досягли чіткого дозволу елементів металевої решітки з шириною окремого елемента 0,5 мм. Схема мікроскопа з таким зондом наведено на рис. 2.3.

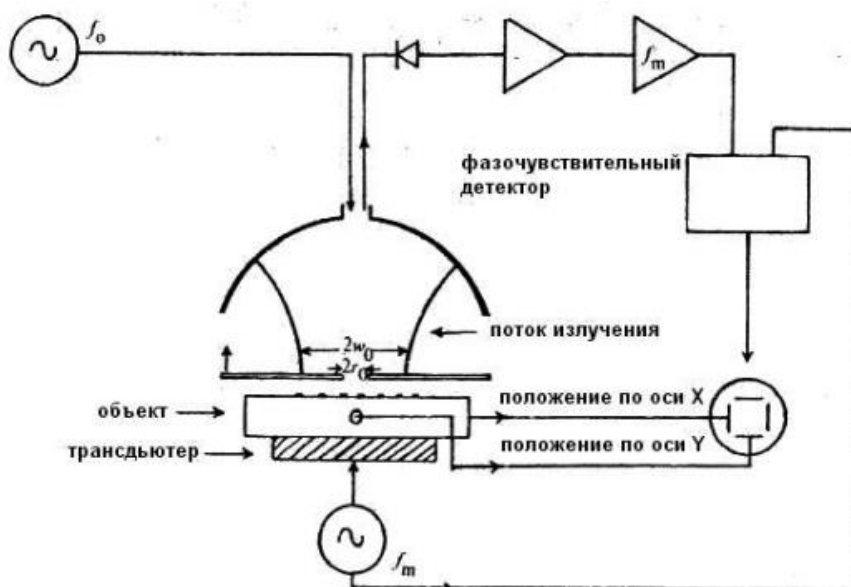


Рисунок 2.3 – Схема мікроскопа з зондом у вигляді хвилеводу з отвором

На рис. 2.4 представлена конструкція мікроскопа та поперечний перетин додаткового пристрою. Робоча частота мікроскопа становила ~ 60 ГГц. В якості зонда використовувався прямокутний хвилевід, що звужується на кінці. Перетин відкритого кінця хвилеводу становило $4.8 \text{ мм} \times 80 \text{ мкм}$. Відстань між таким зондом та досліджуваним об'єктом підтримувалося на рівні $\sim 10 \text{ мкм}$.

В якості матеріала лінзи використовувався різновид боросилікатного скла з діелектричною проникністю $\epsilon = 6.19 - j0.01$. Діелектрична проникність антивідбиваючого шару, як матеріал якого використовувався поліметилметакрилат, становила $\epsilon = 2.56 - j0.03$. Товщина шару вибиралася рівною 2.4 мм .

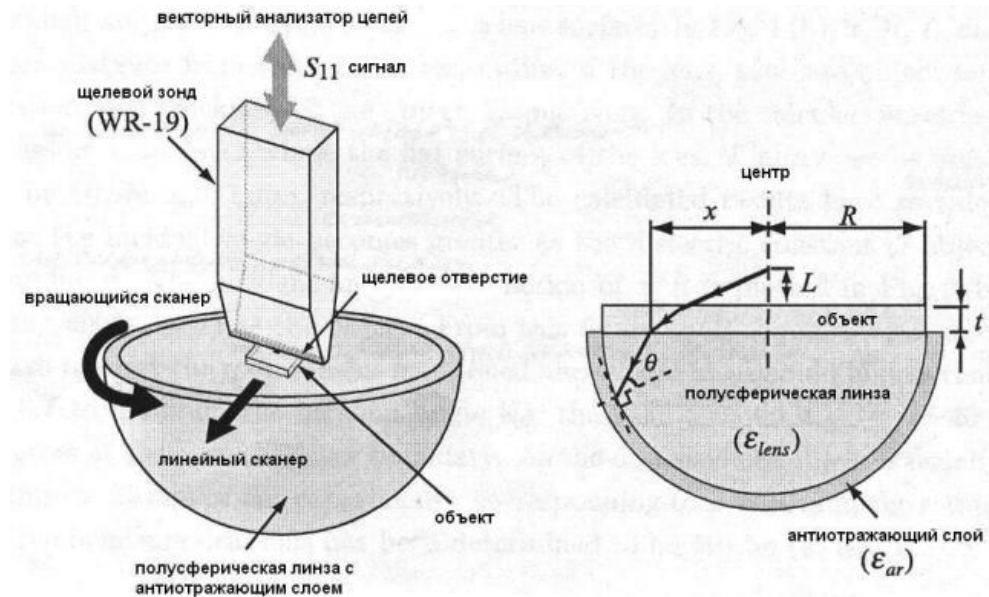


Рисунок 2.3 – Зображення конструкції мікроскопу та поперечного перетину додаткового пристрою

2.1.2 Ближньохвильові НВЧ-мікроскопи з коаксіальними зондами.

Ближньопольові НВЧ-мікроскопи з коаксіальним зондом, у якого внутрішній провідник виступає за межі зовнішнього, відносяться до найбільш часто використовуваних у практиці. Інформаційним параметром, що дозволяє визначати характеристики досліджуваного зразка, часто є коефіцієнт відображення. Кінець лінії передачі може бути складовою резонатора. У цьому випадку забезпечується підвищена чутливість та інформативність методу. Наприклад, автори використовували у своєму мікроскопі резонансний, розімкнений на кінці коаксіальний кабель, підключений через розділовий конденсатор та відгалужувач до НВЧ-генератору (рис. 2.4). У відсутність досліджуваного зразка кабель являв собою напівхвильовий резонатор. При наближенні металізованого зразка до відкритого кінця коаксіалу починають реалізовуватися умови виникнення чвертьхвильового резонансу. Довжина створеного авторами резонатора становила 1 м, робоча частота 125 МГц.

Досліджуваний зразок сканувався під зондом. Відстань зонд - зразок, що залежить від топології зразка, змінювалося при сканування в результаті зміни

ємнісного зв'язку із зразком. Це спричиняло зміну резонансної частоти. Резонансна частота і добротність системи залежать також від властивостей зразка, які можуть бути визначені за величиною цих змін характеристик резонатора. У запропонованому авторами мікроскопі було реалізовано систему сканування зонда зі швидкістю 25 мм/с. Просторовий дозвіл при вимірюваннях за допомогою запропонованого авторами мікроскопа виявлявся більшим, ніж відстань зонд — зразок і діаметр внутрішнього проводника коаксіалу, що використовується як зонд. При цьому загострені зонди забезпечували вищий просторовий дозвіл, ніж тупі. Зображення коаксіального зонда з загостреним кінцем, розташованим над досліджуваним зразком, показано на рис. 2.5.

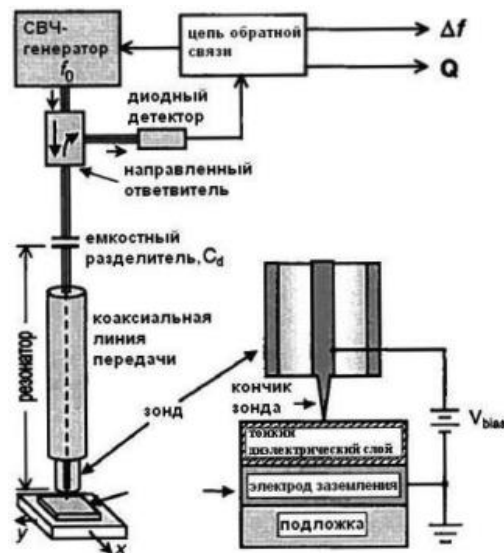


Рисунок 2.4 - Резонансный, разімкнений на кінці коаксіальний кабель, підключений до НВЧ-генератору

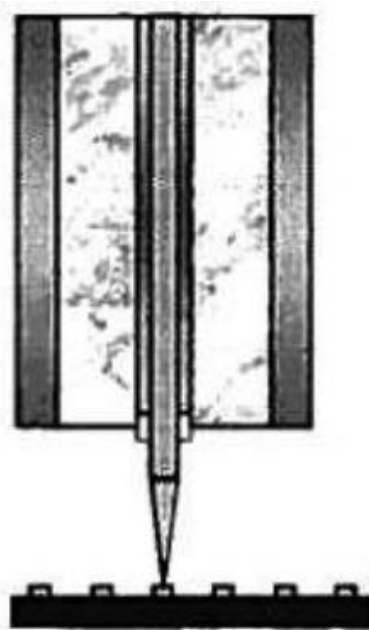


Рисунок 2.5 - Зображення коаксіального зонда з загостреним кінцем

Зонд з тупим кінцем забезпечував просторовий дозвіл, що визначається площею центрального провідника під час роботи на відстані від зразка меншої, ніж його діаметр. Автори називали НВЧ-резонатор серцем ближньопольового НВЧ-мікроскопа.

Резонатор пов'язаний з досліджуванним зразком через ємність. При зміні відстані зонд - зразок ця ємність змінюється. Якщо відстань між зондом і зразком набагато менша за діаметр зонда, то цю ємність можна розглядати як характерну для плоского конденсатора. При наближенні зразка до зонда ця ємність збільшуватиметься, а частота зменшуватиметься. Якщо зразок входить до контакту із зондом, то може виконатися умова чвертьхвильового резонансу. За відсутності такого контакту коаксіальний зонд може являти собою напівхвильовий резонатор. Таким чином, максимальний очікуваний зсув частоти в цьому випадку відповідає зміні частоти при перетворенні чвертьхвильового резонатора на напівхвильовий. Велика кількість близьких по частоті типів коливань, кожен з яких може бути використаний для вимірювань, відкриває можливість використання приладу в широкій смузі робочих частот.

2.1.3 Ближньохвильові НВЧ-мікроскопи з зондами у вигляді магнітної петлі зв'язку.

Ближньопольовий НВЧ-мікроскоп з зондом у вигляді магнітної петлі зв'язку автори [7] використовували для локальних вимірювань нелінійного НВЧ-відгуку плівок $\text{YBa}_2\text{Cu}_3\text{O}_{7-x}$. Такі вимірювання становлять практичний інтерес у зв'язку з тим, що при високих рівнях НВЧ-потужності нелінійні властивості пристроїв, принцип дії яких заснований на ефекті високотемпературної надпровідності, призводять до появи інтермодуляційних спотворень сигналу, генерації вищих гармонік основної частоти та зростання НВЧ-втрат, що обмежує області застосування надпровідних НВЧ-пристроїв. Нелінійний НВЧ-відгук у використовуваному авторами [7] мікроскопі реєструвався за допомогою зонда «індуктивного» типу. Цей зонд являв собою металевий дріт довжиною 1 мм і діаметром 50 мкм, що з'єднує зовнішній та внутрішній провідники коаксіального кабелю (рис.2.6).

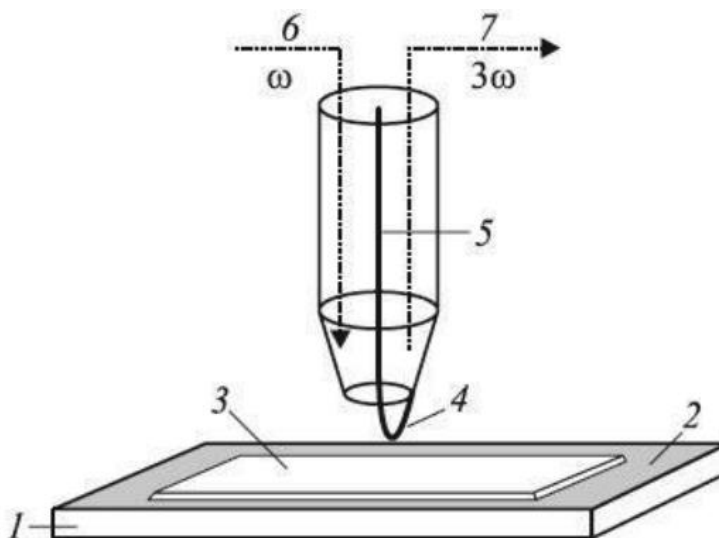


Рисунок 2.6 – Зображення «індуктивного» зонду

Робоча частота дорівнювала 472 МГц. При подачі на зонд НВЧ сигналу протікаючий по ньому струму створює квазістатичне магнітне поле. Генеровані надпровідною плівкою гармоніки приймаються зондом. Рівень падаючої

потужності на основній частоті становив 100 мВт. Досягнутий просторовий дозвіл - 50 мкм. Для запобігання електричного контакту зонда з досліджуваним зразком, що призводить до генерації паразитного сигналу на частоті третьої гармоніки, на зразок розміщувалася тефлонова плівка товщиною 10 мкм. Після проходження через циркулятор потужність третьої гармоніки вимірювалася приймачем, і її значення зчитувалося комп'ютером. Використовувалася система позиціонування, яка дозволяла проводити сканування зразка у площині плівки. Управління цією системою також здійснювалось за допомогою комп'ютера (рис. 2.7) [1].



Рисунок 2.7 – Схема керування системою позиціонування

У роботі показано можливість застосування ближньопольового НВЧ-мікроскопа для локальних вимірювань фізичних параметрів феромагнітних матеріалів. Використовувався зонд на основі коаксіальної лінії. Кінець зонда являв собою петлю, утворену в результаті спаювання внутрішнього провідника із зовнішнім проводом діаметром 25 мкм. Для збудження магнітного поля h_{rf} використовували котушку з мідного дроту товщиною 500 нм, намотану на зовнішній провідник коаксіалу. В якості петлі зв'язку використовувалася також тонка мідна плівка шириною від 100 до 300 мкм. Схематичне зображення зонда та еквівалентного контуру наведено на рис. 2.8 де L_0 - індуктивність петлі, Z_S -

поверхневий імпеданс досліджуваного зразка. Загальний імпеданс може бути визначено за НВЧ-коефіцієнтом відображення, який вимірюється за допомогою векторного аналізатора.

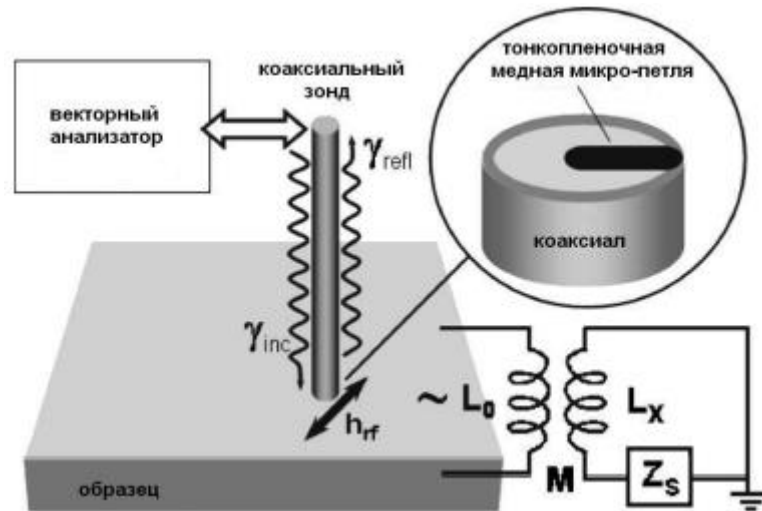
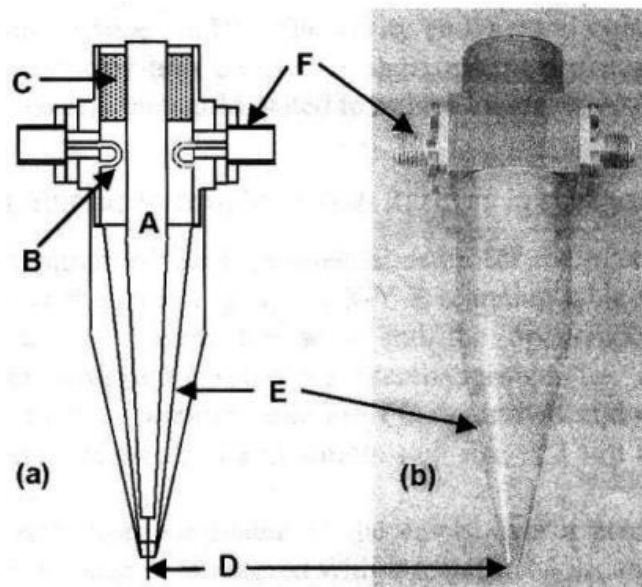


Рисунок 2.8 - Схематичне зображення зонда та еквівалентного контуру

2.1.4 Близькохвильові НВЧ-мікроскопи з зондом у вигляді пласкої лінії передачі.

Використання у ролі зонду близькопольового НВЧ мікроскопа плоских ліній передачі цікаво перспективою зменшення його розмірів, підвищення локальності та чутливості. Автори запропонували у ролі такого зонду використовувати відрізок конусоподібної копланарної лінії з підкладкою зі штучного сапфіру, з'єднаною з напівхвильовим резонатором (рис. 2.9)

Смужки копланарної лінії виготовлялися із алюмінію. Ширина центральної смужки на кінці зонда складала 100 мкм. Проміжок між центральною і зовнішньою смужками при цьому дорівнював 150 мкм.



А – конічний внутрішній провідник; В – петля зв’язку; С – рухливий короткозамикач; D – кінчик зонду; Е – конічний зовнішній провідник; F – SMA роз’єм

Рисунок 2.9 – Зонду у вигляді відрізка конусоподібної копланарної лінії з підкладкою

Для збереження хвильового опору на рівні 50 Ом ширина смужок спочатку збільшувалася до 1,5 мм, а потім зменшувалась до 0,8 мм. Копланарна лінія підключалася до резонатора через петлю зв'язку. Запропонований зонд був використаний для сканування мідної смужки шириною 500 мкм. Крок сканування складав 25 мкм. Автори характеризували свій пристрій як надійний в експлуатації і характеризується високою роздільною здатністю.

2.1.5 Ближньохвильові НВЧ-мікроскопи з зондовими системами типу «петля зв’язку – дрововий зонд», «металічний штир з ємнісним зазором».

Автори у якості недоліків відомих раніше мікроскопів відзначали, зокрема, великі габарити, чутливість до стану навколишнього середовища (наприклад, температури). Для усунення цього недоліку та підвищення чутливості поряд з роздільною здатністю вони запропонували використовувати в мікроскопі діелектричний резонатор і дрововий зонд, що виходить за його межі через отвір резонаторі. Блок-схема запропонованого мікроскопа наведена на рис. 2.10. Вона

включає в себе центральний процесор 1, генератор НВЧ 2, детектор 3, блок переміщення діелектричного резонатора 4, діелектричний резонатор 5, зонд 6 та блок обробки інформації 7

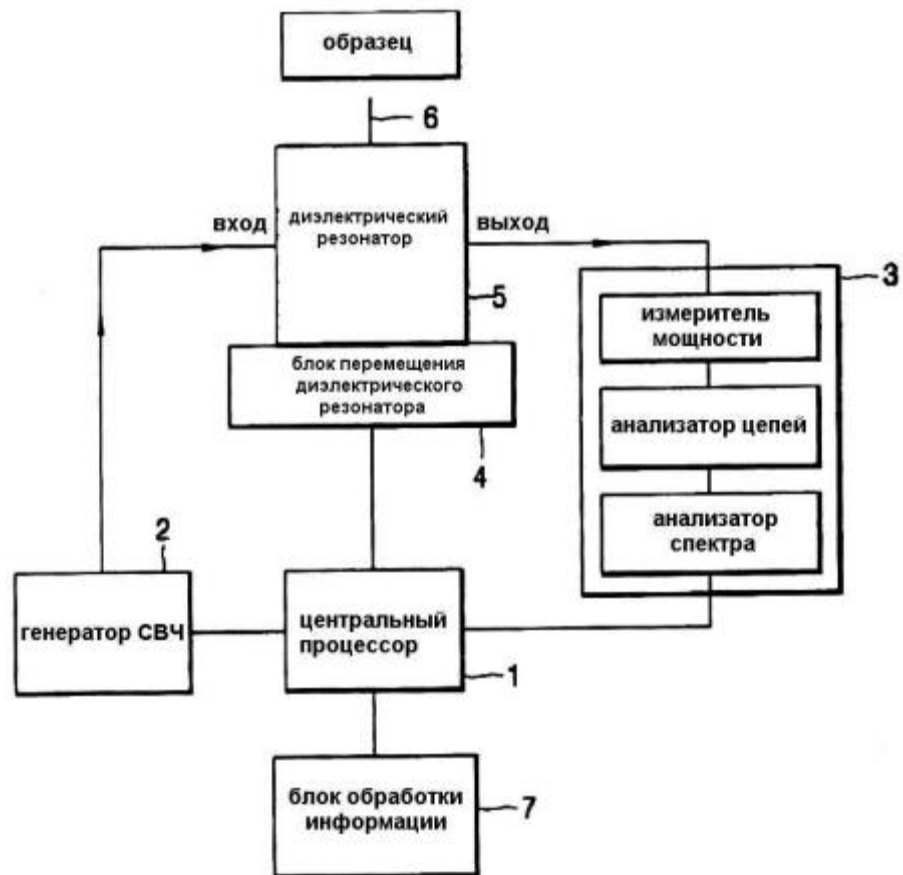


Рисунок 2.10 – Блок схема мікроскопа

Генератор НВЧ міг генерувати як одну частоту, так і спектр частот. Діелектричний резонатор включав діелектрик, металевий екран, який його оточує, вхідний і вихідний елементи зв'язку резонатора з детектором і через зонд із зразком. Елементи зв'язку можуть мати форму петель. Мікроскоп може включити в себе вузол повороту для регулювання частоти та добротності резонатора. Регулювання здійснюється за допомогою гвинта, який вводиться вглиб діелектрика. Кінець зонда виконується вигнутим для утворення петлі зв'язку. Як діелектрик, з якого виготовлявся резонатор, автори використовували $\text{Ba}(\text{ZrTa})\text{O}_3$, що має діелектричну проникність $\epsilon = 29$.

Зображення діелектричного резонатора наведено на Рис. 2.11. Він включає в себе діелектрик 1, металевий екран 2, вхідний та вихідний елементи зв'язку 3, 4, поворотний гвинт 5, встановлений з боку верхньої поверхні 2. Діелектрик 1 має внутрішню порожнину 6.

Як уже зазначалося, свого роду «серцем» близькополевого НВЧ-мікроскопа є пов'язаний із зондовою системою резонатор, що забезпечує високу чутливість мікроскопу.

Резонанси в таких системах пояснені збудженням у них найвищих типів коливань. Оскільки один із розмірів такого роду резонаторів набагато менший за довжину хвилі основного типу, вони були названі «низькорозмірними» [12]. Зрозуміло, що внесення в такий низькорозмірний резонатор мале «обурення», що змінює його «електричну довжину», повинно призводити до значної зміни його характеристик.

Конструкцію резонатора в сукупності із зондовим елементом для ближньопольового НВЧ-мікроскопа наведено на рис. 5.4.

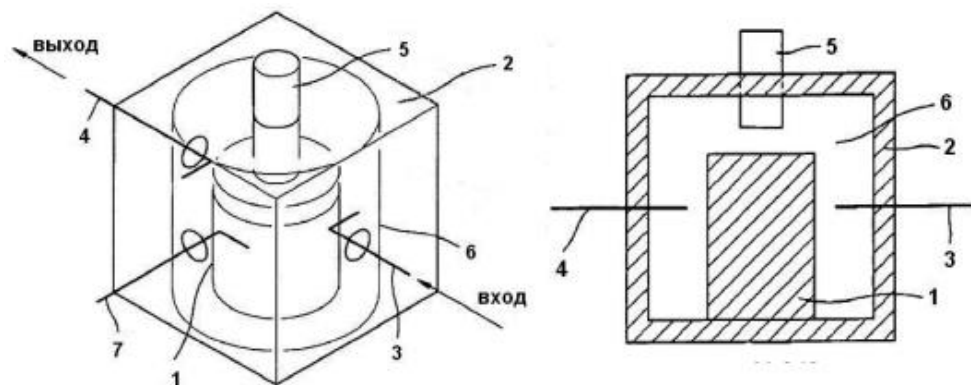


Рисунок 2.11 - Діелектричний резонатор

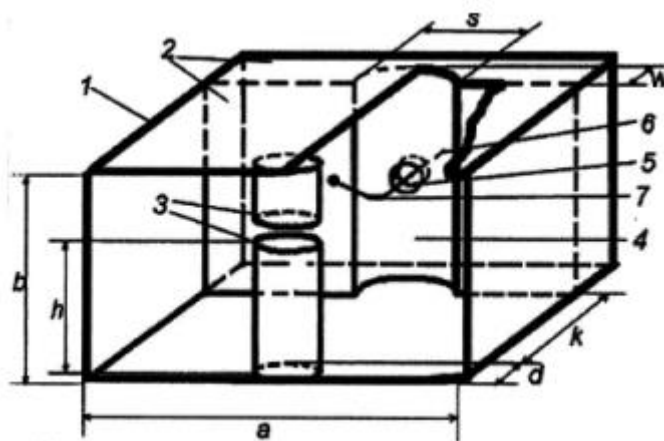


Рисунок 2.12 - Конструкція резонатора в сукупності із зондовим елементом

Принцип дії пристрою (див. рис. 5.9) заснований на використанні явища резонансу в хвильовдній системі 1 «металевий стрижень 5 із зазором — близько розташований короткозамикаючий поршень 8». Досліджуваний діелектричний елемент міститься в спеціально виконаний отвір 6, 7 вздовж осі металевого стрижня.

На характеристики резонансу дуже впливають параметри, що підлягають контролю ділянки шару поглинача, який знаходиться в зазорі. Просуваючи діелектричний стрижень вздовж осі порожнього металевого циліндра, можна контролювати однорідність нанесення поглинача вздовж усієї довжини. Для підвищення чутливості такого типу пристрій в короткозамикачі був виконаний паз 9 у вигляді частини поверхні циліндра, вісь якого паралельна поверхні осі металевого стрижня. Контроль товщини поглинача здійснювався за результатами обробки НВЧ-сигналу, що генерується активним елементом 2 і продетектованого детектором 3.

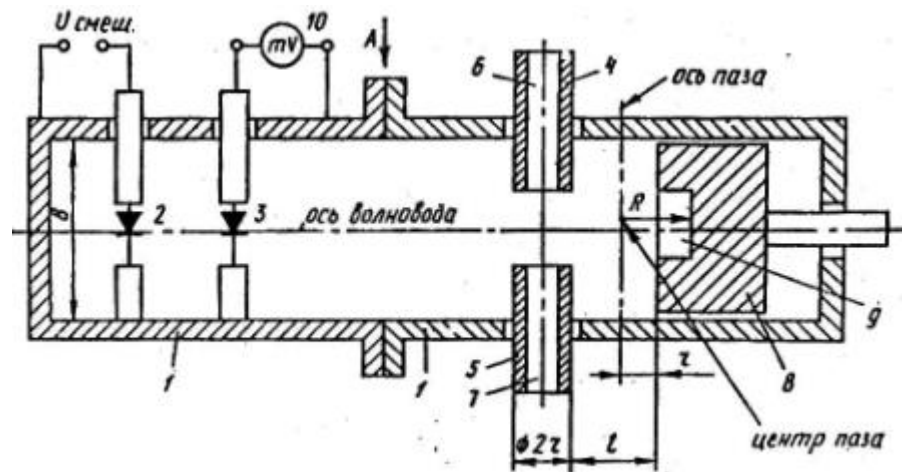


Рисунок 2.13 – Пристрій керування однорідністю нанесення

2.2 Застосування ближньохвильової НВЧ-мікроскопії в медицині та біології

За допомогою близькопольових скануючих НВЧ-мікроскопів можна вимірювати геометричні розміри і візуалізувати структуру об'єктів з роздільною здатністю в одиниці нанометрів. Незважаючи на те, що вимірюються нанометри, а не мікрони, такі прилади як і раніше називаються мікроскопами, зокрема, атомно-силовий скануючий мікроскоп, тунельний скануючий мікроскоп і т.д. Використання таких мікроскопів відкрило нові можливості візуалізації об'єктів біології та медицини. Недоліком тунельного та атомно-силового мікроскопів є те, що вони не дозволяють фіксувати зміну фізичних характеристик об'єктів, що може мати важливе значення при дослідженні живих систем. Цього недоліку позбавлений скануючий ближньопольовий НВЧ-мікроскоп. Таким чином, при дослідженні біооб'єктів відкриваються нові можливості отримання інформації про зміну фізичних характеристик біооб'єктів з недосяжною раніше локальністю, або про характеристики малого об'єму біоматеріалів. Ближньопольовий НВЧ-мікроскоп може бути поєднаний з тунельним або атомно-силовим. Сканування об'єкта в ближньопольовому НВЧ-мікроскопі здійснюється за допомогою зонда, який найчастіше є відрізком коаксильної лінії з центральним провідником, який

виступає за межі зовнішнього.

О.М. Рєзніком та Н.В. Юрасової [9] було запропоновано близькопольову НВЧ-мікроскопію використовувати для неінвазивного зондування розподілу температури біологічних середовищ. Вихідною причиною застосування для цієї мети методу ближньопольовий СВЧ-мікроскопії було зроблене цими авторами припущення про залежність комплексної діелектричної проникності біологічних середовищ температури T . В завданні температурної діагностики тіла людини необхідно мати просторовий дозвіл на поверхні не менше 1-2 см при глибині зондування не менше 3–5 см. Схема ближньопольового, що використовувався авторами [9] локатора (БПЛ) зображено на рис. 2.14.

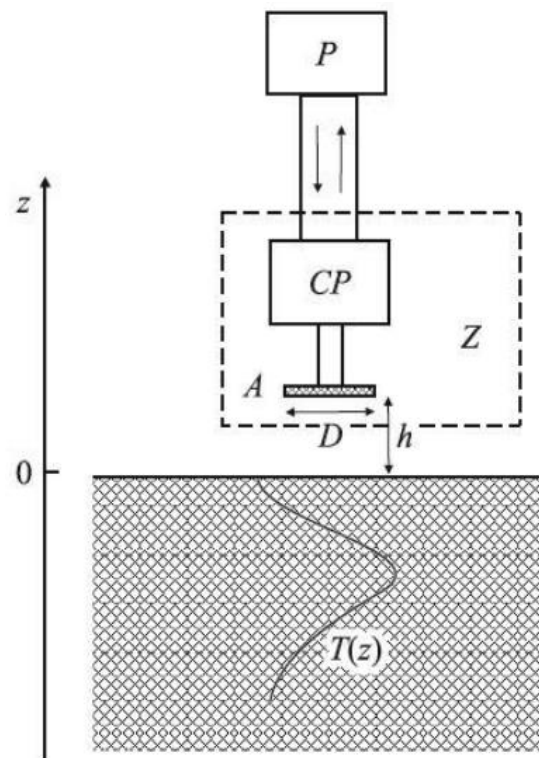


Рисунок 2.14 – Схема ближньопольового локатора

Зонд служив антеною БПЛ, розмір його апертури був малий порівняно з довжиною хвилі виміру. Для підвищення чутливості пристрою антена А підключалася до хвильового входу рефлектометра Р через узгоджувальний резонатор (СР), причому на резонансній частоті f_0 досягалося ідеальне

узгодження $\Gamma(f_0) = 0$, де Γ - коефіцієнт відбиття від входу антени. У цьому випадку відгуком на обурення діелектричної проникності (ϵ) є зсув частоти f_0 . Відповідні варіації $\Delta\Gamma$ будуть в області максимальної крутизни амплітудно-частотної характеристики зонда, що забезпечує підвищену чутливість до зміни ϵ .

У разі злоякісних утворень дійсна та уявна частини ϵ можуть у 2-5 разів перевищувати навколишній фон [8].

Перевищення відгуку ближньопольового локатора над фоновим рівнем дозволяє зробити висновок о наявності пухлини. Крім того, температурний контроль важливий і при лікуванні онкологічних захворювань методом гіпертермії. Автори [8] привели співвідношення для знаходження діелектричної проникності двокомпонентної суміші: сухого діелектрика та води з проникностями ϵ_d і ϵ_w з відповідно:

$$\rho \frac{\epsilon_w(f, T, S) - \epsilon}{\epsilon_w(f, T, S) + 2\epsilon} + (1 - \rho) \frac{\epsilon_d - \epsilon}{\epsilon_d + 2\epsilon} = 0, \quad (2.1)$$

де проникність води як функція частоти $f = \omega/2\pi$, температури;

T та солоності S розраховується за формулою:

$$\epsilon_w(f, T, S) = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_i(T, S) - \epsilon_\infty}{1 + i\omega\tau(S, T)} - i \frac{\sigma(S, T)}{\omega\epsilon_0}. \quad (2.2)$$

Вхідні у вираз для ϵ_w значення $\epsilon_0 = 1/36\pi \cdot 10^{-9}$ F/m, $\epsilon_\infty = 4,9$. Значення ϵ_s , τ і δ розраховуються за емпіричними формулами. Контраст ϵ пухлини щодо здорової тканини становить 5:1. У ролі зонду використовувався ближньопольовий резонатор, який налаштовувався таким чином, щоб при контакті з середовищем коефіцієнт відображення досягав мінімально можливого значення. Тоді потрапляння до зони видимості антени контрастного об'єкта призводить до різкого зростання відображення.

При нормальній температурі та довжині хвилі 60 см було отримано

значення діелектричної проникності здорової жирової тканини $\epsilon = 8,2\text{--}2,4$ і та пухлини $\epsilon_c = 31,2\text{--}13,4$ і. З проведених авторами оцінок випливало, що запропонованим методом можна визначити пухлини з лінійним розміром 5 мм, розташовані на глибинах 2–3 см.

Середня температура досліджуваного середовища може бути визначена на практиці з використанням калібрування БПЛ, який можна назвати близькопольовим термометром. Відмінною рисою такого ближньопольового термометра є здатність дистанційного визначення температури. Автори [9] відзначають, що прагнення підвищити роздільну здатність БПЛ за рахунок зменшення діаметра зонда призводить до зменшення глибини зондування. У той же час, глибину зондування можна підвищити, збільшуючи довжину хвилі БПЛ.

Зміна діелектричної проникності поблизу апертури антени призводить до зміни її вхідного імпедансу внаслідок обурення навколишнього електромагнітного поля. В результаті змінюється коефіцієнт відображення випромінювання від входу антени Γ , який і вимірюється. Зміна Γ , що дорівнює $\Delta\Gamma$, є інформаційним параметром про обурення ϵ і температуру поблизу зонда. Якщо антена підключена до рефлектометра через резонатор, то інформаційним параметром є зсув частоти резонатора. Автори [9] повідомили про можливість досягнення чутливості до зміни температури $\delta T = 0,1^\circ\text{C}$.

Автори використовували близькопольовий скануючий мікроскоп для дослідження біологічних об'єктів. У своїх дослідженнях вони використовували мікроскоп з робочою частотою 1,5 ГГц і коаксіальним зондом із вольфрамовим центральним провідником на кінці, що виступає за межі зовнішнього провідника коаксіалу. Розмір вістря зонда при поданні його півсферою складав 2,5 мкм. Коаксіальний зонд з'єднувався (являвся складовою частиною) з чвертьхвильовим коаксіальним резонатором. Таку конструкцію можна назвати коаксіальним резонаторним зондом. Діаметри внутрішнього та зовнішнього провідників, що використовувався авторами коаксіалу, становили 6 та 20 мм відповідно. Довжина чвертьхвильового коаксіального резонатора дорівнювала 5 см. Взаємодія зонда з досліджуваним зразком розраховувалася з допомогою теорії обурень, а також

чисельними методами випадку тонкого діелектричного зразка як об'єкт дослідження.

Пристрій для здійснення сканування включало в себе два сканери, що забезпечують переміщення в площині x, y з роздільною здатністю 2,5 мкм. Для запобігання короткому замиканню та зменшення впливу зовнішніх полів на зонд використовувалася анодована алюмінієва пластинка. Автори у ролі моделі для пояснення властивостей біологічних об'єктів використовували воду, мотивуючи це тим, що діелектричні властивості більшості біологічних об'єктів визначаються водою, що міститься в них. Для вивчення цих властивостей вимірювали зсув резонансної частоти f_r та зміну Q за допомогою ближньопольового НВЧ мікроскопа. На рис 2.15, а наведено залежність резонансної частоти f_r та значення Q рис. 2.15 б від відстані від кінця зонда до поверхні чистої деіонізованої води.

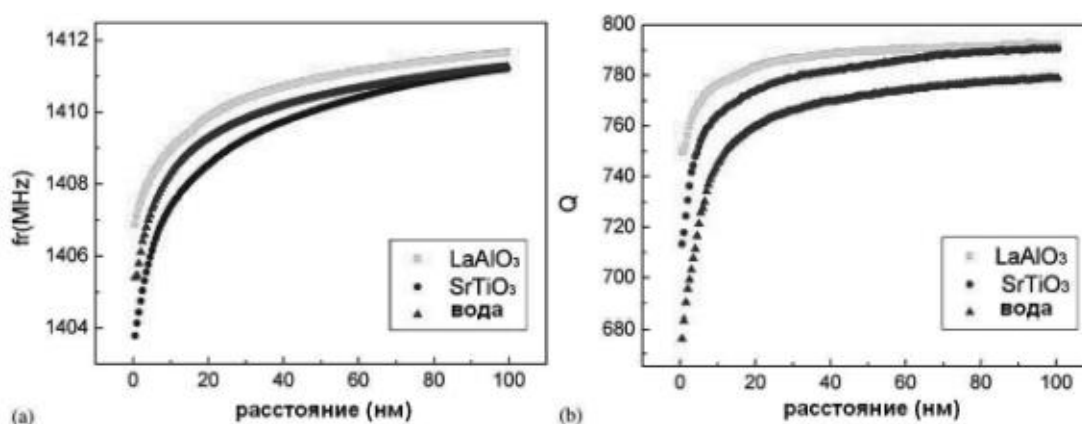


Рисунок 2.15 – (а) залежність резонансної частоти та (б) залежність значення Q від відстані від кінця зонда до поверхні чистої деіонізованої води

Видно, що при наближенні кінця зонда до води f_r та Q зменшуються. Це зменшення походить від значень f_{r0} та Q_0 , рівних відповідно 1413,8 МГц та 930 і характерних для повітря без рідини. Для порівняння на цих же малюнках наведено аналогічні залежності для LaAlO_3 ($\epsilon=24$) та SrTiO_3 ($\epsilon=300$). Ці залежності підтверджують правомірність вибору води як моделі для дослідження біологічних об'єктів. Використовуючи описаний вище мікроскоп,

автори отримали зображення поверхневих судин у кістковій тканині (рис. 2.16). Це стало можливим завдяки тому, що основна частина рідини в судинах має істотно більш високу діелектричну проникність ніж кісткова тканина. Зображення отримані зі зміни f_r (формат 150 мкм x 200 мкм) (див. рис. 2.16) та за зміною Q (формат 150 мкм x 200 мкм) (див. Рис. 2.16). Значення f_0 та Q_0 становили 1409 МГц та 800 відповідно. Автори привели також результати виміру властивостей розчину NaCl. При цьому вони використовували зонд з діаметром кінчика 240 мкм, щоб уникнути впливу на результат вимірювань ефекту поверхневого натягу.

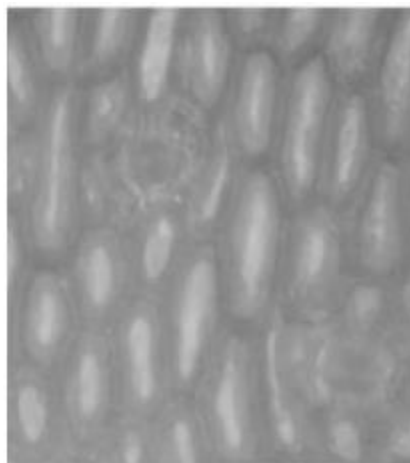


Рисунок 2.16 - Зображення поверхневих судин у кістковій тканині

На рис. 2.17 показано зміну f_r та Q залежно від концентрації NaCl у деіонізованій воді від малих значень концентрації до насичення. f_{r0} і Q_0 без NaCl становили значення 1389,4 та 800 відповідно. Зі збільшенням концентрації NaCl повна провідність води збільшується, внаслідок цього збільшуються реальна і уявна частини комплексної діелектричної проникності і одночасно зменшуються f_r та Q . Починаючи з деякого значення концентрації NaCl f_r перестає змінюватися, тоді як Q після досягнення мінімального значення знову починає зростати зі зростанням концентрації NaCl. Такий хід залежності Q пояснюється авторами зменшенням втрат у матеріалі зі зростанням його провідності. В результаті

проведених досліджень автори зробили висновок про те, що близькопольовий СВЧ-мікроскоп може бути корисним інструментом для вивчення діелектричних властивостей біологічних об'єктів.



Рисунок 2.17 - Зміна f_r та Q залежно від концентрації NaCl у деіонізованій воді

Автори [3] використовували ближньопольову скануючу НВЧ мікроскопію для контролю вмісту води в шкірі. Обґрунтовуючи інтерес до такого роду досліджень, вони відзначали, що вплив НВЧ-випромінювання на біооб'єкти може бути джерелом небезпеки, а може мати і терапевтичне застосування. Мала глибина проникнення ближнього НВЧ-поля в біооб'єкт є сприятливою обставиною вивчення діелектричних властивостей шкіри. Зміни в діелектричній проникності шкіри може свідчити про її клінічно важливі зміни. Автори вказували на те, що сухий стан шкіри спостерігається у пацієнтів із захворюваннями шкіри, а також у пацієнтів з деякими формами дерматиту. Автори досліджували втрату вологи окремими ділянками шкіри пальця людини після поміщення його у воду на 30 хвилин при 37°C за природних умов.

Близькопольовий НВЧ-мікроскоп включав коаксіальний резонатор, центральний провідник якого мав діаметр 0,7 мм. на кінці (рис. 2.18).

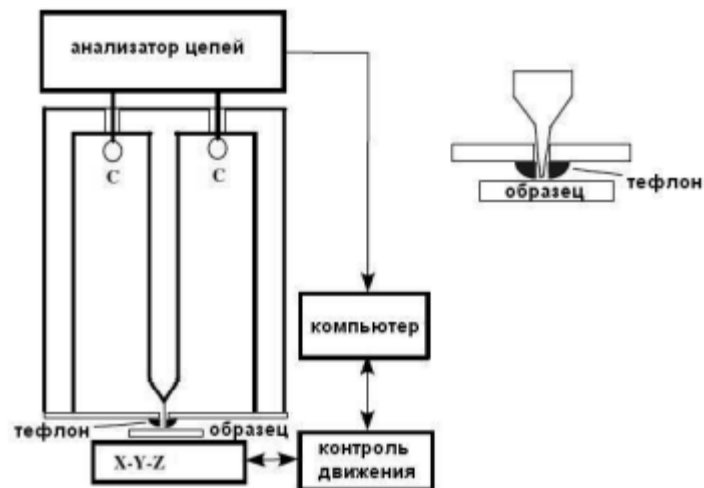


Рисунок 2.18 – НВЧ-мікроскоп з коаксіальним резонатором

Для контролю параметрів резонатора використовувався аналізатор спектра. Добротність резонатора полягала в інтервалі 150-200 для резонансних мод 0,92; 2,7; 4,4; 6,3; 8,2 та 10,1 ГГц. Вимірювання здійснювалися на середньому пальці з боку долоні приблизно на відстані 1 см від кінчика пальця. Для вимірювань використовувалися також зразки шкіри стегна курчати з неущкодженою тканиною. Сканування здійснювалося у площині області площею приблизно 1 см². Вимірювання проводилися також і для випадку, коли невелика частина шкіри була термічно пошкоджена. Для зневоднення зразка використовувалося спеціальний нагрівальний пристрій. Зміст води гідратованого середнього пальця як функція часу ілюструється рис. 2.19. На рисунку показано зміну насиченості шкіри водою від нормального стану (від 32% до 35%) до гідратації (приблизно 30 хв) після вбирання води, що знаходиться при температурі 37°C (приблизно 50 %) та подальшого його повернення до нормального стану з плином часу.

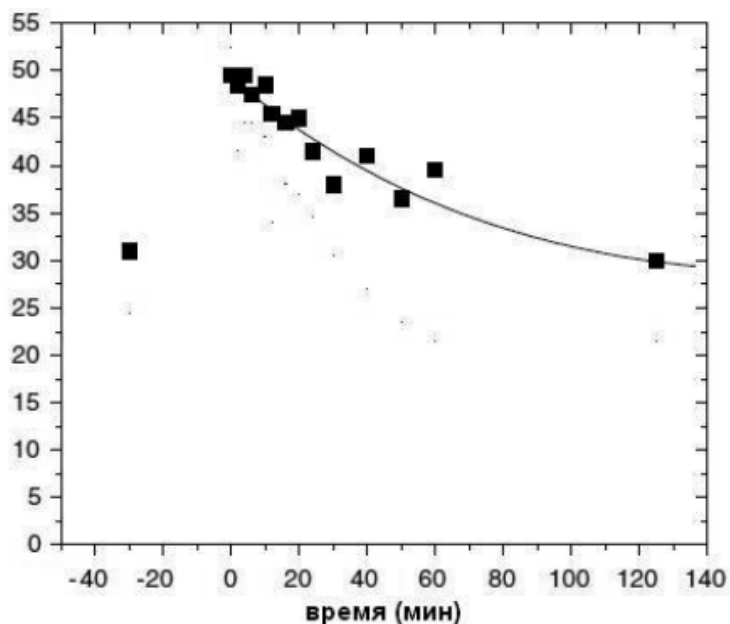


Рисунок 2.19 - Зміст води гідратованого середнього пальця як функція часу

Рис. 2.18 та 2.19 показують зміну частоти f та добротності Q на найнижчій 0,9 ГГц та найвищій 10,1 ГГц частотах мод резонатора. Приведені зображення показують горизонтальні області, де здійснювалося випалювання зразка. Автори зазначають, ближньопольова НВЧ-мікроскопія може бути корисним інструментом для раннього виявлення пухлин.

2.3 Акутальний конструкція резонатору

Проаналізувавши та порівнявши показані вище конструктиви резонаторів, можна зробити висновок, що кожен з них має деякі недоліки. Тому вирішено розробити модель РЗ найбільш правильну для її чисельного опису, ефективну в плані чутливості, та з правильно організованим зв'язком накопичувальної частини з апертурною. В нашому випадку за основу ми будемо використовувати резонаторний зонд з коаксіальною симетрією [14-16]. Для того щоб розширити його можливості, реалізуємо конструкцію з рухомим вістрям відносно площини апертури [17]. Саме це дасть нам змогу керувати чутливістю датчика. На рисунку

2.20 зображено конструкцію такого резонатору, на рисунку 2.21 зображено режими роботи резонатора з різним положенням вістря

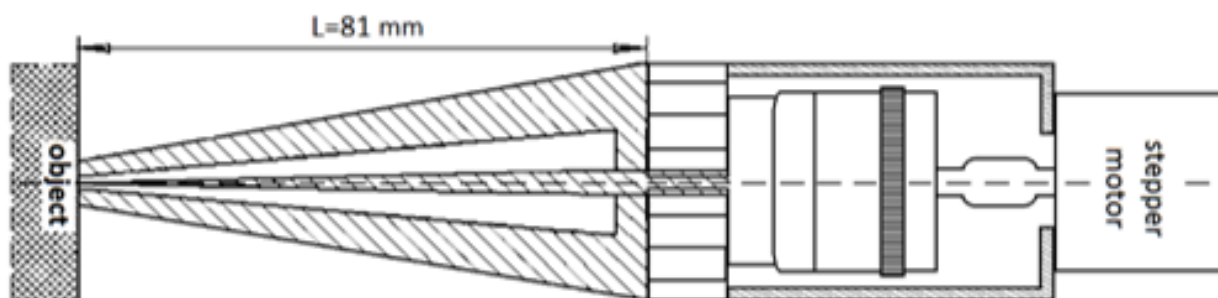


Рисунок 2.20 – Схематичне зображення резонатора з рухомим вістрям

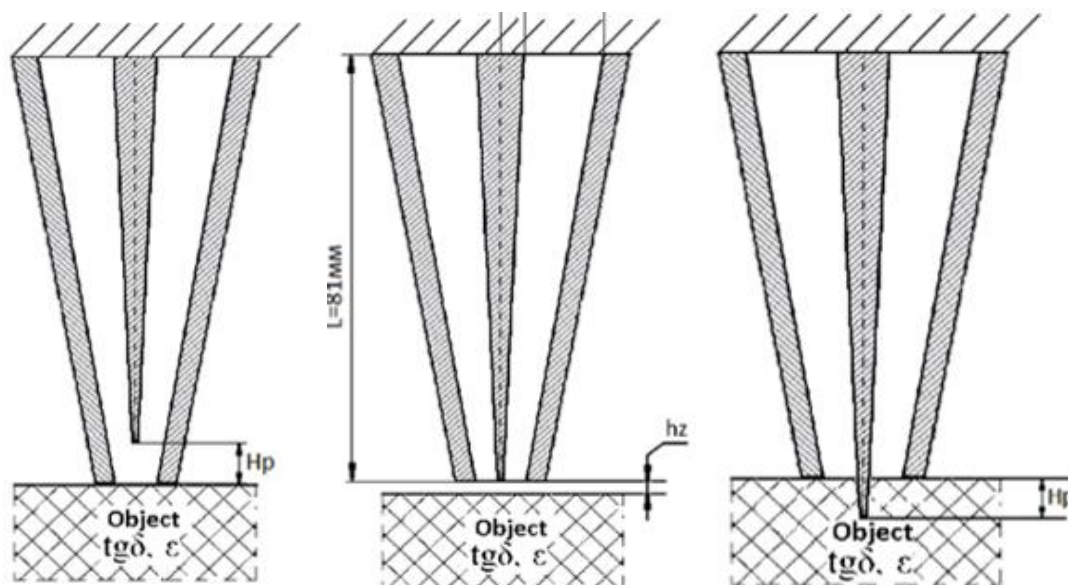


Рисунок 2.21 – Зображення резонатора з різним положенням вістря.

Дослідження електродинамічних властивостей такого зонду представлені у 3-му розділі.

3 ЧИСЕЛЬНЕ МОДЕЛЮВАННЯ РОЗПОДІЛУ ПОЛЯ КОАКСІАЛЬНОГО ЗОНДУ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ БІООБ'ЄКТІВ

3.1 Класичний чвертьхвильовий РЗКА

Із аналізу джерел [14-19], випливає, що основним елементом НВЧ-діагностики являється зонд. За його допомогою ми можемо вимірювати характеристики пропускання, відбиття та поглинання різноманітних матеріалів. Роздільна здатність в СММ визначається розподілом поля скануючого зонду.

В цьому розділі представлені результати проведених чисельних. На рисунку 3.1 представлено зображення конструктиву чвертьхвильового резонаторного зонда з коаксіальною вимірюючою апертурою (РЗКА).

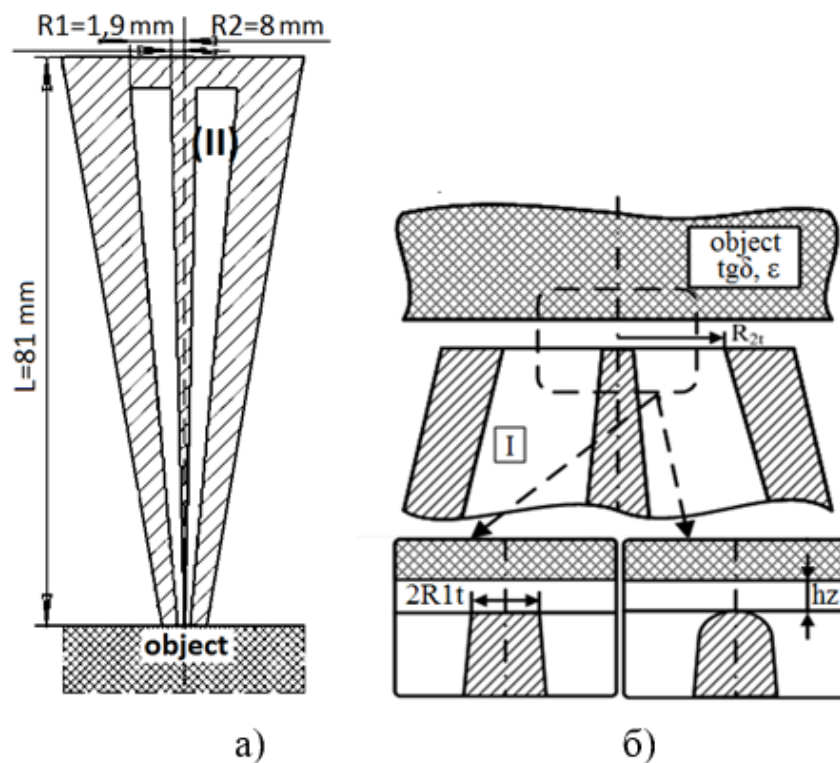


Рисунок 3.1 – Схематичне зображення класичного чвертьхвильового РЗКА - (а); схематичне зображення апертурного вузла зонда – (б)

3.1.1 Розподіл поля в залежності від електродинамічних параметрів об'єкта

Як показано в [20] ширина апертурної області (I) практично не залежить від електродинаміки області накопичення (II), яка визначає просторове розподілення зонduючого НВЧ поля в об'єкті. Також можна сказати, що електродинамічні властивості і структура об'єкта незначно впливають на глибину зондування, а саме в межах існування еванесцентності розподілу поля. Проте їх вплив не можна ігнорувати саме на розподіл поля в досліджуваному об'єкті. Оскільки це призводить до значних систематичних похибок при оцінці сигналів, отриманих при зондуванні. Це ми можемо побачити на рисунку залежностей (рис 3.2 та рис 3.3).

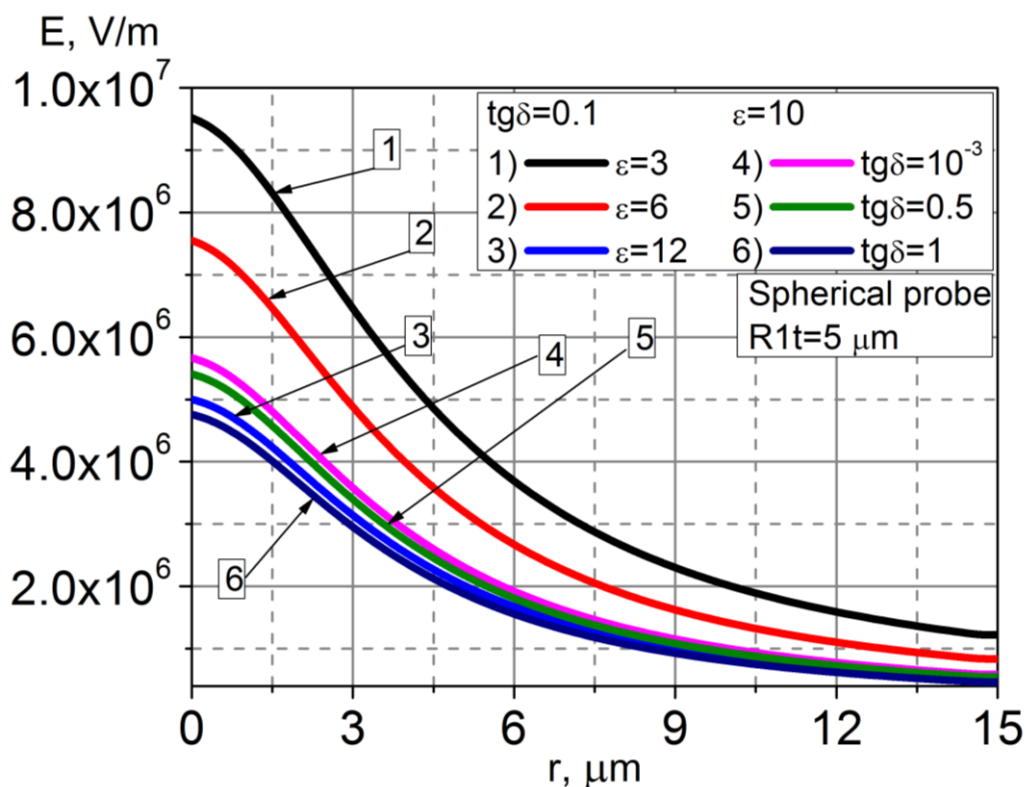


Рисунок 3.2 – Розподіл поля по поверхні в залежності від електродинамічних параметрів об'єкта

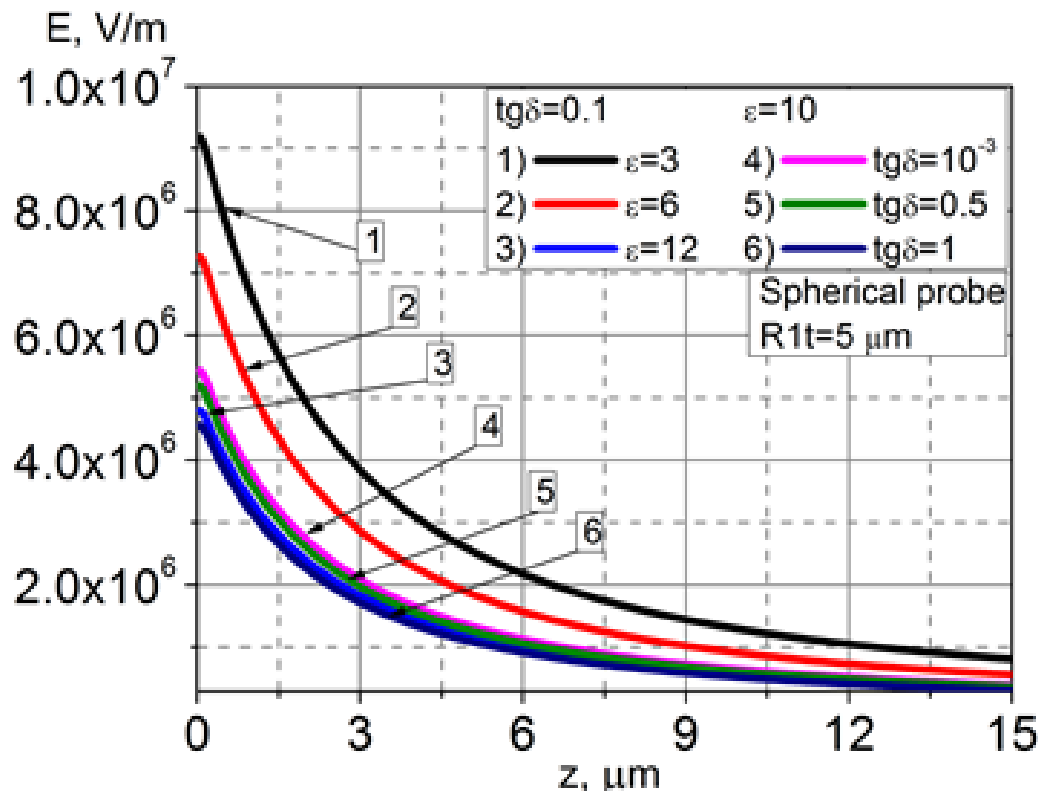


Рисунок 3.3 – Розподіл поля по глибині в залежності від електродинамічних параметрів об'єкта

Із даних представлених на рисунку 3.3 можна побачити, що об'єкти з $\text{tg}\delta > 10^{-3}$ і $\epsilon < 12$ досить сильно впливають на енергетику поля РВП. Тому використання теорії малості обурень прийнятно в оцінці сигналів тільки для напівпровідників при $\text{tg}\delta < 10^{-1}$ і $\epsilon > 10$, оскільки в цих межах їх вплив практично не залежить від їх електрофізичних властивостей.

3.1.2 Розподіл поля в залежності від розміру та форми резонатору

Дивлячись на нижче представлені рисунки можна сказати, що розподіл поля значно залежить від геометрії апертурного вузла (розмір вістря, форма вістря, зазор між вістрями та об'єктом).

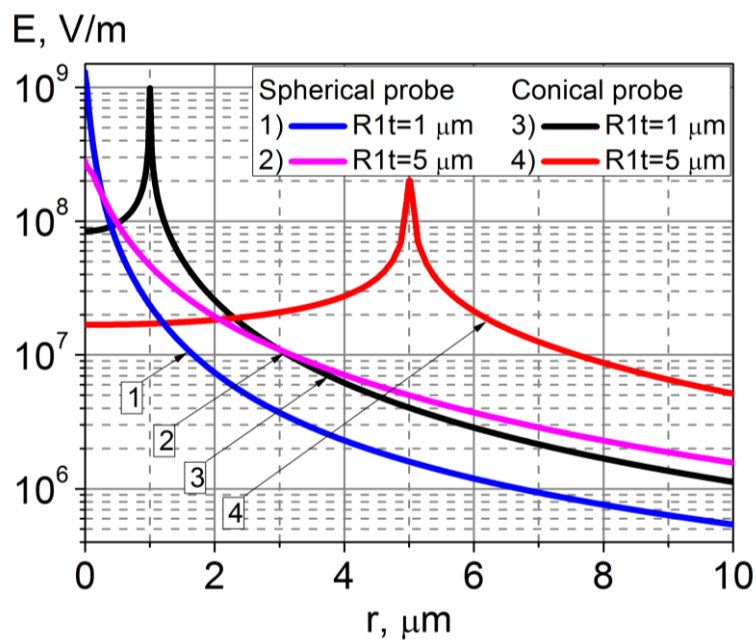


Рисунок 3.4 – Розподіл поля по поверхні при різних $R1t$ для сферичної та конічної форми

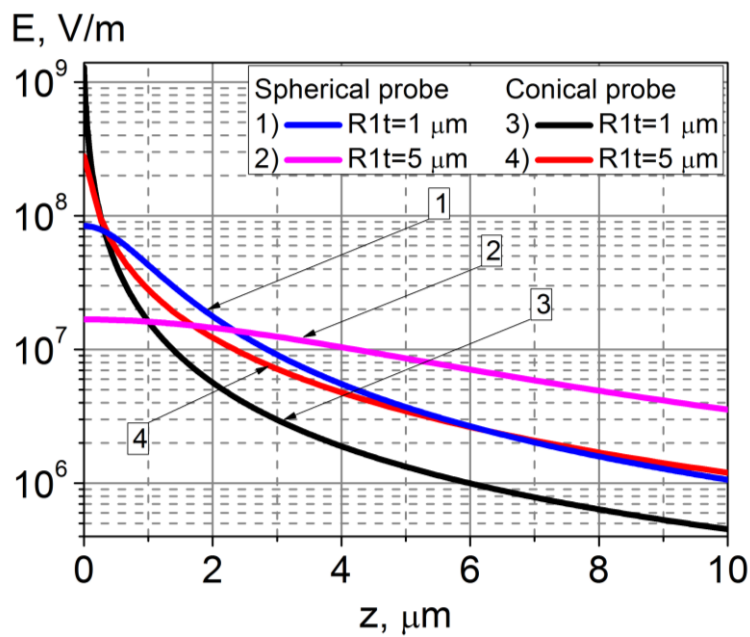


Рисунок 3.4 – Розподіл поля по глибині при різних $R1t$ для сферичної та конічної форми

Дивлячись на ці залежності, можна зробити висновок, що при застосуванні РЗКА з сферичним вістрям, напруженість поля максимальна в центральній точці кінця вістря, а сам характер залежності є квазігаусовим. При застосуванні вістря у формі зрізаного конуса максимумів стає два, і вони, в свою чергу розташовані на периферії вістря, тобто в центральній точці під вістрям буде т.з. провал [21]. Також, із представлених залежностей, видно, що незалежно від форми вістря, при збільшенні розміру вістря напруженість поля знижується, це є проявом так званого ефекту громовідводу. Те, що зі зменшенням радіусу вістря крутизна приросту напруженості поля стає більш вираженою, а характер залежностей стає вираженно експоненціальним, є яскравим прикладом прояву еванесцентності поля. Таким чином можна стверджувати, що еванесцентність поля сильно залежить від розміру вістря зонда незалежно від його форми.

Розподіл поля залежить також і від ширини повітряного проміжку між зондом та об'єктом. Це можна побачити на рисунку 3.6, на якому представлено залежність розподілу поля з використанням РЗКА з вістрям сферичної форми від величини проміжку.

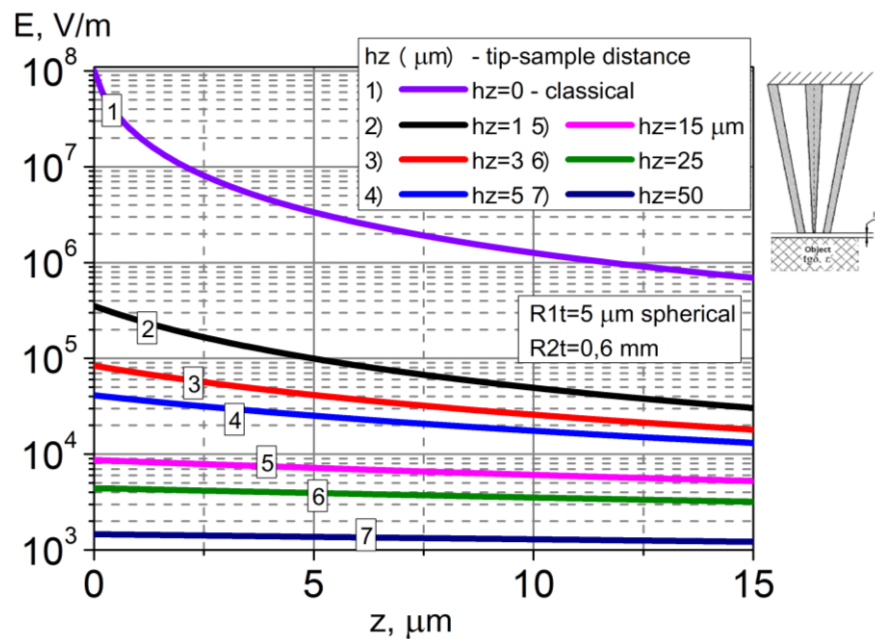


Рисунок 3.6 – Розподіл поля по глибині при різних значеннях повітряного проміжку

Із даних рисунка 3.6, видно що наявність повітряного проміжку сильно зменшує величину напруженості поля у об'єкті, а це, в свою чергу, призводить до зменшення чутливості сенсору і зниження амплітуди сигналів. Проте, при точному визначенні ширини повітряного проміжку h_z , його можна використовувати в якості інструменту зміни чутливості сенсора. Ця особливість дає можливість використовувати класичний чвертьхвильовий резонатор при діагностиці об'єктів з достатньо сильними втратами, проте, на практиці, величина h_z визначається наближеними методами, тому отримані результати також будуть не досить точними.

3.2 Коаксіальний зонд з рухомим вістрям

Альтернативою методу зміни чутливості сенсору через зміну ширини повітряного проміжку між вістрям РЗ та об'єктом, може бути резонатор, з рухомим відносно площини апертури вістрям [17]. Використання такого зонду дає можливість вимірювати ϵ та $\text{tg}\delta$ в більших діапазонах. У класичного чвертьхвильового РЗКА ці значення, як правило, знаходяться в діапазоні, ϵ від 1 до 15, $\text{tg}\delta$ від 0.001 до 0.1 [22]. У резонатора з рухомим вістрям ці значення можуть досягати ϵ від 1 до 60, $\text{tg}\delta$ від 0.001 до 2 [17].

На рисунку 3.7 схематично зображено такий зонд та режими його роботи

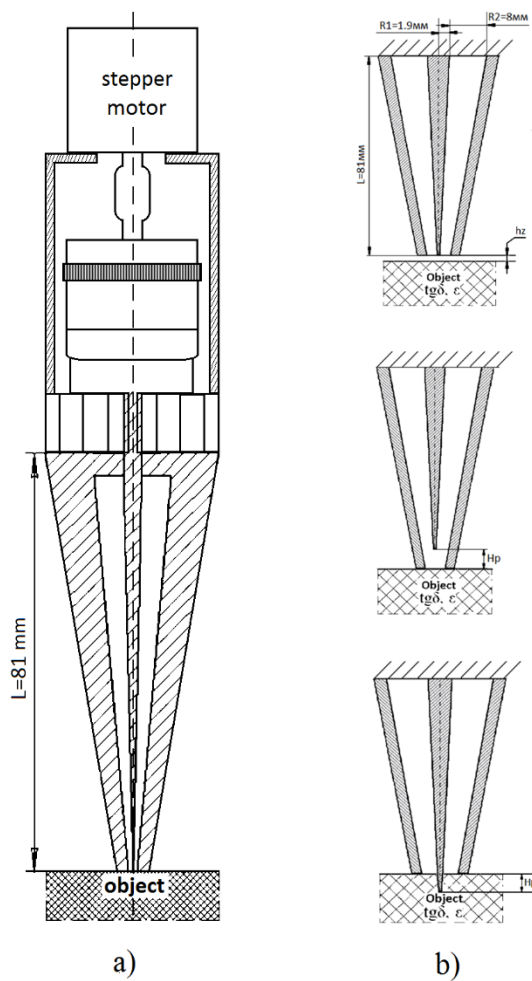


Рисунок 3.7 – Схематичне зображення зонду з керуючим вістрям (а);
основні режими роботи зонда (б)

Відповідно, від положення вістря, розподіл поля буде змінюватися. На
рисунок 3.8 ми можемо це спостерігати.

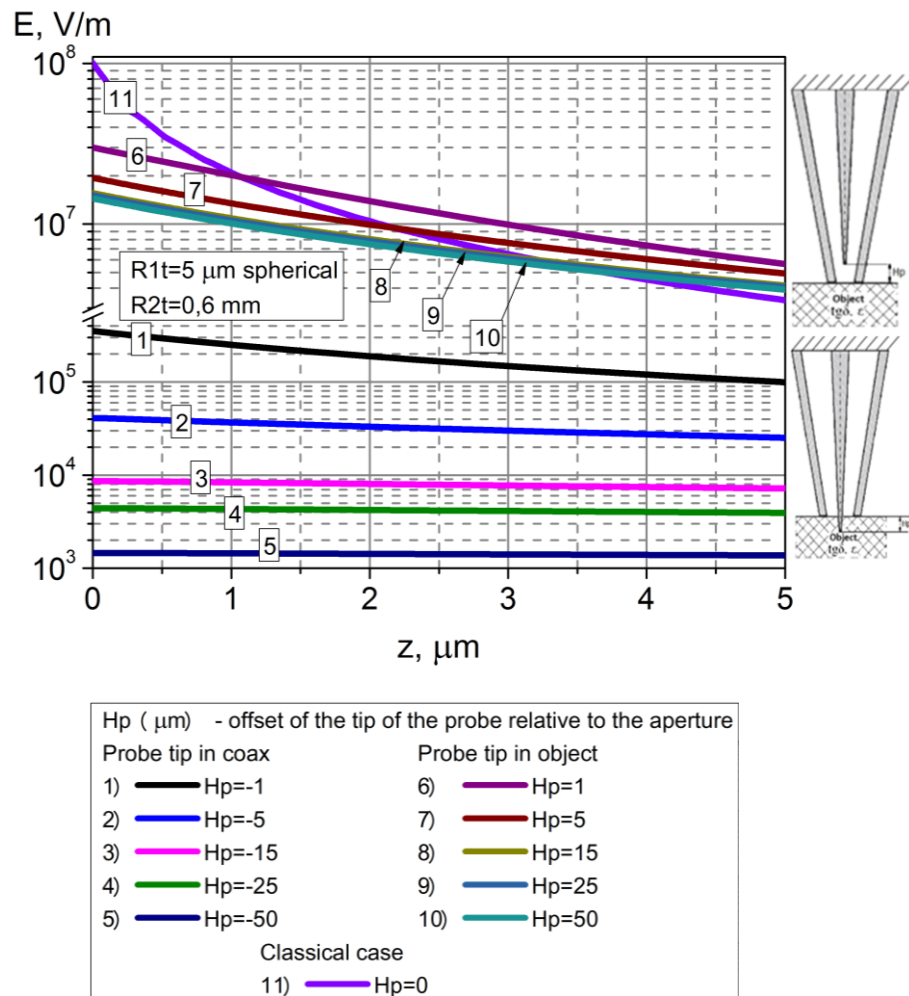


Рисунок 3.8 – Розподіл поля по глибині керуючого зонда при різних положеннях вістря відносно апертури

Дивлячись на ці залежності можемо зробити висновок, що чим більше видвинуте вістря в досліджуваний об'єкт тим більше напруженість поля, і навпаки, коли вістря максимально задвинуте в резонатор напруженість поля зменшується. Використання такого РЗ відкриває перспективи дослідження різних об'єктів, особливо розробка може бути корисною при

ВИСНОВКИ

В роботі було розглянуто дуже актуальну тему, використання методів СММ в біомедичній діагностиці. На сьогоднішній день ближньопольова діагностика дуже інтенсивно розвивається, оскільки основною її рисою являється неруйнівний метод дослідження, який дозволяє отримувати інформацію про поверхневі та приповерхневі властивості різних середовищ. Вона базується на реєстрації частини НВЧ-впливу, локалізованої в ближньому полі зонда. Це дає змогу різко підняти роздільну здатність і подолати дифракційну межу для даних частот.

Локалізація НВЧ-сигналу в ближньому полі проводиться за допомогою установок, конструкції та принципи яких були розглянуті вище у даній роботі. Основними факторами, що визначають роздільну здатність і точність вимірювань, є: конструкція установки, властивості досліджуваного матеріалу, розмірвимірювального зонда а також відстань від зонду до поверхні зразка.

Ближньопольова НВЧ-діагностика активно застосовується для вивчення поверхні діелектричних і напівпровідникових плівок, виявлення дефектів і неоднорідностей, аналізу нелінійних характеристик. Така діагностика широко застосовується в медицині та біології. У дослідженні біологічних об'єктів НВЧ-хвилі відрізняються від хвиль оптичного та інфрачервоного діапазонів, вони мають порівняно високу проникну здатність. В такому випадку стає можливим вивчення не лише поверхневих, а й глибинних шарів (із відповідною втратою просторової роздільної здатності по поверхні). Ця особливість застосовується для візуалізації структури біологічних об'єктів, аналізу та візуалізації пухлин.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Аладишкін А.Ю., Андронов А.А., Пестов Е.Е., Пестов Ю.Н., Ноздрин Ю.Н., Курін В.В., Куколо А.М., Монако Р., Боффа М. Дослідження нелінійного НВЧ-відгука надпровідників за допомогою локальної методіки: підручн. 2003. Т. 46, № 2. стор. 123–143.
2. Александров Н. Н. и др. Застосування локальної електромагнітної гіпертермії в онкології: підручн Запитання онкології, 1977, т.23, стор. 3.
3. Арапов Ю.Г., Давидов А.Б. Хвильоводні методи вимірювань електричних параметрів напівпровідників на НВЧ: підручн. 1978. № 11. Стор. 63–87.
4. Бондаренко І.Н. Застосування системи АПЧ вимірювального генератора в мікрохвильовій скануючій мікроскопії. / Гордієнко Ю.Е., Ларкін С.Ю. //Радіоелектроніка та інформатика: науч.-техн. сб., Харків: ХНУРЕ, 2009. – № 3. – стор. 3-6.
5. Гордієнко Ю.Е. Основи високолокальної НВЧ / Гордієнко Ю.Е., Бондаренко І.Н., Лепіх Я.І., Проказа А.М. // Одеса, Sensor Electronics and Microsystem Technologies, 2014 – Т. 11, № 4, стор. 18-26.
6. Девятков Н.Д. Апаратура для НВЧ гіпертермії: підручн. Електронна промисловість, 1979р.
7. Ноздрін Ю.Н., Пестов Е.Е., Курін В.В., Барищев С.В., Бобиль А.В., Карманенко С.Ф., Саксєєв Д.А., Суріс Р.А. Вплив мікроструктури епітаксialьних плівок на їхелектрофізичні нелінійні НВЧ-властивості: підручн. 2006. Т. 48, вип. 12. стор. 2136–2145.
8. Резник А.Н., Юрасова Н.В. Ближньопольова НВЧ-томографія біологічних середовищ: підручн. 2004. Т. 74, № 4. С. 108–117.

9. Резник А.Н., Юрасова Н.В. Виявлення контрастних утворень всередині біологічних середовищ за допомогою ближньопольової НВЧ-діагностики: підручн. 2006. Т. 76, вип. 1. стор. 90–104.
10. Сліпченко Н.І. Обробка і візуалізація зображень в скануючій мікрохвильовій мікроскопії: підручн. / Чернишов Н.Н., Сліпченко Н.І., Бондаренко І.Н., Писаренко В.М., Башлий С.Ю. Харків, 2015. – Вип. 182. стор.110-114.
11. Стаття. Мікрохвильове випромінювання – [Електронний ресурс] – 2019. URL: https://esu.com.ua/search_articles.php?id=67595 (дата звернення 09.11.2021)
12. Усанов Д.А., Горбатов С.С. Резонанси в системі діаграфа – короткозамикаючий поршень: підручн. 2001. Т. 44, № 12. С. 1046–1049.
13. Усанов Д.А. НВЧ-методи виміру параметрів напівпровідників. Саратов: Видання, 1985. 55 с.
14. Гордієнко Ю.Е., Ларкин С.Ю., Яцкив А.М. Ближнеполевой СВЧ датчик на основе конусного коаксиального резонатора // Радиотехника. Всеукр. межвед. науч.- техн. сб. – Х. : ХНУРЭ, 2009. – Вып. 159. – С. 309–314.
15. Напрями та проблеми мікрохвильових досліджень воловмісних матеріалів та структур: монографія / І.М. Бондаренко, Ю.О. Гордієнко, О.Ю. Панченко. – Харків: ФОП Панов А.М., 2019. – 320 с.
16. Гордієнко Ю.О., Лепіх Я.І., Дзядевич С.В. та інші. Створення мікроелектронних датчиків нового покоління для інтелектуальних систем. Одеса: Астропринт, 2010. 296 с.
17. Gordienko Yu.Ye., Shcherban I.M. Diapason properties of resonant aperture sensors for microwave diagnostics of small objects / USA, Telecommunication and Radio Engineering, 2020. Vol. 79 , № 9. – P. 793–801.

18. Anlage S.M. Principles of near-field microwave microscopy / Anlage S.M., Talanov V.V., Schwartz A.R. // Scanning Probe Microscopy: electrical and electromechanical phenomena at nanoscale – New York: Springer-Verlag, 2007. – vol.1. – p. 215–253.
19. Wallis Mitch T. Measurement Techniques for Radio Frequency Nanoelectronics / T. Mitch Wallis , Pavel Kabos // Cambridge University Press, 2017. – 314 p.
20. Gordienko Yu.Ye., Shcherban I.M. Hybrid signals in the local microwave diagnostics of small objects / USA, Telecommunication and Radio Engineering, 2019. Vol. 78, № 19. – P. 1747–1757.
21. Yu.Ye. Gordienko, M.I. Slipchenko, I.M. Shcherban Numerical simulation of the field distribution a resonator coaxial probe for scanning microwave microscopy // XI INTERNATIONAL SCIENTIFIC CONFERENCE «Functional Basis of Nanoelectronics», Kharkiv-Odesa, Ukraine, 2020, p. 95-98.
22. Ryotaro Inoue Data Analysis of the Extraction of Dielectric Properties From Insulating Substrates Utilizingthe Evanescent Perturbation Method / Ryotaro Inoue, Yasuhiko Odate, Eiji Tanabe, Haruhisa Kitano, Atsutaka Maeda // IEEE TRANSACTIONS ON MICROWAVE THEORY AND TECHNIQUES, 2006. – Vol.54. – № 2. – p. 522 – 533.