

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Приладобудівний факультет

Кафедра наукових, аналітичних та екологічних приладів і систем

«На правах рукопису»
УДК _____

«До захисту допущено»

В.о. завідувача кафедри

_____ Защепкіна Н.М.

« ____ » _____ 20__ р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

зі спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»

на тему: «Модуляційний радіометричний вимірювач температури.»

Виконала:

студентка VI курсу, групи ПН-71мп

Манзюк Людмила Василівна _____

Керівник:

д.т.н., проф. Яненко О.П.

Консультант з «Розроблення стартап проекту»:

к.е.н., доцент Бояринова К.О. _____

Рецензент

д.т.н., проф. _____

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

Студентка _____

Київ – 2018 року

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

Кафедра наукових, аналітичних та екологічних приладів і систем
Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною програмою

Спеціальність (спеціалізація) – 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Зацепкіна Н.М..

«___» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту

Манзюк Людмилі Василівні

1. Тема дисертації «Модуляційний радіометричний вимірювач температури», затверджена наказом по університету від «___» _____ 20__ р. № _____
2. Термін здачі оформленої дисертації «17» грудня 2018 р.
3. Об'єкт дослідження – процес формування і розподілу теплових полів в тканинах людини.
4. Предмет дослідження – удосконалення метода і розробка приладу для дослідження глибинних температур біологічних об'єктів.
5. Перелік питань, які мають бути досліджені.
 - 5.1.1 Провести аналіз існуючих інструментальних методів і засобів інвазивного та неінвазивного вимірювання температури біологічних об'єктів.
 - 5.1.2 Удосконалити модель розподілу теплових полів в організмі людини.
 - 5.1.3 Розробити метод локальної радіотермометрії внутрішніх органів людини.
 - 5.1.4 Провести детальний аналіз складових радіотермометричного приладу.

5.1.4 Розробити структурну та принципову електричну схему радіо термометра.

5.1.5 Виконати аналіз шляхів вдосконалення підходів до використання радіо термометричної діагностики.

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу

6.1 Структурна схема радіотермометра.

6.2 Принципова електрична схема радіотермометра.

6.2 Загальний вид приладу в ілюстративному форматі.

7. Орієнтовний перелік публікацій

7.1 Опублікувати 1 статтю в наукових журналах.

8. Консультанти розділів дисертації

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Розділ 4. Стартап проект «Розробка приладу для виявлення та ранньої діагностики глибинних електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини.»	Бояринова К.О., кандидат економічних наук, доцент		

9. Дата видачі завдання 10 вересня 2018 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1.	Огляд та аналіз наукових праць із теми досліджень	до 15.09.2018 р.	
2.	Провести аналіз можливостей радіотермометричних вимірювань при вирішенні задач медичної діагностики.	до 01.10.2018 р.	
3.	Виконати порівняльний аналіз методів і засобів реєстрації власного електромагнітного випромінювання.	до 15.10.2018 р.	
4.	Провести аналіз особливостей побудови модуляційних радіометрів прямого підсилення.	до 01.11.2018 р.	
5.	Розробка апаратури для глибокого діагностування температурних аномалій в організмі людини.	до 07.11.2018 р.	
6.	Розробка структурної схеми та НВЧ-модулів радіометричного діагностичного приладу.	до 21.11.2018 р.	
7.	Розробка окремих складових пристрою.	до 29.11.2018 р.	
8.	Розробка стартап проекту на тему: «Модуляційний радіометричний вимірювач температури.»	до 03.12.2018 р.	
9.	Аналіз та узагальнення отриманих результатів	до 06.12.2018 р.	

Дата видачі

“___” вересня 2018 р.

Науковий керівник

_____ О. П. Яненко

Прийняв до виконання

_____ Л. В. Манзюк.

РЕФЕРАТ

Актуальність теми. Вимірювання розподілу глибинних температур організму є перспективною, але в той же час складною технічною задачею. Вирішення цієї задачі займаються колективи спеціалістів провідних фірм різних країн в галузі медичного приладобудування, що підтверджує перспективність цього напрямку та значну динаміку його розвитку в найближчі 4-5 років. Складність вирішення цієї задачі пояснюється тим, що рівень мікрохвильового випромінювання клітин людського організму, яка пропорційна цій температурі, значно менший за рівень власних шумів апаратури.

Для вимірювання розподілу глибинних температур та термонеоднорідностей в організмі людини, робоча частота радіометра повинна знаходитись в діапазоні від 0,8 до 1,2 ГГц. Глибинне зондування при цьому може складати від 40 до 60 мм, що достатньо для діагностики стану як внутрішніх органів та і стану хребта та суглобів людського організму.

Виходячи з цього, робота по удосконаленню метода і апаратури для радіо термометричних досліджень є актуальною, і буде сприяти підвищенню ефективності неінвазивної медичної діагностики.

Об'єктом дослідження є процес формування і розподілу теплових полів в організмі людини.

Предметом дослідження є радіометрична система для визначення та вимірювання розподілу внутрішніх температурних полів в організмі людини.

Мета роботи. Метою роботи є удосконалення метода і технічних засобів радіо термометрії для дослідження глибинних температур біологічних об'єктів, при вирішенні задач медичної діагностики.

Метод дослідження. Розрізняють три напрямки (методи) реалізації високочутливої радіометричної апаратури: компенсаційний, кореляційний та модуляційний. Найбільш прийнятний з точки зору реалізації та наявних розроблених авторами проекту технічних рішень є модуляційний метод.

Наукова новизна полягає у використанні модуляційного метода для перетворення сигналів і компенсації власних шумів вимірювального тракту, що забезпечує підвищення чутливості радіометричної системи до 10^{-15} Вт при середньому випроміненні внутрішніх органів людини - $10^{-13} \dots 10^{-14}$ у той час коли стандартні вимірювачі П15 – П14 забезпечують мінімальне значення 10^{-12} .

Структура та обсяг роботи. Робота складається із вступу, чотирьох розділів, висновків, 8 рисунків, 22 таблиць, списку використаних джерел із 21 позиції та 2 додатків. Загальний обсяг роботи – 81 сторінка, з яких основна частина викладена на 74 сторінках.

Ключові слова: вдосконалення методу, розробка, радіотермометричний пристрій, модуляційний метод, глибинна температура, атенюатор, підсилювач, комутатор, гетеродин.

РЕФЕРАТ

Актуальность темы. Измерение распределения глубинных температур организма является перспективной, но в то же время сложной технической задачей. Решение этой задачи занимаются коллективы специалистов ведущих фирм разных стран в области медицинского приборостроения, подтверждает перспективность этого направления и значительную динамику его развития в ближайшие 4-5 лет. Сложность решения этой задачи объясняется тем, что уровень микроволнового излучения клеток человеческого организма значительно меньше уровня собственных шумов аппаратуры.

Для измерения распределения глубинных температур и термонеоднородностей в организме человека рабочая частота радиометра должна находиться в диапазоне от 0,8 до 1,2 ГГц. Глубинное зондирование при этом может составлять от 40 до 60 мм, что достаточно для диагностики состояния как внутренних органов и состояния позвоночника и суставов человеческого организма.

Исходя из этого, работа по усовершенствованию метода и аппаратуры для радио термометрических исследований актуальна, и будет способствовать повышению эффективности неинвазивной медицинской диагностики.

Объектом исследования является процесс формирования и распределения тепловых полей в организме человека.

Предметом исследования является радиометрическая система для определения и измерения распределения внутренних температурных полей в организме человека.

Цель работы. Целью работы является совершенствование метода и технических средств радио термометрии для исследования глубинных температур биологических объектов, при решении задач медицинской диагностики.

Метод исследования. Различают три направления (методы) реализации высокочувствительной радиометрической аппаратуры: компенсационный, корреляционный и модуляционный. Наиболее принят с точки зрения реализации и имеющихся разработанных авторами проекта технических решений является модуляционный метод.

Научная новизна заключается в использовании модуляционного метода для преобразования сигналов и компенсации собственных шумов измерительного тракта, обеспечивает повышение чувствительности радиометрической системы к 10^{-15} Вт при среднем излучении внутренних органов человека - $10^{-13} \dots 10^{-14}$ в то время как стандартные измерители П15 - П14 обеспечивают минимальное значение 10^{-12} .

Структура и объем работы. Работа состоит из введения, четырех глав, заключения, 8 рисунков, 22 таблиц, список использованных источников из 21 позиций. Общий объем работы - 81 страница, из которых основная часть изложена на 74 страницах.

Ключевые слова: совершенствование метода, разработка, радиотермометрического устройства, модуляционный метод, глубинная температура, аттенюатор, усилитель, коммутатор, гетеродин.

ABSTRACT

Actuality of theme. Measurement of the distribution of deep body temperatures is a promising, but at the same time, a complex technical task. The solution to this problem is carried out by teams of specialists from leading companies of different countries in the field of medical instrument making, which confirms the promise of this direction and significant dynamics of its development in the next 4-5 years. The complexity of the solution to this problem is due to the fact that the level of microwave cells of the human body is much less than the level of its own noise hardware.

To measure the distribution of deep temperatures and thermal inhomogeneities in a human body, the operating frequency of the radiometer should be in the range of 0.8 to 1.2 GHz. The depth sounding can be from 40 to 60 mm, which is sufficient to diagnose the condition of both the internal organs and the condition of the spine and joints of the human body.

Therefore, work on the improvement of the method and equipment for radio-thermometric studies is relevant and will contribute to increasing the efficiency of non-invasive medical diagnostics.

The object of research is the process of formation and distribution of thermal fields in the human body.

The goal of the work. The aim of the work is to improve the method and technical means of radio thermometry for the study of the deep temperatures of biological objects, in solving the problems of medical diagnostics.

Method of research. There are three directions (methods) for the implementation of high-sensitivity radiometric equipment: compensatory, correlation and modulation. The most commonly accepted from the point of view of realization and the available technical solutions developed by the authors of the project is the modulation method.

The scientific novelty consists in using the modulation method to convert signals and compensate for the noise of the measuring path, provides an increase in the sensitivity of the radiometric system to 10^{-15} W with an average emission of human internal organs $10^{-13} \dots 10^{-14}$ - while standard meters P15 - P14 provide the minimum value of 10^{-12} .

Structure and scope of work. The work consists of an introduction, four chapters, conclusions, 8 drawings, 22 tables, a list of sources used with 21 positions and 2 appendix. Total volume of work - 81 pages, of which the main part is presented in 74 pages.

Keywords: method improvement, development, radio thermal device, modulation method, depth temperature, attenuator, amplifier, switch, local oscillator.

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СКОРОЧЕНЬ

НВЧ – надвисокі частоти

РС – радіометрична система

МШП – мало шумливий підсилювач

ЕМВ – електромагнітне випромінювання

РТМ – радіотермометричний метод

ГКН – генератор керованої напруги

АЧТ – абсолютно чорне тіло

УЗД – ультразвукова діагностика

МРТ – мікрохвильова резонансна томографія

ЦНС – центральна нервова система

ЗМІСТ

Вступ.....	14
РОЗДІЛ 1	16
АНАЛІЗ МОЖЛИВОСТЕЙ РАДІОТЕРМОМЕТРИЧНИХ ВИМІРЮВАНЬ ПРИ ВИРШЕННІ ЗАДАЧ МЕДИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ. МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ РЕЄСТРАЦІЇ ВЛАСНОГО ЕЛЕКТРОМАГНІТНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ.	16
1.2 Діагностичне значення глибинних температур.	20
1.3 Методи та засоби реєстрації власного електромагнітного випромінювання організму людини та біологічних об'єктів.	21
1.4 Особливості побудови модуляційних радіометрів прямого підсилення. .	23
1.5 Аналіз методів підвищення чутливості радіометрів для вимірювання температурних аномалій в організмі людини.	25
1.6 Висновки	29
РОЗДІЛ 2	30
РОЗРОБКА АПАРАТУРИ ДЛЯ ГЛИБИННОГО ДІАГНОСТУВАННЯ ТЕМПЕРАТУРНИХ АНОМАЛІЙ В ОРГАНІЗМІ ЛЮДИНИ.	30
2.1 Особливість вимірювання температури, як однієї із характеристик фізичних тіл та біологічних об'єктів.....	30
2.1.1. Інвазивні методи вимірювання глибинної температури.....	30
2.1.2. Неінвазивні методи вимірювання температури.	32
2.2 Спосіб і радіометр підвищеної точності для вимірювання потужності електромагнітного випромінювання людини і біооб'єктів.....	34
2.3 Висновки	39
РОЗДІЛ 3	40
РОЗРОБКА РАДІОМЕТРИЧНОГО ДІАГНОСТИЧНОГО ПРИЛАДУ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ ТА РАННЬОЇ ДІАГНОСТИКИ ГЛИБИННИХ ЕЛЕКТРОМАГНІТНИХ І ТЕМПЕРАТУРНИХ АНОМАЛІЙ В ОРГАНІЗМІ ЛЮДИНИ.....	40

3.1 Розробка структурної схеми та НВЧ-модулів радіометричного діагностичного приладу.....	40
3.2 Комутатор і цифровий атенюатор	41
3.2.1 Комутатор	41
3.2.2 Цифровий керований атенюатор.....	42
3.3 Малошумливий підсилювач.....	44
3.4 Гетеродин.....	46
3.5 Висновки	49
РОЗДІЛ 4.....	50
РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ РОЗРОБКА РАДІОМЕТРИЧНОГО ДІАГНОСТИЧНОГО ПРИЛАДУ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ ТА РАННЬОЇ ДІАГНОСТИКИ ГЛИБИННИХ ЕЛЕКТРОМАГНІТНИХ І ТЕМПЕРАТУРНИХ АНОМАЛІЙ В ОРГАНІЗМІ ЛЮДИНИ	50
4.1 Опис ідеї проекту	50
4.2 Технологічний аудит ідеї проекту.....	53
4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап проекту	55
4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту	62
4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту.....	64
4.6 Висновки	67
ВИСНОВКИ.....	69
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	70

ВСТУП

Розвиток приладобудування і впровадження досягнень науки в медичну сферу дозволяють відкрити зовсім нові можливості для діагностики і дослідження біологічних об'єктів, а саме - людини. Традиційні методи при цьому не зникають, але їх роль значно змінюється. Методи, які вже добре зарекомендували себе на практиці, розвивається, в основному за рахунок удосконалення електроніки і впровадження комп'ютерних технологій обробки результатів дослідження.

Одним із основних, традиційних методів медичної діагностики є термометрія, цей метод широко використовується у всіх областях медицини. В той же час, інструментальні методи вимірювання температури, а саме температури глибоких шарів, розвинені недостатньо.

Перспективним методом неінвазивного вимірювання глибоких температур є метод радіотермометрії (РТМ-метод). РТМ-метод може застосовуватися в різних областях медицини: онкології, нейрохірургії та неврології, ортопедії та травматології, отоларингології, ендокринології та гінекології. Дуже високі перспективи метод має в онкології, а саме в ранній діагностиці пухлинних захворювань молочних залоз у жінок. Однак із-за високої складності та відсутності серійної апаратури, використання обмежене.

Завдяки тому, що метод є абсолютно нешкідливий, є можливість на ранній стадії виявити пацієнтів з аномальними термограмами і своєчасно зробити повну діагностику для подальшого лікування і усунення захворювання з організму. Перевага методу в тому, що немає обмежень по віку пацієнтки, в той час коли рентген-діагностика ефективна у віці від 35-ти років. Високий інтерес викликає використання радіотермометричного методу для контролю процесу лікування доброякісних новоутворень, пухлин.

На сьогоднішній день застосування методу радіотермометрії має обмежений, частіше ілюстрований характер. Це пояснюється тим, що відсутні повні моделі розподілу внутрішніх температур при різних патологіях та відсутні технічні засоби вимірювань і локалізації аномальних теплових полів всередині біологічних об'єктів з достатньою роздільною здатністю, з точки зору медицини.

Приведені результати аналізу відомих технічних рішень модуляційної апаратури надзвичайно високих частот (НВЧ). Описані структурна схема та

процеси перетворення, що характерні для модуляційної чутливості та розроблені авторами проекту технічні рішення по збільшенню чутливості.

Проведена кінцева структурна схема, за якою будується високочутливий діагностичний прилад та опис і характеристики вузлів – комутатора, підсилювача, змішувача гетеродина, підсилювача проміжної частот та квадратичного детектора.

Створення високочутливого діагностичного приладу дозволить неінвазивно контролювати процес лікування та стан запальних процесів в тілі людини при застосуванні технологій практичної медицини, що підвищить їх ефективність.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ МОЖЛИВОСТЕЙ РАДІОТЕРМОМЕТРИЧНИХ ВИМІРЮВАНЬ ПРИ ВИРІШЕННІ ЗАДАЧ МЕДИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ. МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ РЕЄСТРАЦІЇ ВЛАСНОГО ЕЛЕКТРОМАГНІТНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ.

1.1 Температура, як основний діагностичний показник життєдіяльності організму людини.

Температура на поверхні тіла людини залежить як від внутрішніх так і від зовнішніх факторів, саме від температури та вологості навколишнього середовища. Система терморегуляції, представляє собою складну систему управління, та регулює внутрішню температуру організму.

Процеси управління в біологічних системах характеризуються надзвичайною складністю. Тому, для підтримання життєдіяльності організму необхідно забезпечити можливість протидіяти впливу навколишнього середовища. Підтримка процесів життєздатності організму потребує безперервних витрат енергії і речовини, які поповнюються за рахунок води, їжі та кисню, що надходять з навколишнього середовища. Так, за сорок років життя через організм дорослого проходить біля 40 т води, 6 т їжі і більше 8 млн літрів (біля 12 т) кисню [1]. Організм отримує або сам синтезує необхідний об'єм енергії і необхідні для життєдіяльності сполучення із речовин, що надходять у вигляді вихідного матеріалу сировини з продуктами харчування, що містять білки, жири, вітаміни та мікроелементи. В організмі вони перетворюються в більш складні, а інколи більш прості сполучення: амінокислоти, полісахариди, жирні кислоти і т.п. Виходячи з цього, в організмі безперервно протікають процеси перетворення речовин, кінцевим продуктом яких є речовини сполучення і енергії.

Більша частина речовин, що потрапляють в організм, перетворюються в енергію, значна частина якої витрачається на підтримку життєвих процесів організму. Звичайно енергетичні процеси організму розраховуються в середньому за добу і становлять для людини, не зв'язаної з фізичною активністю, від 3000 кКал, а для людей, які займаються важкою фізичною працею, до 4500-5000 кКал [2]. Енергія витрачається не тільки на синтез сполучень, а й на аналіз параметрів зовнішньої та внутрішньої сфери, обробку інформації і формування цілей, забезпечення працездатності систем

управління. З точки зору системного аналізу біологічна система представляє собою дві підсистеми: енергетична та управляюча.

Для здійснення обміну між внутрішньою сферою і навколишнім середовищем в організмі існує цілий ряд фізіологічних систем – дихання, для забезпечення киснем, травлення для всмоктування речовин при вживанні їжі. Різні транспортні механізми використовуються і для доставки різних компонентів, а також для виводу кінцевих продуктів.

Ефективність процесів цілеспрямованого управління життєдіяльністю в значній мірі залежить від постійності внутрішнього середовища організму, яке необхідно підтримувати безперервно і з урахуванням характеристик зовнішніх впливів. Динамічну організацію біологічних процесів, які забезпечують організму пристосувний ефект, відповідний вимогам даного моменту часу, можна розглядати як функціональну систему.

Внутрішня сфера організму має тенденцію до значних флуктуацій. Ці флуктуації сприймаються рецепторною підсистемою і через аферентні зв'язки надходять в центральну нервову систему (ЦНС). ЦНС, в відповідності з інформацією, що надходить, визначає цільову функцію, на основі якої «вмикає» чи «вимикає» різні механізми, підтримуючі постійність окремих показників внутрішнього середовища. Кількість таких механізмів може бути дуже велике, що забезпечує їх пластичність та взаємозаміну.

Важливою підсистемою організму є система терморегуляції, забезпечуючи оптимальні умови функціонування багатьох фізіологічних систем, для яких характерні екзотермічні процеси.

Температура тіла є одним з основних «свідків» життєдіяльності організму, і прилади для її вимірювання є важливим інструментом в руках діагностиків, клініцистів та експериментаторів.

Дослідженням змін температури шкіри людини лікарі займалися з моменту зародження медицини. Віками досліджувана температурна реакція людського організму на будь-який хвороботворний процес отримує зараз новий якісний і кількісний розвиток.

У більшості людей температура в паховій впадині складає 36,6-36,8°C. Температура внутрішніх органів більш висока і досягає максимуму в печінці і нирках (38-39°C).

Постійність температури тіла – результат реакцій, які безперервно відбуваються в організмі людини і підтримують незмінним його тепловий баланс. Як утворення, так і віддача тепла знаходиться в прямій залежності від температури навколишнього середовища і регулюється дуже чутливими механізмами, якими керує центральна нервова система.

Найкращу термостабільність має людина. При зміні температури навколишнього середовища на 10°C температура її тіла змінюється приблизно на $0,2^{\circ}\text{C}$. Для людини споживання кисню із зростанням температури тіла на кожен градус збільшується приблизно на 7%.

Терморегуляція організму є складним і ще не до кінця вивченим процесом. Незрозумілий фізіологічний сенс високої чутливості терморецепторів, що реагують на соті частки градуса, в той час як температура шкіри змінюється в межах $10\text{-}15^{\circ}\text{C}$.

Просте, здавалося б, питання – чому у людини температура саме $36,6^{\circ}\text{C}$, а не 34 або 40°C – не має ще задовільної і однозначної відповіді. Щодо цього поки що є ряд гіпотез. Відповідно одній з них тіло теплокровних тварин підігріте до 37°C , для того, щоб створити найкращі умови для роботи біологічно важливих ферментів. Інша гіпотеза: еволюція вибрала 37°C тому, що це відповідало середньорічним температурам тих районів планети, де йшов перехід від холонокровних до теплокровних форм живих організмів. Ця температура нібито була найкращою для тепловіддачі.

Запропонована Я. В. Фрайдіним і В. Г. Бочковим гіпотеза заснована на тому, що основною ланкою, тепловим еталоном служить структурний стан води – незмінного компоненту всього живого. Аналіз рівняння для питомої теплоємності чистої води як функції температури показав, що мінімальна теплоємність спостерігається при $36,8^{\circ}\text{C}$. Енергетичну доцільність підтримання температури тіла поблизу мінімуму теплоємності можна пояснити економією енергії при терморегуляції. Біологічна доцільність підтримання температури тіла біля 37°C пояснюється мікрофазовими перетвореннями в системі рідина-кристал.

Стан комфорту оголена людина відчуває при $28 - 30^{\circ}\text{C}$, а легко одягнена - при $22 - 25^{\circ}\text{C}$.

В діапазоні нормальної зовнішньої температури (до 35°C) є оптимальний температурний перепад від внутрішньої частини тіла до поверхні шкіри (звичайно розрізняють внутрішню і зовнішню частини тіла,

причому внутрішня частина має приблизно постійну температуру, тоді як зовнішня має коливання температури різних периферійних ділянок залежно від зовнішніх умов).

Температуру тіла контролюють терморцептори. За місцем розташування розрізняють периферичні й центральні. Розміщені в шкірі периферичні рецептори мають два типи рецепторів-теплові й холодіві.

Центральні рецептори містяться у гіпоталамусі переважно в передній преоптичній (передзоровій) ділянці. Ці клітини здатні розрізняти різницю температури крові, що тече через мозок, у 0,011 °С. Деяка кількість термочутливих клітин міститься у шийно-грудному відділі спинного мозку, м'язах, абдомінальній (черевній) ділянці. Ці рецептори відіграють основну роль у регуляції теплообміну, оскільки контролюють температуру ядра.

Між центральними й периферичними терморцепторами йми імпульсами ймовірні реципрокні взаємодії (забезпечують їх структури центра терморегуляції). Так, в умовах активації шкірних холодівих рецепторів судини звужуються, і утворення тепла посилюється. Однак процес підвищення теплотворення при цьому не настільки інтенсивний, щоб зумовити зростання температури ядра. Цьому перешкоджають внутрішні теплові рецептори. Навпаки, підвищення температури тіла під час фізичної роботи, збуджуючи внутрішні теплові рецептори, запускає процеси усунення надлишку тепла за рахунок розширення судин, потовиділення. Надмірному прояву цих реакцій можуть перешкоджати холодіві рецептори шкіри, особливо якщо приєднується вплив низької температури зовнішнього середовища.

Частота виникнення нервових імпульсів у рецепторах залежить від діючої температури. Холодові й теплові рецептори мають деяку спонтанну активність. На цю активність накладається відповідний температурний подразник. Так, у волокнах, що йдуть від теплових рецепторів, імпульсація виникає під дією температури в діапазоні від 20 до 40 °С, а максимальна активність - від 38 °С і вище. Відчуття печіння від дотику до занадто гарячого предмета виникає під дією температури понад 45 °С, при цьому подразнюються спеціалізовані рецептори (рецептори печіння), які є різновидом больових рецепторів. Волокна холодівих рецепторів активні в діапазоні 10-40 °С, але частота імпульсації в них найбільша при температурі 34-20 °С. Раптове підвищення або зниження температури призводить до короткочасного різкого збільшення частоти розрядів у відповідних

рецепторах з подальшим поступовим зниженням до рівня, характерного для цієї температури.

Таким чином, при температурі шкіри в діапазоні 34-38 °С імпульсація в рецепторах обох типів мінімальна. Це створює відчуття температурного комфорту. Приблизно за такою самою схемою функціонують і центральні терморекцептори. Але для них "температурне вікно" - у межах 37-37,5 °С.[4]

1.2 Діагностичне значення глибинних температур.

Вимірювання температури застосовується для діагностики багатьох захворювань. Значним прогресом у використанні термометричних методів діагностики є використання безконтактних методів виміру температури тіла.

Аналіз можливостей і недоліків існуючих методів виміру температури глибинних шарів біологічних об'єктів показав, що загальним недоліком інвазивних методів виміру температури глибинних шарів є болісність процедури вимірювання, необхідність дотримання строгих засобів стерильності. Найбільші перспективи має метод що базується на реєстрації власного електромагнітного випромінювання біооб'єктів що дозволяє вимірювати температуру глибинних шарів і має велике значення для діагностики онкологічних захворювань.

В основі РТМ-методу лежить властивість всіх фізичних тіл випромінювати електромагнітне поле в широкому діапазоні. Випромінювання в радіохвильовому діапазоні електромагнітних хвиль перебуває в "хвості" частотного розподілу і йому відповідають інтенсивності $(10-25)10^{-16}$ Вт/см²·Гц. Вимірюючи потужність теплового випромінювання в радіодіапазоні, можна визначити температуру яскравості тіла, а потім його фізичну температуру.

Однак визначення фізичної температури нагрітого тіла по його випромінюванню в радіодіапазоні є простим завданням тільки в ідеальному випадку, коли тіло перебуває у вільному просторі або в середовищі, що не має власного теплового випромінювання. На практиці ситуація ускладнюється тим, що нагріте тіло, у нашому випадку частина тканин, перебуває в середовищі, що створює власне теплове випромінювання. Локальні злоякісні утворення в тілі людини мають підвищену, у порівнянні з тканинами що їх оточують, температуру. У випадку, якщо температура об'єкта перевищує температуру середовища, тобто має місце локальна температурна аномалія, з'являється можливість виміряти величину цього перевищення.

Оптимальне співвідношення глибини проникнення та роздільної здатності, при мінімальному впливі зовнішніх перешкод, забезпечить проведення радіотермометрії з діагностично значущими результатами. Досвід застосування радіотермометрії проілюстрував перспективність методу, однак для широкого впровадження методу необхідно оптимізувати параметри антени з урахуванням реально необхідної глибини виміру. При цьому варто враховувати, що довжина хвилі $\lambda=30$ см, яка до цього успішно використовувалася в радіотермометрії не є оптимальною оскільки на цій частоті та близької до неї працюють станції телефонного стільникового зв'язку.

1.3 Методи та засоби реєстрації власного електромагнітного випромінювання організму людини та біологічних об'єктів.

Для вимірювання параметрів слабких і надзвичайно слабких випадкових (шумових) сигналів використовуються високочутливі радіометричні приймачі – радіометри (Р). Включення до складу радіометричного приймача антени і пристрою обробки інформації, (ЕОМ) з індикатором відображення інформації, дозволяє побудувати радіометричну систему (РС).

Радіотепловий шумовий сигнал, який можна представити у вигляді вузько смугового сигналу [1, 2]

$$u_0(t) = U_0(t) \sin[\omega_0 t + \varphi(t)], \quad (1.1)$$

Де амплітуда – $U_0(t)$, фаза – $\varphi(t)$ і центральна кругова частота ω в смузі аналізу $\Delta\omega$.

А інтенсивність випромінювання нагрітих тіл визначається законом Релея-Джінса

$$U_0^2 = P_0 = \beta \frac{2\pi \cdot f^2}{c^2} kT,$$

Де f – частота випромінювання, β – коефіцієнт випромінювальної здатності; k – постійна Больцмана; c – швидкість світла; T – температура нагрітого тіла.

Випадковий характер змін параметрів широкосмугових сигналів – амплітуди, частоти і фазового зсуву приводить до відсутності регулярних складових і обумовлює необхідність вимірювання таких параметрів і характеристик цих сигналів, як спектральна щільність потужності шуму або

інтегральну потужність, коефіцієнта поляризації та автокореляційну функцію.

Задача вимірювання цих параметрів ускладнюється тим, що рівень вхідних сигналів здебільшого зіставимий або менший за рівень власних шумів РС. Здебільшого радіометр може вимірювати потужність не тільки шумових, але і слабких синусоїдальних сигналів. До основних характеристик РС варто віднести:

- діапазон робочих частот;
- флуктуаційний поріг чутливості;
- верхня межа виміру потужності сигналів;
- похибка виміру потужності сигналу;
- смугу пропускання радіометричного каналу до квадратичного детектора.

Діапазон робочих частот визначається смугою частот між мінімальною та максимальною робочою частотою (у широкосмугових РС обмежується перетином хвилеводу). Флуктуаційний поріг чутливості – це мінімальне значення вхідного сигналу, що може бути виявлене і обмірюване, тобто співвідношення сигналу і власних шумів на виході РС дорівнює одиниці. Чутливість – відношення значення вихідної величини РС до значення вимірюваної (вхідної) величини. Динамічний діапазон визначається відношенням верхньої межі вимірюваної потужності до флуктуаційного порогу чутливості.

Забезпечення метрологічних характеристик РС при слабких рівнях вхідних сигналів можливо за рахунок використання компенсаційних, кореляційних і модуляційних методів перетворення вхідних сигналів.

Компенсаційний радіометр має досить просту схему реалізації, що містить у собі послідовно з'єднані антену, підсилювач високої частоти, квадратичний детектор, підсилювач постійного струму, фільтр нижніх частот, пристрій порівняння, джерело напруги, що компенсує, і індикатор, що вимірює різницеву напругу. У той час, через необхідність забезпечення великого коефіцієнта підсилення при випромінюванні потужності радіо теплових сигналів, значно зростають флуктуації коефіцієнта передачі радіометричного каналу, що приводить до зростання флуктуації постійної складової на виході детектора, неможливості її компенсації, а отже до погіршення чутливості. Особливий вплив на поріг чутливості компенсаційного радіометра має фліккер-шум на виході детектора,

інтенсивність якого зростає в області інфранизьких частот (у смузі пропускання вихідного фільтра нижніх частот).

Кореляційний радіометр включає у свій склад одну чи дві антени, у залежності від виду виділяємої кореляційної функції та кількості сигналів, два зв'язаних між собою ідентичних канала, перемножуючий пристрій та індикатор. Частотні складові, які мають взаємний кореляційний зв'язок формують на виході ФНЧ постійну складову, рівень якої характеризує величину цього зв'язку. Однак кореляційні радіометри також мають недоліки, що погіршують його чутливості, які полягають у проходженні з каналу в канал власних шумів і появі постійної складової, а також складність забезпечення ідентичності фазочастотних характеристик каналів.

Більш широке застосування в радіометрії одержали модуляційно-комутаційні методи перетворення надзвичайно слабких сигналів і виконані на цій базі модуляційні радіометри.

Окрім того, для радіометрів, що зондують стан внутрішніх органів людського організму важливим є вибір робочої частоти від якої залежить глибина сприймання електромагнітного сигналу. Для вимірювання температурних аномалій на глибині 40-50 мм робоча частота повинна бути в межах 1 ГГц.

1.4 Особливості побудови модуляційних радіометрів прямого підсилення.

Радіометричні системи широко використовуються в різних областях науки і техніки для виміру вкрай слабких сигналів, рівень яких може бути нижчий за рівень власних шумів цих систем. Саме це і сприяло широкому їхньому впровадженню в практику вимірювання слабких сигналів джерел випромінювань, розташованих на значних відстанях від приймальних пристроїв, наприклад, у радіоастрономії, радіолокації, радіонавігації.

Використання радіометричної системи в контакті з об'єктом виміру (фізичним або біооб'єктом) дозволяє розглядати цей випадок, як граничний перехід електромагнітного поля з одного середовища в інше з однакової (погодженої) чи різною діелектричною проникністю.

Зважаючи на те, що в мм-діапазоні (30-300ГГц) відсутні стандартизовані засоби виміру вкрай малих щільностей потужностей, надалі модуляційних систем не стандартизованого типу. Аналіз можливостей класичних схем побудови високочутливих РС показав перспективність

використання модуляційних перетворень з урахуванням особливостей діапазону мм-хвиль [3,4].

Широкопasmові модуляційні радіометричні системи прямого, без перетворення вхідної частоти в основному використовуються в діапазоні частот до 30 ГГц [5], а в діапазоні мм-хвиль більш розповсюджені схеми вузько смугові з одно або дворазовим гетеродинним перетворенням вхідної частоти, оскільки застосовувати широко полосне підсилення вхідних сигналів на цих частотах, є складною задачею.

За структурною ознакою модуляційні РС розподіляються на розімкнуті (прямого перетворення) і замкнуті (врівноважую чого перетворення).

З метою дослідження широкополосних модуляційних РС прямого перетворення проаналізуємо основні співвідношення, що виникають у структурній схемі цього пристрою. Для спрощення аналізу розглянемо процеси, що відбуваються в схемі прямого перетворення з лінійним підсиленням до детектора (рис. 1) при подачі на приймальну антену X1 монохроматичного сигналу виду: $u_0(t) = U_0(t) \sin[\omega_0 t + \varphi]$.

Переключення комутатора S1 у положенні 1 забезпечує проходження сигналу через широкопasmовий лінійний підсилювач A1 на квадратичний детектор U1. Завдяки наявності в радіометричній системі власних шумів, повний сигнал має вигляд:

$$u_1(t) = u_0(t) + u_w(t), \quad (1.2)$$

де $u_w(t)$ – власні шуми на вході радіометричної системи.

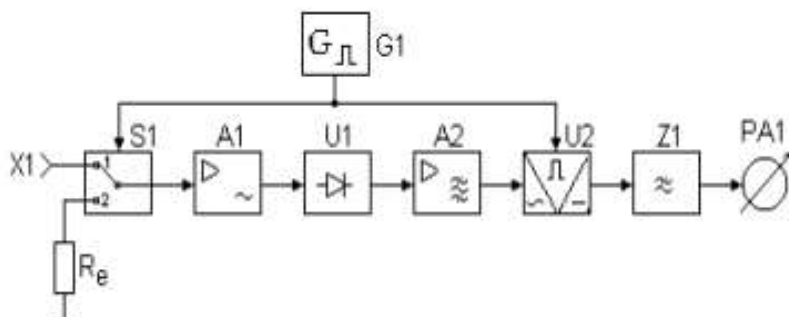


Рис. 1.1 Широкопasmовна модуляційна РС прямого перетворення.

Комутуюча прямокутна напруга (функція переключення) представляється як: $F_0(t) = F_1(t) + F_2(t)$, де :

$$F_1(t) = \frac{1}{2} + \frac{2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2n-1)\Omega t}{2n-1};$$

$$F_2(t) = \frac{1}{2} - \frac{2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2n-1)\Omega t}{2n-1} \quad (1.3)$$

а її властивості можна описати такими рівняннями:

$$\begin{aligned} F_1(t) + F_2(t) &= 1; & F_1(t) \cdot F_2(t) &= 0; \\ [F_1(t)]^2 &= F_1(t); & [F_2(t)]^2 &= F_2(t), \end{aligned} \quad (1.4)$$

де Ω - кругова частота переключень сигналів.

Переключення комутатора S1 у положення 2 приводить до відключення сигналу $u_0(t)$, але на вході квадратичного детектора продовжують діяти власні шуми $u_w(t)$. Таким чином, за період комутації ($T_K = \frac{2\pi}{\Omega}$) на вході квадратичного детектора по черзі діють два сигнали:

$$\left\{ \begin{array}{l} u_1(t) = u_0(t) + u_w(t); \\ u_2(t) = u_w(t); \end{array} \quad \begin{array}{l} 0 < t < \frac{2\pi}{\Omega}; \\ \frac{\pi}{\Omega} < t < \frac{2\pi}{\Omega}. \end{array} \right. \quad (1.5)$$

У результаті переключень на вході комутатора S1 формується модульована напруга

$$u_{S1}(t) = [u_0(t) + u_w(t)]F_1 + u_w(t)F_2, \quad (1.6)$$

Яке після підсилення подається на квадратичний детектор U1.

З огляду на те, що характеристика квадратичного детектора має вигляд $u_3 = au^2$, вихідний сигнал можна записати як

$$u_{U1}(t) = aK_1 \{ [u_0(t) + u_w(t)]F_1 + u_w(t)F_2 \}^2 = aK_1 \{ u_0^2(t) + 2u_0(t)u_w(t) + u_w^2(t) \} [F_1 + u_w^2(t)F_2] \quad (1.7)$$

Де K_1 – коефіцієнт підсилення [7].

1.5 Аналіз методів підвищення чутливості радіометрів для вимірювання температурних аномалій в організмі людини.

Під час розробки радіотермометра основними проблемами є: забезпечення високої чутливості і точності приладів, проведення узгодження вхідних антен з об'єктами дослідження, забезпечення необхідної глибини

проникнення хвилі та ін. Для вирішення цих проблем пропонують використання НВЧ-радіометрів модуляційного, компенсаційного та кореляційного типів (рис. 1.1).

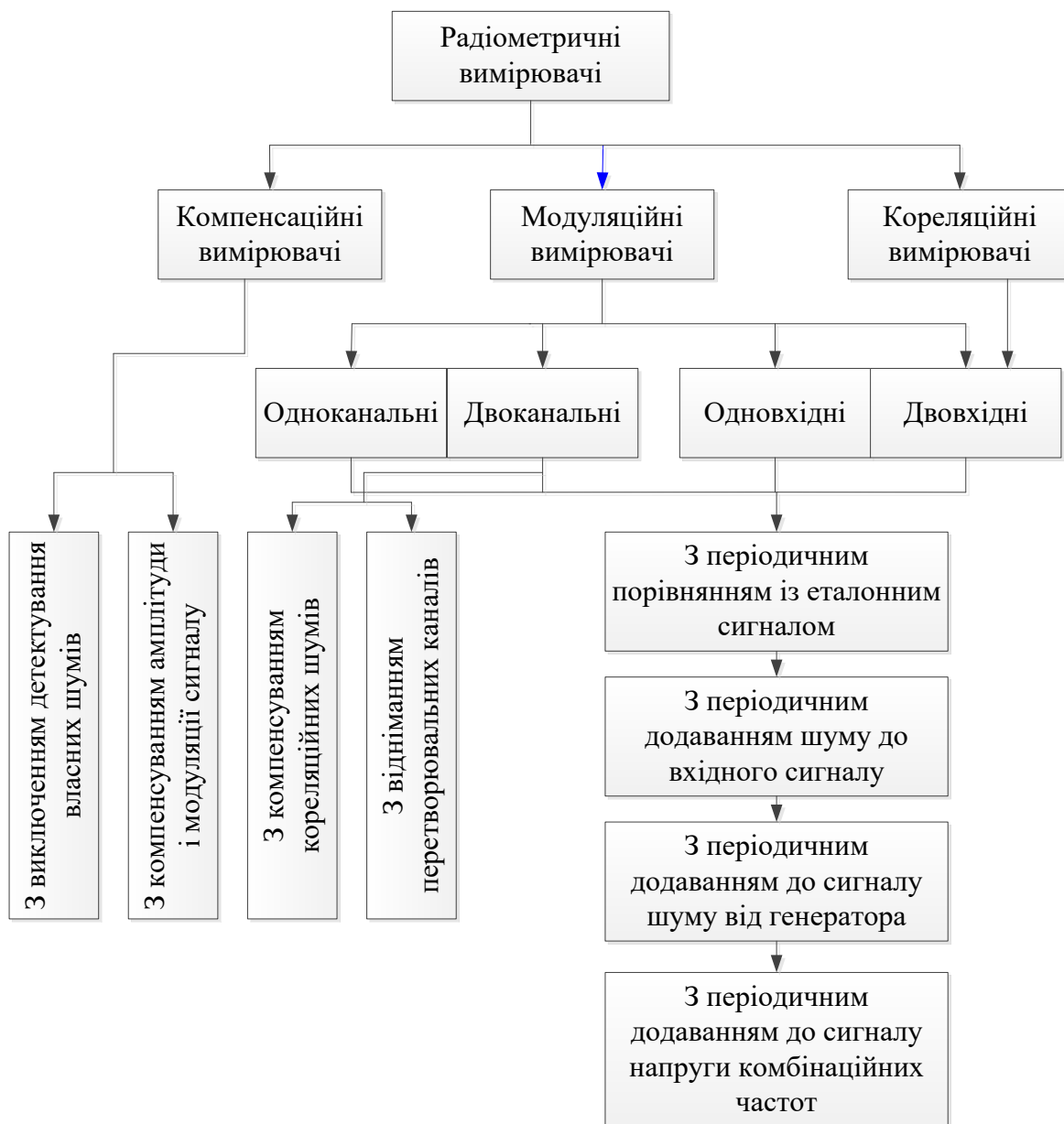


Рис. 1.2 Типи радіометричних вимірювачів

На даному етапі розвитку радіометрії широка увага надається радіометричним методам дослідження об'єктів в медицині та біології. Прилади, що застосовуються під час вимірювання здатні вимірювати сигнали вкрай малого рівня, інтенсивність яких складає 10^{-22} - 10^{-19} Вт/Гц · см². Такий рівень сигналу в загальному випадку є рівним або навіть меншим за рівень власних шумів вимірювального каналу.

Переважна більшість РС використовує дистанційний спосіб вимірювання енергетичних параметрів. Серед дистанційних методів дослідження розрізняють пасивні, які виконують тільки прийом ЕМВ, та активні, що здійснюють генерацію та прийом відбитого випромінювання [6].

Проведення активного експерименту передбачає застосування штучних активних джерел ЕМВ певної частоти. Використання таких джерел нерідко вимагає їх застосування в будь-який період доби та сезону. В умовах польоту РС потребують застосування технічних засобів для створення ЕМВ, що відповідають відбивним властивостям досліджуваного об'єкту. Серед активних методів вимірювання виділяють: скаттерометрію, радіолокаційну зйомку, доплеровську радіолокацію.

Пасивні методи вимірювання передбачають наявність приймача власного випромінювання досліджуваного об'єкту. В загальному випадку таке випромінювання має шумоподібний характер. До пасивних методів вимірювання відносять: радіотеплолокацію, радіоастрономію.

Радіометричні системи використовують в медицині для вимірювання власного ЕМВ біологічних об'єктів. Розрізняють теплове та нетеплове випромінювання. Під тепловим випромінюванням розуміють енергію коливання атомів та молекул біологічної речовини. Нетеплове випромінювання характеризується наявністю механізму метаболізму у людини, та залежить від температури органів та тканин [8,9].

Інтенсивність ЕМВ залежить від стану, структури, температури, частоти випромінювання та інших процесів в тканинах досліджуваних об'єктів.

З точки зору квантової медицини, людині притаманне когерентне ЕМП клітин, що обумовлено резонансним характером коливань клітинних мембран, з частотами 10^{10} - 10^{11} Гц. Наявність заряду на мембранах, свідчить про можливість використання їх в якості джерел ЕМВ з потужністю пропорційною квадрату прискорення зарядів. Внаслідок цього в тілі людини й виникає когерентне поле, що підтримується електромагнітною активністю клітин організму [10].

Інтенсивність нетеплового ЕМВ є меншою за теплове. Для кількісного визначення інтенсивності випромінювання вводять спеціальний коефіцієнт, для якого досліджуваний об'єкт ідеалізують з абсолютно чорним тілом. Ідеалізація у вигляді АЧТ дозволяє розглядати об'єкт у вигляді моделі,

що має температуру живого організму та метаболізм, що виникає внаслідок хімічних реакцій.

Нетеплове ЕМВ біоб'єктів характеризується ймовірнісним характером руху носіїв заряду. Для теплового випромінювання спектральна щільність АЧТ розраховується за формулою Планка:

$$U_0(f, T) = \frac{8\pi hf^3}{c^3} \cdot \frac{1}{\exp\frac{hf}{kT} - 1} \quad (1.11)$$

Когерентність ЕМП тісно пов'язано з відстанню до об'єкту вимірювання. При збільшенні відстані до об'єкту когерентність зникає та випромінювання набуває квазішумового характеру з широким енергетичним спектром, що накладається на радіотеплове [10].

Застосування радіометричних систем можливе під час мікрохвильової резонансної томографії (МРТ). Спектр випромінювання є суцільним внаслідок перекриття сусідніх ліній. Таке явище пояснюється «ієрархією дисипативних систем», що призводить до розширення спектральних ліній, а перекриття сусідніх ліній створює ефект суцільного спектру [11].

Використання низькоінтенсивного випромінювання має важливе значення під час лікування захворювань, внаслідок того, що радіометрична апаратура імітує власні керувальні сигнали живого організму. Через вплив такого випромінювання на клітини відбуваються покращення характеристик імунної системи.

Пасивне вимірювання ЕМВ дозволяє досліджувати температурні аномалії та неоднорідності між здоровою та злоякісною тканинами тим самим виявляючи пухлини. При такому способі обстеження тіло людини не підлягає ніякому впливу зовні. Даний метод не застосовує опромінення електромагнітними полями та не передбачає виконання хірургічного втручання в біотканини. Це є підставою для визнання його безпечним. Для вимірювання власного ЕМВ людини застосовують спеціальні антени аплікатори. Використання цих антен зменшує вплив відбиття електромагнітних хвиль. Радіометри аплікаційного типу називаються радіотермометрами.

Процес вимірювання температурних аномалій тканин людини потребує спеціальної апаратури, яка повинна вирішувати ряд складних задач. Серед таких задач виділяють :

- забезпечення високої чутливості пристрою;
- проведення узгодження аплікаційної антени;
- забезпечення необхідної глибини проникності;
- забезпечення необхідної роздільної здатності;
- забезпечення вимірювання абсолютних значень температур з похибкою не гірше $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$.

У світовій практиці доведено, що методи радіометрії в медицині сприяє виявленню певних пухлин, за рахунок того, що ці пухлини в мікрохвильовому діапазоні мають різний енергетичний спектр. Також було виявлено прямо пропорційну залежність між швидкістю росту пухлини та ЕМВ [12].

Перед проведенням діагностики пухлин апаратуру потрібно проградувати. Для цього необхідно навчити радіометр розрізняти здорову тканину від ураженої. На спеціальному макеті проводиться вимірювання на тканині, що містить уражену пухлиною зону, а потім на тканині, що є здоровою.

1.6 Висновки

Температура є інтегральним показником, що характеризує процеси життєдіяльності, при цьому всі патологічні процеси в організмі знаходять своє відображення в розподілі теплових полів.

Більшою інформативністю для вирішення завдань медичної діагностики мають методи термометрії глибоких шарів біологічного об'єкту. Серед існуючих методів виміру глибоких температур, найбільші перспективи має РТМ – метод. На відміну від традиційних методів діагностики, таких як рентген, УЗД-діагностика, РТМ метод є нешкідливим, та немає вікових обмежень.

Використання низькоінтенсивного випромінювання має важливе значення під час лікування захворювань, внаслідок того, що радіометрична апаратура імітує власні керувальні сигнали живого організму. Через вплив такого випромінювання на клітини відбуваються покращення характеристик імунної системи.

РОЗДІЛ 2

РОЗРОБКА АПАРАТУРИ ДЛЯ ГЛИБИННОГО ДІАГНОСТУВАННЯ ТЕМПЕРАТУРНИХ АНОМАЛІЙ В ОРГАНІЗМІ ЛЮДИНИ.

2.1 Особливість вимірювання температури, як однієї із характеристик фізичних тіл та біологічних об'єктів.

Особливістю температури, як однієї з характеристик фізичних тіл, є той факт, що температура, як фізичний показник, не піддається безпосередньому виміру. Вимірювання температури можливе непрямим шляхом, ґрунтуючись на залежності від температури іншої фізичної, величин, яка піддається безпосередньому виміру, властивості тіла. На практиці найбільше поширення одержали методи виміру температури за допомогою інших, термометричних тіл, що знаходяться в контакті з досліджуванним тілом. Однак, у цьому випадку ми можемо контролювати тільки температуру поверхні тіла. Крім того, для виміру необхідно забезпечити тепловий контакт для зрівнювання температури: досліджуваного тіла і термометра. У загальному випадку на результат виміру впливають три температури: температура досліджуваного тіла, температура вимірника і температура навколишнього середовища. Мінімальна похибка вимірювання буде у випадку їхньої рівності.

Відомо, що для медичних задач діагностичне значення має температура внутрішнього середовища організму, чи температура глибоких шарів в окремих ділянках тіла. Розглянемо можливості і недоліки існуючих методів виміру температури, глибоких шарів біологічних об'єктів.

2.1.1. Інвазивні методи вимірювання глибокої температури.

Інвазивні методи виміру глибоких температур застосовуються в експериментальній медицині й онкології. Особливий розвиток отримали інвазивні методи виміру температури внутрішніх тканин при різних видах гіпертермії. Ці методи залишаються найбільш точним способом виміру нагрівання новоутворень при гіпертермії, тому що перегрівання тканин приводить до некрозу, а недостатнє нагрівання тканин не забезпечує терапевтичного ефекту. При цьому весь робочий діапазон температур зазвичай не перевищує 5 градусів по Цельсію (приблизно 40-45 градусів).

Апаратура для всіх цих методів являє собою порожнисту чи голку катетер, на кінці якого розташовується мініатюрний датчик температури того чи іншого виду.

Широке застосування отримали інвазивні датчики з мініатюрними термопарами. Перевагою таких датчиків є висока лінійність функції перетворення, дешевизна і простота вимірювальної апаратури. До недоліків методу відноситься порівняно низька чутливість і необхідність застосування допоміжної термопари зі стабільною температурою. Недоліки термопарних датчиків особливо виявляються при застосуванні їх для контролю температури тканин при впливах електромагнітними полями. Металеві сполучні провідники, що проходять усередині біооб'єкту спотворюють структуру електромагнітного поля, а наведені струми впливають на показання приладу. У деякій мірі цей вплив можна зменшити, розташуванням проводів перпендикулярно електричній складовій НВЧ поля [13].

Іншим інвазивним методом вимірювання внутрішньої температури є застосування терморезисторів, розташованих на кінці голки або катетера. Через термістор по окремій парі провідників від джерела струму пропускається малий (порядку 10мкА) струм, щоб уникнути помилок від нагрівання термістора. До іншої пари проводів підключається вимірювальний прилад з високим вхідним опором. За відомим струмом і вихідною напругою розраховується опір термістора. При зміні температури від 30 до 50 градусів опір термістора міняється від 3,5 до 1,5 кОм. У такий спосіб забезпечується висока чутливість пристрою. Даний метод також дозволяє одночасно вимірювати теплопровідність тканин, а це важливо при наукових дослідженнях, тому що знання теплопровідності тканини дозволяє визначити питоме тепловиділення. Завдяки високому опору датчика, вплив електромагнітного поля при гіпертермії на результат виміру зменшується у порівнянні з термопарними датчиками.

Розробка волоконної оптики дозволила застосувати її для побудови схем вимірювання внутрішньої температури. Найбільш перспективним представляється метод, заснований на ефекті зміни часу загасання фотолюмінесценції в залежності від температури, який полягає в тому, що після «порушення» коротким світловим імпульсом загасання люмінесценції відбувається по експоненціальному закону:

$$S = S_0 e^{-\frac{t}{\tau}} \quad (2.1)$$

Де τ – постійна часу згасання;

S_0 – початкова інтенсивність світіння.

Тривалість процесу визначається температурою об'єкта (ділянки) зондування.

Реалізація методу здійснюється в такий спосіб. Люмінофор наноситься на торець світловоду, що вводиться в біологічний об'єкт. Лампа-спалах виробляє короткий світловий імпульс, що збуджує світіння люмінофора. Після світіння реєструється світловим детектором, напруга на виході якого спадає по експоненті. Вимір постійної часу загасання дозволяє обчислити температуру. Метод досить точний, відсутність металевих сполучних проводів не спотворює електромагнітного поля НВЧ гіпертермії.

Загальним недоліком описаних вище інвазивних методів вимірювання температури глибинних шарів є болючість вимірювальної процедури, необхідність дотримання суворих заходів стерильності, а також можливість посіву метастазів при витягуванні катетера з ракової пухлини.[14]

2.1.2. Неінвазивні методи вимірювання температури.

В основі неінвазивних методів вимірювання температури лежить властивість всіх фізичних тіл випромінювати електромагнітне поле у широкому діапазоні частот. Інтенсивність електромагнітного випромінювання нагрітого до температури T абсолютно чорного тіла визначається законом Планка:

$$I(\nu, T) = \frac{2\pi\nu^2 h}{c^2} \quad (2.2)$$

Де h – постійна Планка;

k – постійна Больцмана;

ν – частота;

c – швидкість світла у вільному просторі;

В області високих частот формула має вигляд:

$$I(\nu, T) \approx \frac{2\pi h \nu^3}{c^2} \cdot \frac{h\nu}{eKT} \quad (2.3)$$

В області низьких частот ($h\nu \ll kT$) енергія випромінювання абсолютно чорного тіла визначається законом Релея-Джинса:

$$I(\nu, T) \approx \frac{2\pi h\nu^3}{c^2} \cdot kT \quad (2.4)$$

Область частот більше 1 ГГц відповідає першому випадку, т.ч. потужність випромінювання виражається формулою (2.3).

Вимірюючи потужність теплового випромінювання в радіодіапазоні, можна визначити яркісну температуру тіла, а таким чином і теплофізичну температуру.

Максимум випромінювання для області температур людського організму знаходиться в області інфрачервоних довжин хвиль.

Інфрачервона термографія (тепlobачення) дає «топографічне» представлення про поверхневу температуру тіла, що слабко або навіть зовсім не пов'язана з температурою внутрішніх органів.

Більш перспективним для задач медичної діагностики є метод радіо термометрії. Сучасна радіотехнічна апаратура дозволяє реєструвати такі дуже малі рівні потужності в широкому діапазоні частот (10^9 - 10^{10}). Однак визначення фізичної температури нагрітого тіла за його випромінюванням в радіодіапазоні є простою задачею тільки в ідеальному випадку, коли тіло знаходиться у вільному просторі або в середовищі, яке не має власного теплового випромінювання. На практиці ситуація ускладнюється тим, що нагріте тіло, у нашому випадку, якщо температура об'єкта перевищує температуру середовища, тобто має місце локальна температурна аномалія, з'являється можливість вимірювати величину цього перевищення.

Перші досвіди по вимірюванню температури внутрішніх тканин (пухлин молочної залози) за їх власним тепловим випроміненням в мікрохвильовому діапазоні (0,5 ÷ 3 ГГц) виявилися успішними, тому що для цього діапазону довжин хвиль тканини тіла відносно прозорі.

Температури різних органів і частин людського тіла залежать в інтервалі від 32 до 40 °С, а всі ефекти її локальної зміни укладаються в інтервал $\pm(2-3)$ °С. Отже, для успішного застосування РТМ методу необхідна точність виміру $\pm 0,2$ °С.

Завдання полягає у тому, щоб зафіксувати все радіовипромінювання, яке надходить з середини тіла.

Це можна зробити, наприклад, розміщуючи антену під шкіру, однак той же результат можна одержати і неінвазивно, приклавши до шкіри діелектрик з поміщеною усередину нього антеною з таким же значенням діелектричної постійної, що і у тіла. У цьому випадку антена повинна реєструвати випромінювання на довжині хвилі, у декілька разів меншої, чим у повітрі. При цьому розмірі антени скорочуються в декілька разів. Отже, максимальні розміри поверхні шкіри, що покривається антеною під якою вимірюється температура, складає для хвилі частотою 1ГГц всього 2-4 см (звичайно антена-зонд має такий же розмір, як і довжина прийнятої хвилі в м'язовій тканині). Таким чином, радіо термометр вимірює середню температуру тіла в обсязі циліндра з підставою, рівним площі антени, і висотою порядку половини довжини хвилі в ній, тобто рівній глибині проникання.[15]

2.2 Спосіб і радіометр підвищеної точності для вимірювання потужності електромагнітного випромінювання людини і біооб'єктів.

Для біологічних об'єктів, які мають кліткову структуру, притаманне електромагнітне випромінювання від мембран клітин, резонансні частоти яких знаходяться в діапазоні надзвичайно високих частот ($10^{10} \dots 10^{11}$ Гц). Наявність зарядів мембран при їх коливаннях перетворює їх в джерела електромагнітних хвиль мм-діапазону (30-300 ГГц). В результаті в середині живого організму діє власне когерентне поле, яке підтримується завдяки електромагнітній активності кожної клітини організму.

Потужність вимірювання від біологічних об'єктів надзвичайно мала ($10^{-13} \dots 10^{-16}$ Вт) і значно менше потужності власних шумів електронної вимірювальної апаратури.

Нашим завданням було створення такого способу вимірювання потужності електромагнітного випромінювання надзвичайно високих частот, в якому введення нових операцій і алгоритму обробки сигналів забезпечилр б компенсацію впливу як шумів антени, так і шумів самого радіометра на значення приймаючого сигналу, що сприятиме підвищенню точності вимірювання потужності слабких електромагнітних випромінювань, яка співставлень або менша потужності шумів вимірювальної апаратури.

На рис. 2.1 наведена схема вимірювання потужності електромагнітного випромінювання надзвичайно високих частот.

Спосіб вимірювання потужності електромагнітного випромінювання надзвичайно високих частот здійснюється наступним чином.

Рупорну антену 1 мм-діапазону направляють на джерело випромінювання, що вимірюється, потужність співвимірювана або менше потужності шумів самої антени. Дисперсію вихідного сигналу антени можна представити у вигляді

$$U_1^2 = S_1 P_X + U_2^2, \quad (2.4)$$

де S_1 – чутливість антени; P_X – потужність прийнятого випромінювання; U_2^2 – дисперсія шумів антени.

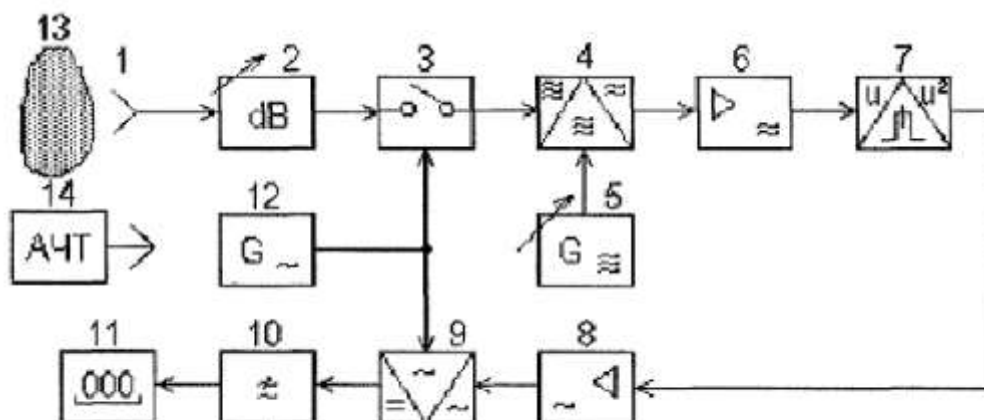


Рис. 2.1. Структурна схема вимірювання потужності електромагнітного випромінювання надзвичайно високих частот

Вихідний сигнал антени 1 через змінний атенюатор 2 і ключ-модулятор 3 поступає на один вхід балансного змішувача 4, на другий вхід якого впливає сигнал гетеродина 5, який перестроюється за частотою. При замкнутому стані ключа модулятора 3 дисперсію вхідного сигналу балансного змішувача 4 з урахуванням його вхідного шуму

$$U_4^2 = \alpha(S_1 P_X + U_2^2) + U_{31}^2, \quad (2.5)$$

де α – коефіцієнт передачі атенюатора 2 за потужністю; U_{31}^2 – дисперсія вхідних шумів гетеродину при замкнутому ключі-модуляторі.

В результаті змішування монохроматичного сигналу гетеродина частоти ω_Γ і сумарного шумового сигналу (2.19) з широким спектром утворюються два сигнали різницевої (проміжної) частоти ω_p із спектральних складових з частотами ω'_c і ω''_c симетричними відносно ω_Γ :

$$\begin{cases} \omega'_c = \omega_\Gamma + \omega_p, \\ \omega''_c = \omega_\Gamma - \omega_p. \end{cases} \quad (2.6)$$

У смугу пропускання $\Delta\omega_p$ підсилювача 6 проміжної частоти з центральною частотою ω_p попадають всі перетворені за частотою складові сигналу (2.5), які зміщені відносно частоти гетеродину ω_Γ на значення проміжної частоти ω_p ввєрх і вниз по осі частот з урахуванням ширини смуги пропускання:

$$\sum_{i=1}^n \omega'_{ci} = \omega_\Gamma + \omega_p \pm \Delta\omega_p, \quad (2.7)$$

$$\sum_{i=1}^n \omega''_{ci} = \omega_\Gamma + \omega_p \pm \Delta\omega_p, \quad (2.8)$$

де знак " \pm " означає симетричну частоту перетворюючих частот сигналу (2.5) відносно зміщених частот гетеродина ($\omega_\Gamma + \omega_p$).

В результаті змішування складових (2.7) і (2.8) з сигналом гетеродину утворюються низькочастотні сигнали різницевої частоти

$$\sum_{i=1}^n \omega_{pi} = \omega_p \pm \Delta\omega_p \quad (2.9)$$

Складові різницевої частоти (2.9) підсилюються підсилювачем 6 проміжної частоти і поступають на квадратичний детектор 7. В результаті квадратичного перетворення складових спектру смуг ω'_{ci} і ω''_{ci} і усереднення фільтром детектора формується напруга

$$\overline{U_5} = \frac{2K_1 S_2}{\Delta\omega_p} \int_0^{\Delta\omega_p} U_4^2(\omega_i) U_5^2 d\omega, \quad (2.10)$$

де K_1 – коефіцієнт підсилення підсилювача проміжної частоти за потужністю; S_2 – крутизна перетворення балансного змішувача; U_5^2 – потужність сигналу гетеродину.

При розімкнутому ключі-модуляторі 3 дисперсія сигналу на вході балансного змішувача визначається тільки власними шумами.

$$U_6^2 = U_{32}^2, \quad (2.11)$$

де U_{32}^2 – дисперсія вхідного шуму балансного змішувача з урахуванням шумів гетеродину при розімкнутому ключі-модуляторі.

Рівень шумів на вонді балансного модулятора 4 залежить від величини опору, на якому замкнутий його вихід. При замкнутому ключі модулятора 3 вхід балансного змішувача 4 замкнутий на низькоомний вихідний опір

атенюатора 2. В розімкненому стані ключа-модулятора вхідний опір зростає і визначається вхідним опором самого балансного модулятора. Тому

$$U_{32}^2 \gg U_{31}^2. \quad (2.12)$$

Відповідно вихідна напруга квадратичного детектора

$$\overline{U}_7 = \frac{2K_1 S_2}{\Delta\omega_P} \int_0^{\Delta\omega_P} U_6^2(\omega_i) U_5^2 d\omega. \quad (2.13)$$

В модуляційному гетеродинному радіометрі ключ 3 керується напругою генератора 12 низької частоти, що викликає періодичне відкривання і закривання ключа. У відповідності з цим на виході квадратичного детектора 7 формується послідовність відеоімпульсів з амплітудами (2.10) і (2.13). З урахуванням дисперсій сигналів $U_4^2(\omega_i)$ і $U_6^2(\omega_i)$ усередині амплітуди відеоімпульси набувають вигляду:

$$\overline{U}_5 = 2K_1 S_2 S_3 [\alpha(S_1 P_X + U_2^2) + U_{31}^2] U_5^2 \quad (2.14)$$

$$\overline{U}_7 = (2K_1 S_2 S_3 U_{31}^2) U_5^2 \quad (2.15)$$

де S_3 - чутливість квадратичного детектора. При періодичній роботі ключа-модулятора 3 на виході квадратичного детектора 7 формується модульована послідовність відеоімпульсів з амплітудами (2.14) і (2.15). Вибірковим підсилювачем 8 низької частоти, налаштованим на частоту генератора 12, виділяється і підсилюється напруга основної гармоніки згинаючої відео імпульсів

$$U_8 = K_2 \frac{\overline{U}_7 - \overline{U}_5}{2} \cos(\Omega t + \Phi), \quad (2.16)$$

де K_2 – коефіцієнт підсилення вибіркового підсилювача низької частоти; Ω - кругова частота перемикачання ключа-модулятора; Φ – початкова фаза напруги обвідної відеоімпульсів.

Підсилена напруга (2.16) випрямляється синхронним детектором 9, який керується напругою частоти Ω генератора 12 низької частоти.

Випрямлена напруга з урахуванням виразів (2.14) і (2.15)

$$U_9 = K_1 S_2 S_3 K_2 K_3 \left[\overline{U_{32}^2} - \overline{U_{31}^2} - \alpha(\overline{U_{31}^2} + S_1 P_X) \right] U_5^2, \quad (2.17)$$

де K_3 – коефіцієнт випрямлення синхронного детектора.

Випрямлена напруга (2.17) загладжується фільтром 10 нижніх частот і поступає на індикатор 11

$$U_{10} = S_0 \left[\overline{U_{32}^2} - \overline{U_{31}^2} - \alpha(\overline{U_{31}^2} + S_1 P_X) \right] U_5^2 \quad (2.18)$$

Змінюють коефіцієнт передачі атенюатора 2 до отримання нульового показання індикатора 11, що відповідає виконанню умови:

$$\alpha_1(\overline{U_2^2} + S_1 P_X) = \overline{U_{32}^2} - \overline{U_{31}^2}, \quad (2.19)$$

де α_1 – коефіцієнт передачі атенюатора, який відповідає нульовому показанню індикатора.

Фіксується значення коефіцієнта передачі α_1 атенюатора 2. Після цього антена 1 направляється на джерело зразкового випромінювання 14 в якості якого використовується випромінювання абсолютно чорного тіла в температурному діапазоні. Показання модуляційного радіометра в цьому випадку набуває значення

$$U_{11} = S_0 \left[\overline{U_{32}^2} - \overline{U_{31}^2} - \alpha_1(\overline{U_2^2} + S_1 P_0) \right] U_5^2, \quad (2.20)$$

де P_0 – потужність випромінювання абсолютно чорного тіла при відомій температурі T_0 .

Змінюють коефіцієнт передачі атенюатора 2 до досягнення нульового показання індикатора 11. При цьому виконується умова:

$$\alpha_2(\overline{U_2^2} + S_1 P_0) = \overline{U_{32}^2} - \overline{U_{31}^2}, \quad (2.21)$$

де α_2 – друге значення коефіцієнта передачі атенюатора, відповідне нульовому показанню індикатора.

Фіксують значення коефіцієнта передачі α_2 атенюатора 2. Далі екранують антену 1 від зовнішніх випромінювань, після чого показання модуляційного радіометра стає рівним

$$U_{12} = S_0(\overline{U_{32}^2} - \overline{U_{31}^2} - \alpha_2 \overline{U_2^2}) U_5^2. \quad (2.22)$$

Змінюють коефіцієнт передачі атенюатора 2 до третього значення α_3 , при якому знову досягається нульове показання індикатора 11. Це відповідає умові:

$$\alpha_3 \overline{U_2^2} = \overline{U_{32}^2} - \overline{U_{31}^2}. \quad (2.23)$$

Фіксують значення коефіцієнта передачі α_3 атенюатора 2.

Прирівнявши ліві і праві частини (2.21) і (2.23), отримуємо:

$$\alpha_3 \overline{U_2^2} = \alpha_2 (\overline{U_2^2} + S_1 P_0). \quad (2.24)$$

Із рівняння (2.24) визначають дисперсію шумів антени:

$$\overline{U_2^2} = \frac{\alpha_2}{\alpha_3 - \alpha_2} S_1 P_0. \quad (2.25)$$

Прирівнявши ліві частини рівнянь (2.19) і (2.21), отримаємо:

$$\alpha_2 (\overline{U_2^2} + S_1 P_0) = \alpha_1 (\overline{U_2^2} + S_1 P_X). \quad (2.26)$$

Підставляючи у рівняння (2.26) значення дисперсії шумів антени (22), кінцевим результатом отримаємо значення потужності, що вимірюється, дослідного вимірювання

$$P_X = \frac{\alpha_2 (\alpha_3 - \alpha_1)}{\alpha_1 (\alpha_3 - \alpha_2)} P_0. \quad (2.27)$$

Потужність випромінювання абсолютно чорного тіла P_0 легко визначити обчисленням за відомою температурою випромінюючого тіла T_0 :

$$P_0 = 4K\Delta f T_0, \quad (2.28)$$

де K – постійна Больцмана; Δf – ширина смуги приймання радіометра.

Із отриманого виразу (2.27) видно, що на результат вимірювання потужності випромінювання не впливають шуми антени (U_2^2), шуми радіометра ($\overline{U_{31}^2}$, $\overline{U_{32}^2}$), нестабільність параметрів радіометра ($K_1, K_2, K_3, K_4, S_2, S_3$), непостійність чутливості антени (S_1), а також варіації потужності гетеродину просто (U_5^2). Похибка вимірювання залежить тільки від похибки градування атенюатора, яка для вимірювальних атенюаторів НЗВЧ-діапазону не перевищує $\pm 0,1$ дБ [16].

2.3 Висновки

Метод радіотермометрії є перспективним в галузі медичної діагностики. Сучасна радіотехнічна апаратура дозволяє реєструвати такі дуже малі рівні потужності в широкому діапазоні частот. Перестроюючи частоту гетеродину можна визначити спектральну щільність потужності дослідного об'єкту в широкому діапазоні надзвичайно високих частот.

РОЗДІЛ 3

РОЗРОБКА РАДІОМЕТРИЧНОГО ДІАГНОСТИЧНОГО ПРИБАДУ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ ТА РАННЬОЇ ДІАГНОСТИКИ ГЛИБИННИХ ЕЛЕКТРОМАГНІТНИХ І ТЕМПЕРАТУРНИХ АНОМАЛІЙ В ОРГАНІЗМІ ЛЮДИНИ

3.1 Розробка структурної схеми та НВЧ-модулів радіометричного діагностичного приладу

Структурна схема діагностичного приладу представляє собою гетеродинний високочутливий радіометричний приймач модуляційного типу. Робоча частота приладу вибирається в межах $1 \pm 0,1$ ГГц із розрахунку можливості зондування м'яких тканин на глибині 40-60 мм.

Окрім того, допускається варіант переналаджування частот гетеродина для придушення частотних складових мобільного зв'язку, які можуть потрапляти в смугу пропускання приймального каналу приладу.

Принципова електрична схема радіометричного діагностичного приладу представлена на рис. 3.1

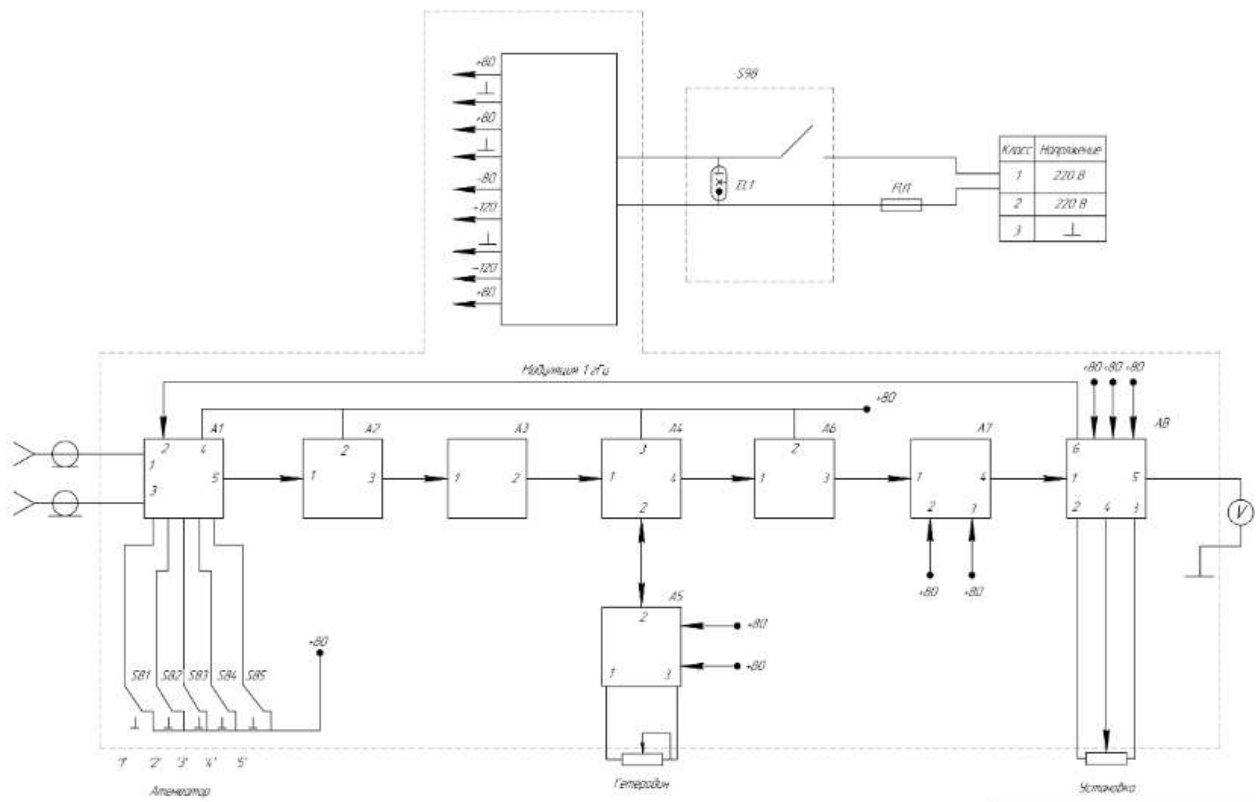


Рис. 3.1 Принципова електрична схема радіометричного діагностичного приладу

Конструктивно радіометр виконаний у вигляді незалежних функціонально закінчених модулів. Усі схеми рішення у НВЧ пристроях реалізовані у вигляді гібридно-інтегральних зборок, розміщених у герметичних корпусах. У якості активних і пасивних елементів використані комплектуючі планарного монтажу, що виготовляються закордонними фірмами. НВЧ вузли з'єднуються між собою жорсткими коаксіальними кабелями.

Робота приладу в режимі одиничного сканування проводиться наступним чином:

Антенна Х1 контактного типу прикладається до ділянки шкіри, де виникає потреба провести зондування температурних полів внутрішніх шарів організму пацієнта. Прилад реєструє абсолютне значення потужності еквівалентної глибинному температурному полю в точці вимірювання. Переміщенням антени визначають межі температурної аномалії та розподіл температури.

Перетворення сигналів в радіометричному каналі проводиться аналогічно розглянутому в 1 розділі звіту модуляційному радіометрі з перетворенням вхідної частоти.

Радіометричний діагностичний прилад передбачає також виконання порівняльних вимірювань температур внутрішніх органів та шарів тканин пацієнта.

В цьому випадку на вхід приладу під'єднуються дві антени контактного типу, які розміщуються на симетричні ділянки (точки) тіла. Якщо відома локалізація хворого органу, то одна із антен розміщується на здоровий орган (точку), а інша на хворий. Прилад при цьому вимірює різницю температур точок зондування. Відсутність сигналу на виході радіометричного діагностичного приладу підтверджує відсутність температурних аномалій або відсутність локального запального процесу.

3.2 Комутатор і цифровий атенюатор

Комутатор і цифровий атенюатор виконані на одній діелектричній платі RO4003 ($\epsilon = 3.38$, $h = 0.5$ mm, $t = \text{mkm}$) ф. Rogers.

3.2.1 Комутатор

Комутатор здійснює підключення з низькою частотою модуляції до входу приймача приймальної антени або опорного джерела шуму, у якості якого використовується узгоджене навантаження. Керованими елементами в

комутаторі слугують високочастотні р-і-п діоди, що мають наступні параметри:

$$C_{-10B} = 0,1 \dots 0 \dots 0,15 \text{ pF};$$

$$R_{\text{пр}} \leq 1,8 \text{ Ом};$$

$$t_{\text{вост.}} \leq 10 \text{ нсек.}$$

Глибина модуляції 60 дБ.

Модуляція комутатора здійснюється імпульсами частотою 1кГц і амплітудою $\pm 5\text{В}$, які поступають із генератора синхронного детектора (мал.1). При подачі на вхід 2 комутатора імпульсу $+5\text{В}$ діоди VD2, VD4 відкриваються, а діоди VD1, VD3 відкриваються, а діоди VD2, VD4 закриваються, забезпечуючи в такий спосіб прямі витрати в тракті «Вх.2» - «Вих.» Не більш 0.7 дБ і розв'язку «Вх.1» - «Вих.» Більш 70 дБ.

Розроблений комутатор має високу швидкодію, малу споживану потужність, незначні розміри і маса, довговічність і надійність[17].

3.2.2 Цифровий керований атенюатор

Цифровий керований атенюатор служить для захисту від перевантаження сигналом або завадою великої амплітуди кінцевих каскадів радіометричного діагностичного приладу та забезпечує регулювання коефіцієнта передачі приймального тракту в діапазоні 30 дБ із дискретністю 1 дБ п'ятиразрядним кодом, забезпечуючи в такий спосіб вибір оптимального коефіцієнта передачі приймального тракту радіометричного приладу.

У якості керованого цифрового атенюатора використовується мікросхема, що серійно випускається, НМС273МС19G (DA1) фірми Hitatt. Керування коефіцієнтом передачі тракту радіометра здійснюється шляхом комутації шини XP1 цифрового атенюатора на логічний «0» чи «1» перемикачами SB1-SB2 винесеними на передню панель радіометричного приладу.

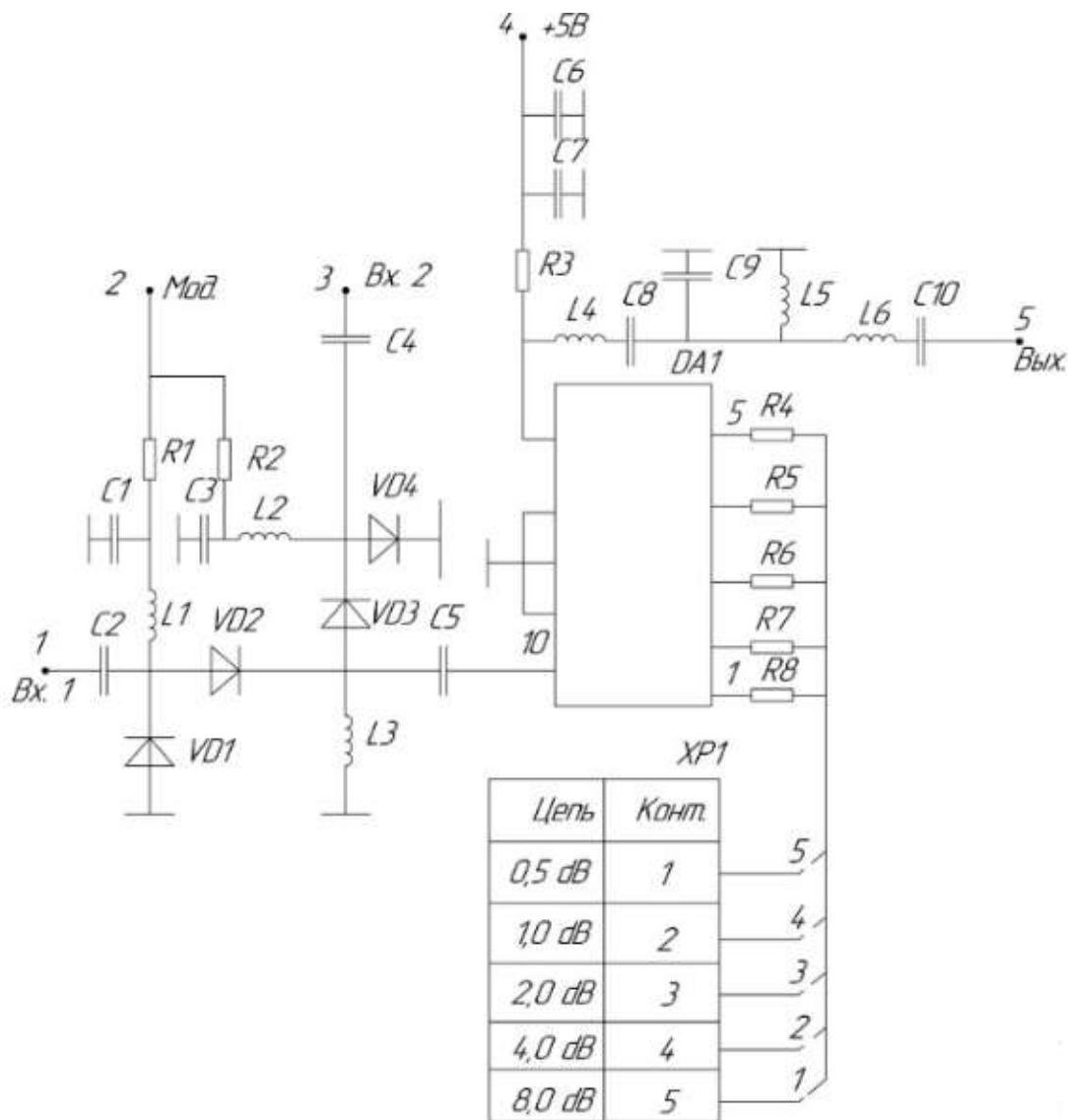


Рис. 3.2 Принципова електрична схема комутатора каналів і атенюатора

Основні параметри мікросхеми HMC273MS19G:

- діапазон робочих частот 0.7 ...3.7 ГГц
- початкові втрати 1.6 дБ
- діапазон регулювання коефіцієнта передачі 31 дБ
- дискретність 1 дБ
- максимально допустима вхідна потужність 300 мВт

На вході цифрового атенюатора на високо стабільних SMD індуктивностях (L1-L3) і конденсаторах (C3-C5) фірми Epcos зібраний трьох ланцюговий пасивний смуговий фільтр Чебишева, прямі втрати не більш 1,5 дБ у смузі пропускання. Фільтр забезпечує додаткове придушення частотних складових мережі мобільного зв'язку.

3.3 Малошумливий підсилювач

Малошумливий підсилювач (МШП) призначений для посилення слабких НВЧ-сигналів, що надходять на його вхід. Головна задача МШП – забезпечити необхідне співвідношення сигнал-шум радіометричної діагностичної системи. Крім малих власних шумів підсилювач повинен мати достатнє посилення, щоб звести до мінімуму негативний вплив шумів наступних модулів (фільтрів, змішувачів і т.д) на чутливість радіометра.

Підсилювач складається з двох каскадів. Перший каскад підсилювача зібраний на польовому транзисторі VT1 за схемою з загальним витоком. Транзистор вибраний з умови забезпечення мінімального розміру вхідного узгоджуючого ланцюга. При виборі типу транзистора (геоінтричних розмірів транзистора) використовувалися розрахункові формули, що дозволяють визначити границю оптимального співвідношення посилення-ширина смуги для транзисторних підсилювачів, як активних чотирьохполюсників, на параметри яких накладені обмеження через паразитарні обмеження транзистора. На підставі аналізу існуючих і доступних на сьогоднішній транзистор ATF 34143 (VT1) фірми AT (Agilent Technologies Transistors).

Транзистор має нормований коефіцієнт шуму 0,2 дБ (на частоті 1.0 ГГц) і ширину затвора 800 мкм. Вихідна потужність транзистора VT2 при компресії коефіцієнта посилення на 1дБ складає 18,0 дБ. Узгодження транзистора з 50-омним трактом і забезпечення необхідної амплітудно-частотної характеристики (АЧХ) підсилювача здійснюється за допомогою трансформаторів, у виді відрізків мікросмугових ліній (W1...W3), виконаних на діелектричній платі RO4003. За допомогою резистора R1 здійснюється вибір робочої точки (режим роботи) транзистора VT1.

Другий каскад підсилювача зібраний на мікросхемі MGA82563 (DA1) фірми AT. Мікросхема MGA82563 має в діапазоні частот 0.5 – 2.0 ГГц коефіцієнт посилення 13 дБ при коефіцієнті шуму 1.8 дБ. Вихідна потужність мікросхеми MGA82563 при компресії коефіцієнта посилення на 1дБ складає 20.0 дБ, а КСВН вх/вих. Не перевищує 1.6.

Це дозволило отримати динамічний діапазон підсилювача більш 100 дБ.

Застосування ідентичних за своїми параметрами високочастотних індуктивностей (L1, L2, L3) і високостабільних конденсаторів (C1, C6, C10) фірми Ercos дозволило забезпечити високу ідентичність і стабільність НВЧ

параметрів, зменшити нелінійні спотворення підсилювача. Резистори R2 і R5 служать для установки необхідної напруги на стоці транзистора VT1 і мікросхеми DA1 при настроюванні підсилювача.

НВЧ плата припаюється до металевої підстави. На плату монтуються: транзистор, мікросхема і SMD елементи (резистори, конденсатори, індуктивності)[18].

МШП являє собою функціонально і конструктивно закінчений виріб. Розміщується у радіо герметичному відсіку. Введення і вихід НВЧ потужності здійснюється через полосково-коксіальні переходи.

Підсилювач ПЧ забезпечує можливість експлуатації за температури навколишнього середовища від мінус 40 до плюм 50 °С.

Електричні шуми МШП приведені в таблиці 3.1

№	Найменування параметра	Значення параметра
1	Діапазон робочих частот, ГГц	0.8 – 1.2
2	Мінімальний коефіцієнт підсилення, дБ, не менш	28.5
3	Нерівномірність коефіцієнта підсилення, дБ, не більш	0.2
4	Коефіцієнт шуму, дБ, не більш	0.7
5	КСВХ вх./вих., не більш	1.6/1.6
6	Рівень вихідної потужності підсилювача при компресії коефіцієнта підсилення на 1 дБ, дБм, не менш	+20 dBm
7	Максимальна припустима вхідна потужність, дБм, не менш	+15dBm(імп≤1сек)

3.4 Гетеродин

Гетеродин приймача формує додаткову гармонійну напругу, необхідну для перетворення частоти. Основними вимогами до гетеродина, є:

- забезпечення необхідного значення робочої частоти і перебудови її в заданому діапазоні;
- стабільність частоти генерувальних коливань;
- забезпечення необхідної амплітуди;
- мінімальний рівень гармонік вихідної напруги.

У результаті відсутності стабільності частоти під час вимірювання може губитися до 50% ширини смуги частот вхідного сигналу.

Величезну роль грає фазовий шум генерувального сигналу і, насамперед, у високочутливих приймачах, у яких через фазовий шум гетеродина може погіршитися вибірковість по сусідньому каналі, що приведе до зниження чутливості.

В якості гетеродина у даному приладі використовується генератор, що серійно випускається, керованою напругою (ГКН) VCO190-1150Т ф. Sirenza.

Принципова електрична схема гетеродина приведена на рис. 3.4

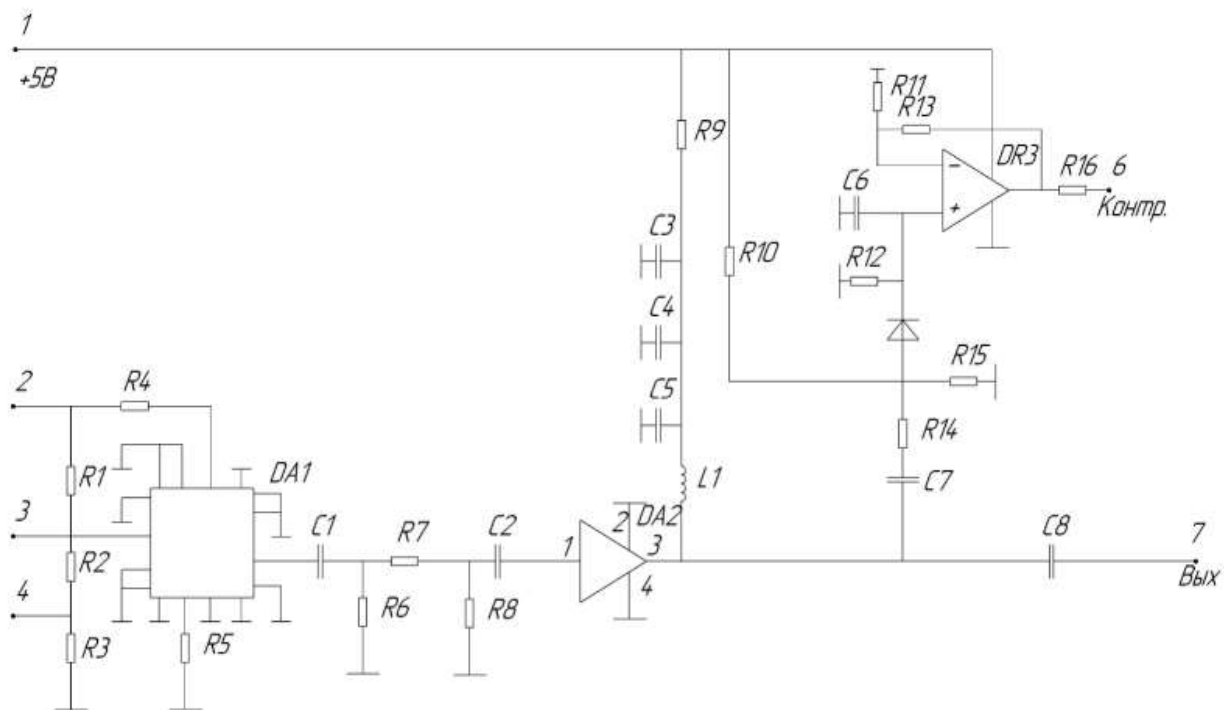


Рис. 3.3 Принципова електрична схема гетеродина

ГКН (DA1) забезпечує необхідну експлуатаційну стабільність і низький рівень фазових шумів (при відбудуванні на 10 кГц фазові шуми рівні – 102 дБ/Гц і на 100кГц – 122 дБ/Гц). Рівень вихідної потужності мікросхеми VCO190-1150T складає 1мВт. Діапазон робочих частот 840-1400 мГц.

На мікросхемі DA1 і SMD елементах L1, C3-C5 зібраний однокаскадний підсилювач, що забезпечує разом з атенюатором (резистори R6-R8) необхідний рівень вихідної потужності гетеродина.

Частина потужності через конденсатор C7 і резистор R14 надходить на детектор зібраний на діоді VD1 і SMD елементах R12, C6. Мікросхема DA підсилює сигнал, який поступає з детектора і забезпечує рівень сумісний з рівнями ТТЛ логіки при наявності потужності на виході гетеродина [19].

Керування перебудовою частоти гетеродина здійснюється перемінним резистором винесеним на передню панель радіометричного діагностичного приладу.

Параметри гетеродина приведені в таблиці 3.2

Таблиця 3.2 Електричні параметри гетеродина.

№	Найменування вимірюваного параметра	Значення параметра
1	Діапазон перебудови частоти гетеродина, мГц	840 – 1200
2	Рівень вихідної потужності в діапазоні робочих частот, мВт, не менше	6.0
3	Рівень придушення паразитних спектральних складових у смузі частот $F \pm 100$ мГц, дБ, не менш	40

В кінцевому результаті представляємо загальний вигляд розробленого генератора (рис. 3.4.) та розроблену структурну схему радіотермометра (рис. 3.5).

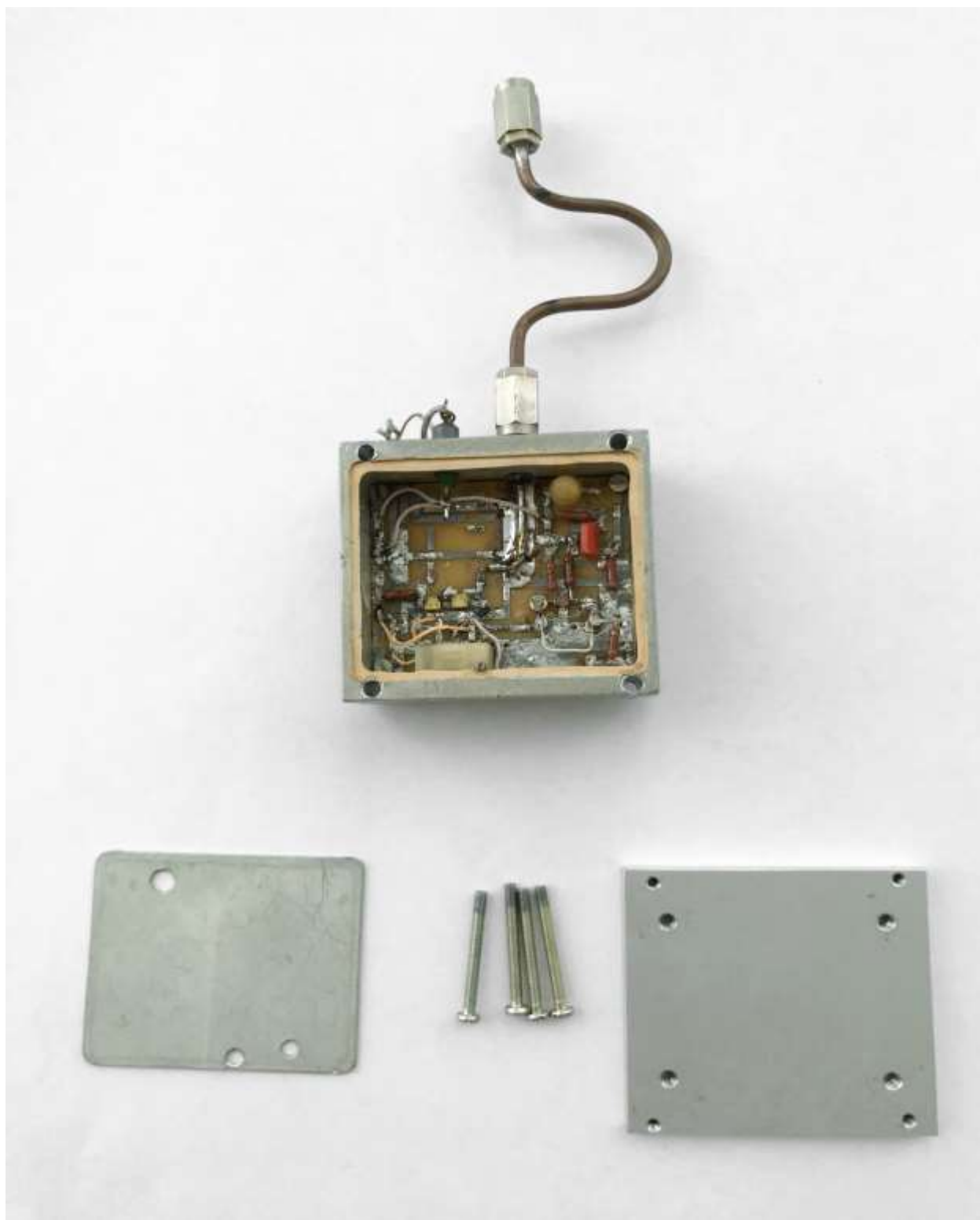


Рис. 3.4 Загальний вигляд радіотермометричного приладу.

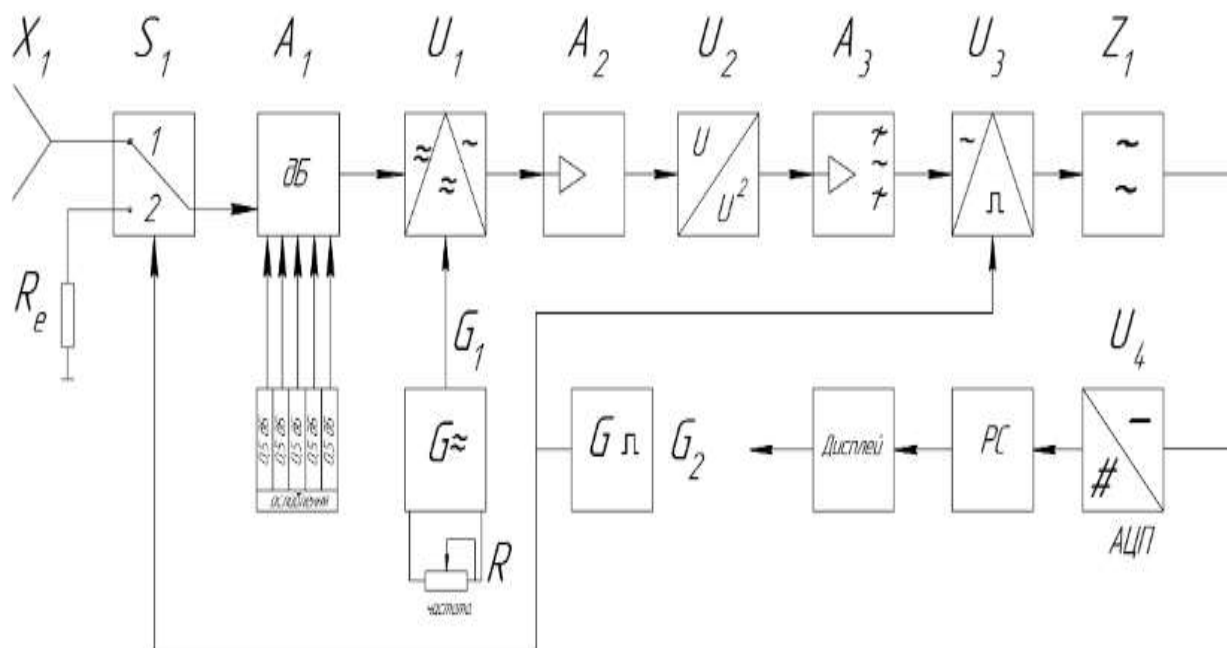


Рис. 3.5 Структурна схема радіотермометра

3.5 Висновки

Отже, пропонується удосконалений прилад для виявлення та ранньої діагностики глибоких електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини, який відрізняється тим, що вимірювання розробленим приладом проводиться неінвазивно, тим самим виключає можливість пошкодження сусідніх органів, та уникає можливість розповсюдження метастаз по організму. Діагностика приладом є безпечною. Зменшуються габарити пристрою, насамперед, через відсутність потужного блоку живлення, зменшується металева конструкція.

РОЗДІЛ 4

РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ РОЗРОБКА РАДІОМЕТРИЧНОГО ДІАГНОСТИЧНОГО ПРИЛАДУ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ ТА РАННЬОЇ ДІАГНОСТИКИ ГЛИБИННИХ ЕЛЕКТРОМАГНІТНИХ І ТЕМПЕРАТУРНИХ АНОМАЛІЙ В ОРГАНІЗМІ ЛЮДИНИ

4.1 Опис ідеї проекту

Організм людини – динамічна саморегулююча система, стабільність якої забезпечена одночасним функціонуванням розподілених фізіологічних систем – нейрорегуляції, кровообігу, метаболізму і т.д. Безперервне функціонування всіх систем підтримання життя відображається у реальному часі, з одного боку, в складній моделі фізичних полів і випромінювання, а з іншого боку, в параметричних змінах природних фонових полів і випромінювання, і атмосфери, яка зазвичай оточує людину. Точне вимірювання цих волів, випромінювання і змін фонду дають можливість розвитку нових методів ранньої медичної діагностики – важливої компоненти профілактичної медицини. Радіотермометрична діагностика тільки починає свій розвиток в медицині. Таким чином, радіотермометричний метод виступає одним із найперспективніших методів ранньої діагностики і відповідає експрес-методу та може мати економічні перспективи у випадку подальших досліджень.

Тому нами був розроблений прилад для виявлення та ранньої діагностики глибинних електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини.

В цьому розділі буде проведено аналіз стартап проекту який має на меті визначити чи наш продукт має шанси вийти на ринок і конкурувати з продуктами які вже зайняли на ньому своє місце.

У таблиці 4.1 зображено зміст ідеї та можливі базові потенційні ринки, в межах яких потрібно шукати групи потенційних клієнтів.

Таблиця 4.1.

Опис ідеї стартап проекту.

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Розробка приладу для виявлення та ранньої діагностики глибоких електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини.	Визначення глибоких температур в організмі людини.	Безпечність у використанні та відсутність вікових обмежень діагностики.
	Визначення локальної внутрішньої температури без зачіпання внутрішніх органів.	Можливість продіагностувати орган без шкоди для органів, що знаходяться поруч (у випадку з раком, уникнення посіву метастазів по організму)
	Контроль показників температури ураженого органу при виявленому захворюванні.	Можливість реалізації вітчизняної продукції що відповідає стандартам держави імпортера на світових ринках
	Контроль показників температури не уражених органів.	

Основними конкурентами на ринку є радіотермометр фірми Epcos DR900 (Німеччина, Китай 2016), Optics TORUS-25 (США, 2015) та Zeiss CGS UV-NIR (Німеччина, 2016).

Таблиця 4.2.

Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту.

№ п/п	Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів				W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проект	Конкурент1	Конкурент2	Конкурент3			
1.	Вартість приладу, \$	320	980	2850	3450	-	-	+
2.	Швидкість встановлення	5	12	24	15	+	-	-
3.	Вартість обслуговування	40	200	300	350	-	-	+
4.	Відсоток браку	4	9	3	5	-	+	-
5.	Затрати на виробництво	Високі	Середні	Низькі	Середні	+	-	-
6.	Відносини з органами державної влади	Добрі	Добрі	Нейтральні	Нейтральні	-	+	-
7.	Торгова марка	Немає	Є	Є	Є	+	-	-

Пропонується удосконалений прилад для виявлення та ранньої діагностики глибоких електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини. Діагностика приладом є безпечною. Зменшуються габарити пристрою, насамперед, через відсутність потужного блоку живлення, зменшується металева конструкція. Зробити прилад доступним для широкого використання у експрес-діагностиці, зменшити його вартість та тривалість вимірювань стали завданням для цього етапу роботи.

Далі проводимо аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї порівняно із пропозиціями конкурентів:

– визначаємо перелік техніко-економічних властивостей та характеристик ідеї;

– визначаємо попереднє коло конкурентів (проектів-конкурентів) або замінників чи аналогів, що вже існують на ринку, та проводимо збір інформації щодо значень техніко-економічних показників для ідеї власного проекту та проектів-конкурентів відповідно до визначеного вище переліку;

– проводимо порівняльний аналіз показників: для власної ідеї визначено показники, що мають а) гірші значення (W, слабкі); б) аналогічні (N, нейтральні) значення; в) кращі значення (S, сильні) (табл. 4.2).

Для формування конкурентоспроможності запропонованого товару на ринку визначений перелік слабких, сильних та нейтральних характеристик та властивостей ідеї.

4.2 Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного підрозділу проводимо аудит технології (методу визначення), за допомогою якої можна реалізувати ідею створення проекту.

Визначення технологічної здійсненності ідеї проекту передбачає аналіз складових які вказані в таблиці 4.3.

Таблиця 4.3..

Технологічна здійсненність ідеї проекту.

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1.	Розробка приладу для виявлення та ранньої діагностики глибоких електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини	Створення приладу для виявлення та ранньої діагностики глибоких електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини на основі компенсаційного методу.	Метод визначення на якому побудований прилад відкритий	Метод доступний
2.	Розробка приладу для виявлення та ранньої діагностики глибоких електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини	Створення приладу для виявлення та ранньої діагностики глибоких електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини на основі кореляційного методу.	Метод визначення на якому побудований прилад відкритий	Метод доступний
3.	Розробка приладу для виявлення та ранньої діагностики глибоких електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини	Створення приладу для виявлення та ранньої діагностики глибоких електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини на основі модуляційного методу	Метод визначення на якому побудований прилад закритий	Метод доступний
4.	Розробка приладу для виявлення та ранньої діагностики глибоких електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини	Створення приладу для виявлення та ранньої діагностики глибоких електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини на основі кореляційно-компенсаційного методу.	Метод визначення на якому побудований прилад закритий	Метод доступний
Обрана технологія реалізації ідеї проекту: Розробка приладу для виявлення та ранньої діагностики глибоких електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини			Створення приладу для виявлення та ранньої діагностики глибоких електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини на основі флуорисцентної фотостимульованої люмінесценції	

Проаналізувавши таблицю можна зробити висновок що наш проект можна реалізувати за допомогою більшості методів, які доступні на даний момент, але серед доступних нам ми обираємо модуляційний метод та будемо використовувати його для реалізації нашої ідеї.

4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап проекту

Визначимо ринкові можливості, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкові загрози, які можуть перешкодити його реалізації.

Це дозволяє спланувати напрями розвитку проекту із урахуванням стану ринкового середовища, потреб потенційних клієнтів та пропозицій проектів-конкурентів.

Спочатку проведемо аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку (таблиця 4.4).

Таблиця 4.4.

Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	3
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	157200 (10x18720)
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Патентування продукту, середня конкуренція, високий показник якості обслуговування.
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	ДСТУ EN 61326-2-1:2016 ДСТУ EN 61010-2-033:2017
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	72%

За результатами аналізу таблиці можна зробити висновок що ринок є привабливим для входження за попереднім оцінюванням.

Надалі визначаємо потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та формуємо орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи (табл. 4.5).

Таблиця 4.5.

Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
	Удосконалення та можливість ранньої діагностики захворювань, саме онко-захворювань.	Медичні установи, діагностичні центри. Експериментальні лабораторії.	Технічні стандарти які встановлюються на підприємствах. Після купівлі нашого засобу вимірювань з інтегрованим програмним забезпеченням клієнт може користуватися нею при розрахунках на протязі вказаного періоду після чого йому доведеться продовжити договір з продавцем.	<p>- до продукції</p> <p>Невеликі розміри приладу.</p> <p>Невелика чутливість приладу до зовнішніх чинників.</p> <p>Можливість виведення результатів на комп'ютер.</p> <p>Безперебійна робота приладу.</p> <p>Зрозуміле управління приладом.</p> <p>Великий термін експлуатації.</p> <p>- до компанії-постачальника</p> <p>Відповідність приладу заданим характеристикам.</p> <p>Можливість технічної підтримки при виникненні проблем.</p> <p>Ввідний інструктаж по роботі з приладом.</p>

При купівлі даного продукту клієнт може зіткнутися з певними проблемами. Для їх попередження і швидкого виправлення необхідні створення та доставка якісного приладу, наявність висококваліфікованих працівників для роботи із засобом вимірювань, забезпечення сприятливих умов роботи з вимірювальним засобом на об'єкті замовника для своєчасного усунення можливих технічних проблем в роботі вимірювального засобу. (таблиця 4.6).

Таблиця 4.6.

Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Конкуренція	Можливість появи на ринку іноземних аналогів з кращими характеристиками і нижчою ціною.	Вивчення продукції конкурентів та вдосконалення своєї, для задоволення всіх потреб користувачів.
2.	Інфляція	Зміна курсу гривні, за рахунок чого можуть зменшитися продажі	Реалізація продукту в більш стабільній (іноземній) валюті та моніторинг економічної ситуації в країні
3.	Наявність локального конфлікту на сході	Може вплинути на коло потенційних покупців.	Пошук нових клієнтів на міжнародному ринку
4.	Постачання	Проблема з фірмами постачальниками	Зміна політики розповсюдження продукту
5.	Технічний	Збої в роботі приладу.	Спрощення алгоритмів налаштування або впровадження постійної підтримки кваліфікованих техніків

Наявність певних загроз реалізації продукції дозволить вдосконалювати прилад та завжди бути в курсі всіх наукових новинок та економічної ситуації в країні. Окрім певних загроз, ми маємо ряд переваг та можливостей. (таблиця 4.7).

Таблиця 4.7.

Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Науково-технічні	Зміниться технологія виготовлення товару.	Впровадить технологію і змінить вартість товару.
2.	Попит	Збільшення попиту на товар на ринку.	Збільшення продажів, а відповідно і прибутків компанії
3.	Економічні	Політика протекціонізму; підтримка інноваційного виробництва.	Підвищення/пониження ціни на продукт; зменшення податкового тиску
4.	Політико правові	Може вплинути на купівлю/продаж товару.	Зміна напрямків імпорту
5.	Екологія	Підвищення зацікавленості людей впливу різних речовин і продуктів на навколишнє середовище.	Реклама своєї продукція яка допомагає виявити підприємства які мають попит на товар.

Таблиця 4.8.

Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Тип конкуренції	Олігополія	Можливість домовленості з іншими олігополістами для отримання взаємної вигоди
2. Рівень конкурентної боротьби	Національний	Вдосконалення продукту і пошук можливості виходу на міжнародний ринок
3. За галузевою ознакою	Міжгалузева	Розширення ринку за рахунок збільшення попиту
4. Конкуренція за видом товарів	Товарно-видова	Вдосконалення та реклама для показу переваг

5. За характером конкурентних переваг	Нецінова	Вдосконалення свого продукту і при цьому невелике зменшення цін відносно конкурентів
6. За інтенсивністю	Не марочна	Розробка бренду і його активна реклама

Після аналізу конкуренції проведемо більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі.

Таблиця 4.9

Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
Складові аналізу	На даний момент на ринку присутні 3 прямі конкуренти, які займаються виготовленням даного обладнання.	Потенційним і конкурентам є іноземні компанії які згодом можуть вийти на наш ринок. Патенти на продукти. Законодавчі обмеження. Гнучкі ціни.	Диференціація витрат. Концентрація постачальників. Значення розміру поставок	Основними клієнтами є медичні установи. Розмір закупівель. Система інформації. Прибутки. Контроль якості.	Компанія володіє доволі сильною пропозицією, максимальна схожі доступні аналоги практично відсутні
Висновки:	Проводити аналіз конкурентних пропозицій, працювати над зниженням собівартості.	Високий ризик входу нових гравців, адже вхідні бар'єри є не дуже високими. потенційних конкурентів немає	Так як концентрація постачальників доволі висока вони не диктують умови роботи на ринку.	Для клієнтів все вагомим є питання ціни, вони хочуть платити менше. Для задоволення їх потреб потрібно розробляти нові пропозиції і підтримувати якість продукту	Підтримувати хороші позиції на ринку та конкурентну перевагу, розробляти нові види товарів

Провівши аналіз факторів робимо обґрунтування конкурентоспроможності. Точна оцінка конкурентоспроможності можлива лише після впровадження приладу, тому робимо лише попередню оцінку конкурентоспроможності.

Таблиця 4.10

Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Ціна	Підтримка зворотного зв'язку з клієнтами, усунення виникнутих проблем при роботі, вдосконалення приладу, а відповідно збільшення попиту на продукт, що в результаті дозволить знизити ціну.

2	Велика кількість постачальників	Наявність приладу та своєчасна доставка продукту клієнту.
3	Висока якість	Висока якість і точність приладу, яка дозволяє клієнту отримувати максимально точний результат вимірювань.
4	Технічна підтримка	Наявність досвідчених спеціалістів, які зможуть швидко вирішити будь яку проблему в роботі приладу.
5.	Наявність патентів	Наявність патенту на приладу, це дає споживачу упевненість в тому що він купує сертифікований продукт

Таблиця 4.10.

Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін приладу

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з нашим приладом							
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3	
1	Наявність патентів	16	+							
2	Велика кількість постачальників	15				+				
3	Висока якість	17	+							
4	Технічна підтримка	19		+						
5.	Ціна	14								+

Основною перевагою та головним досягненням є висока якість продукту та технічна підтримка на протязі всього терміну його використання споживачем.

Таблиця 4.1.

SWOT- аналіз стартап-проекту

<p>Сильні сторони: За наявності патентів споживач впевнений в якості отриманого продукту. За рахунок хорошої підтримки ми закріплюємо свої позиції на ринку. Завдяки високій якості продукту приваблюються нові клієнти.</p>	<p>Слабкі сторони: Компанії необхідно проводити рекламу свого продукту і збільшувати кількість його постачальників. За рахунок високої ціни клієнти обирають більш традиційні методи діагностики, так би мовити «перевірені часом».</p>
--	--

<p>Можливості: 1. Зміниться технологія виготовлення товару. 2. Збільшення попиту на товар на ринку. 3. Політика протекціонізму; підтримка інноваційного виробництва. 4. Може вплинути на купівлю/продаж товару. 5. Підвищення зацікавленості людей впливу різних речовин і продуктів на навколишнє середовище.</p>	<p>Загрози: 1. Можливість появи на ринку іноземних аналогів з кращими характеристиками і нижчою ціною. 2. Зміна курсу гривні, за рахунок чого можуть зменшитися продажі 3. Може вплинути на коло потенційних покупців. 4. Проблема з фірмами постачальниками. 5. Збої в роботі приладу.</p>
--	---

На основі SWOT-аналізу розробляємо альтернативи ринкової поведінки для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок.

Визначені альтернативи аналізуються з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів.

Таблиця 4.2.

Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) поведінки ринкової	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Стратегія нейтралізації ринкових загроз сильними сторонами стартапу	Висока	1 рік
2	Стратегія компенсації слабких сторін стартапу наявними ринковими можливостями	Висока	1 рік
3	Стратегія виходу з ринку	Низька	

З зазначених альтернатив обираємо стратегію компенсації слабких сторін стартапу наявними ринковими можливостями.

4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів.

Таблиця 4.3.

Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
	Промислові компанії	Зазначатиметься готовністю установ піти на додаткові витрати пов'язані з вдосконаленням приладу та розширення його функціональних можливостей.	Залежатиме від рівня та від темпу розвитку економіки взагалі і галузі споживача зокрема	Середня	Середні бар'єри входу на ринок
	Державні установи контролю якості продукції.			Середня	Середні бар'єри входу на ринок
	Інститути, вчені яких проводять дослідження в даній області			Середня	Середні бар'єри входу на ринок
Які цільові групи обрано: Під час аналізу потенційних груп споживачів було прийнято рішення що компанія буде працювати із медичними установами.					

За результатами аналізу потенційних груп споживачів ми обрали цільові групи, для яких будемо пропонувати свій прилад та визначили стратегію охоплення ринку: стратегію диференційованого маркетингу, тому що працюємо із конкретним сегментом, розробляючи для нього програму ринкового впливу.

Для роботи в обраному сегменті ринку необхідно сформувати базову стратегію розвитку.

Таблиця 4.4.

Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
	Підсилення сильних сторін стартапу за рахунок ринкових можливостей	Диференційований маркетинг	Якісний продукт, до якого прихильні споживачі, постійний зворотній зв'язок з клієнтами.	Стратегія диференціації

Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (табл. 4.16).

Таблиця 4.5.

Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
	Ні	Передбачається розвиток ринку	Ні, не буде. Буде утворено унікальну продукцію	Зайняття конкурентної ніші

На основі вимог споживачів з обраного сегменту до постачальника і продукту, а також в залежності від стратегії розвитку та

стратегії конкурентної поведінки розробляємо стратегію позиціонування яка визначається у формування ринкової позиції, за яким споживачі мають ідентифікувати проект

Таблиця 4.6.

Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
	Вдосконалення продукту враховуючи побажання споживачів	Стратегія диференціації	Висока якість продукту. Формування лояльності і прихильності споживачів, підтримка вхідних бар'єрів.	Якість. Ціна. Зворотній зв'язок із виробником. Технічна підтримка.

Результатом даного підрозділу є система рішень щодо ринкової поведінки компанії, вона визначає в якому напрямі буде працювати компанія на ринку.

4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Під час розроблення маркетингової програми першим кроком є розробка маркетингової концепції товару, який отримає споживач. У таблиці 4.18 підсумовуємо результати аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 4.7.

Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
	Потреба в ранній діагностиці для подальшого швидкого уникнення захворювання.	Отримання результатів діагностики, а саме підвищення температури всередині органу, який тяжко або неможливо визначити іншими	Постійна технічна підтримка. Безперебійна робота приладу. Систематизація та спрощення обробки результатів досліджень.

		пристроями або методами.	
--	--	--------------------------	--

Таблиця 4.8.

Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Створення приладу для виявлення та ранньої діагностики глибинних електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини. Можна виділити наступні вигоди використання: Максимально точне визначення складу продуктів.; Можливість розповсюдження продуктів на міжнародні ринки, завдяки прозорості їх складу.		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1.Довговічність (немає строку давності)	Нм	Тх
	2. Гарантійний термін (довгий термін гарантійного обслуговування)	Нм	Е
	3.Досконалість виробничого виконання (Досконалий дизайн)	Нм	Тл
	4.Вартість обслуговування (Низька вартість обслуговування)	Нм	Вр
Якість: відповідає нормам ДСТУ EN 61326-2-1:2016, ДСТУ EN 61010-2-033:2017, ДСТУ EN 61010-2-201:2017			
Пакування: прилад в малогабаритному корпусі із стильним дизайном запакований в коробку із зазначенням всіх характеристик приладу та його зображенням.			
Марка:			
III. Товар із підкріпленням	До придбання товару, користувач може запросити до себе спеціаліста та протестувати прилад, провівши на ньому ряд необхідних досліджень протягом одного робочого дня.		
	Після придбання товару один раз в квартал клієнта буду відвідувати спеціаліст для налаштування, калі бровки, усунення несправностей, та неточностей у роботі приладу.		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: Від копіювання товар буде захищено шляхом патентування коду (отримання сертифікату про інтелектуальну власність) та надання кожній проданій копію індивідуального ліцензійного коду який необхідно вводити при запуску приладу.			

Далі визначаємо цінові межі, якими необхідно користуватися при визначенні ціни продукту, щоб він користувався попитом на ринку. При аналізі

цінових меж та встановленні ціни необхідно враховувати ціни на прилад, які пропонують конкуренти та доходи потенційних клієнтів. (табл. 4.20).

Таблиця 4.9.

Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
	22 000 – 100 000 грн.	35 100 – 117 000 грн.	300 000 – 400 000 грн.	17 990-20 490 грн.

Таблиця 4.10.

Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
	Покупка товару один раз	Доставка товару покупцю, його встановлення та налаштування.	Канал збуту нульового рівня	Мережа інтернет

Таблиця 4.11.

Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
	Необхідність контролю і ранньої діагностики організму. Можливість виведення	Мережа інтернет, виставки, семінари, друкована продукція.	Спеціалізовані виставки	Проінформувати клієнта про те, що за допомогою приладу стає можливим максимально швидке	Вбережи себе від тяжких наслідків – почни лікування вчасно!

	продукції на міжнародні ринки, через чистоту і прозорість їх складу.			діагностування, а відповідно і швидке лікування на ранніх стадіях які тяжко визначити звичними методами, про які замовчують виробники, проте вони можуть нести загрозу здоров'ю та життю.	
--	--	--	--	---	--

Результатом даного підpunkту є ринкова програма яка включає концепцію збуту, просування, аналіз ціноутворення, вона залежить від цінностей та потреб потенційних клієнтів, переваги ідеї, стан ринку на якому буде впроваджено проект на даний момент та його динаміку, та відповідну обрану альтернативу поведінки на ринку [20,21].

4.6 Висновки

Провівши детальний аналіз стартап проекту, можна зробити висновок, що даний продукт буде цікавий потенційним клієнтам і має хорошу можливість ринкової комерціалізації. У зв'язку з хорошою динамікою ринку на розроблений продукт буде хороший попит у споживачів, і з точки зору рентабельності проект обіцяє бути дуже прибутковим. З огляду на потенційні групи клієнтів перспективи впровадження проекту є дуже високими. Але за рахунок того, що на ринку вже є присутні традиційні методи діагностики та аналоги продукту який розробляється бар'єр входження на ринок є досить високим. Тому для успішного виходу на нього треба надати нашому продукту властивостей які будуть виділяти його серед конкурентів. На даний момент продукт є конкурентоспроможним але для підвищення довіри споживачів і формування своєї бази клієнтів необхідно:

Удосконалення програмного забезпечення для автоматизації реєстрації вхідних вимірювальних сигналів та інтерпретації сигналів вимірювальної інформації.

Формування внутрішньовиробничих карт звітності з якості продукції отриманих за допомогою розробленого засобу вимірювань з подальшою реєстрацією результатів вимірювань.

Проведення публічної презентації результатів проекту серед цільової групи користувачів, та широкого кола науковців на профільних заходах.

Провести дієву рекламну компанію за допомогою електронних та друкованих профільних для галузі застосування засобу вимірювань видань, для зацікавлення продуктом потенційних користувачів.

Надати можливість проведення тестових вимірювань приладом на протязі серії робочих днів з можливістю залучення сторонніх фахівців для навчання персоналу замовника.

Підтримувати зворотній зв'язок з клієнтами, удосконалювати вимірювальний засіб для задоволення реєстрацій клієнтів що виникли в процесі технічного обслуговування засобу вимірювань.

Як альтернативний варіант впровадження нашого стартап проекту для ринкової реалізації проекту доцільно обрати початок продаж нашого продукту в мережі інтернет і для одного сегменту ринку, а тільки після закріплення на ринку вже починати шукати клієнтів в інших сегментах і пропонувати їм наш продукт.

ВИСНОВКИ

У ході виконання магістерської дисертації було:

1. Проведено огляд та аналіз наукових праць із теми досліджень та аналіз можливостей радіотермометричних вимірювань при вирішенні задач медичної діагностики.
2. Виконали порівняльний аналіз методів і засобів реєстрації власного електромагнітного випромінювання.
3. Провели аналіз особливостей побудови модуляційних радіометрів прямого підсилення.
4. Розроблена апаратура для глибинного діагностування температурних аномалій в організмі людини.
5. Розроблена структурна схема та НВЧ-модулі радіометричного діагностичного приладу.
6. Розроблений стартап проекту на тему: «Модуляційний радіометричний вимірювач температури.»

Отже, пропонується удосконалений прилад для виявлення та ранньої діагностики глибинних електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини, який відрізняється тим, що вимірювання розробленим приладом проводиться неінвазивно, тим самим виключає можливість пошкодження сусідніх органів, та уникає можливість розповсюдження метостаз по організму. Діагностика приладом є безпечною. Зменшуються габарити пристрою, насамперед, через відсутність потужного блоку живлення, зменшується металева конструкція.

Використаний модуляційний метод для перетворення сигналів і компенсації власних шумів вимірювального тракту, що забезпечує підвищення чутливості радіометричної системи до 10^{-15} Вт при середньому випромінненні внутрішніх органів людини - $10^{-13} \dots 10^{-14}$.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Злепко С.М., Коваль Л.Г., Гаврілова Н.М., Тимчик І.С., Медична апаратура спеціального призначення. Термографія та температурна топографія тіла людини ст.. 110-117.
2. Поляков В.М. Измерения абсолютных термодинамических температур биологических объектов радиотермическим методом. – Радиотехника, 1998, № 8.
3. Густов А.В., Цейтлина В.Н. Состояние глубинной температуры тканей при физиотерапии по данным дистанционного зондирования. – Сб. трудов конференции «Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами.
4. https://pidruchniki.com/1975072437974/ekologiya/pripoverhneva_geotermiya
5. Н. А. Мельникова, тобто А. Шамрова, н. В. Громова. Основи медичних знань та здорового способу життя, 2007
6. С.З. Фрадкин Современное состояние гипертермической онкологии и тенденции ее развития ст. 111 – 117.
7. С.З. Фрадкин Современное состояние гипертермической онкологии и тенденции ее развития ст. 162 – 170.
8. Ярчук Г.М., Симоненко Л.П. Современное состояние гипертермической онкологии и тенденции ее развития. Ст. 73-89.
9. Перепалов В.В. Модифікована схема нульового модуляційного методу вимірювання глибинної температури. Ст 60- 64.
10. Яненко О.П. Особливості мікрохвильових низькоінтенсивних випромінювань матеріалів для фізіотерапевтичних процедур / О.П. Яненко, Б.І. Яворський, Р.А. Ткачук, В.П. Русинчук // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Радиотехніка. Радіоапаратобудування. – 2015. – № 60. – с. 114-121.
11. Никитин, О.Р. Радиометрические СВЧ-методы диагностирования новообразований молочной железы / О.Р. Никитин [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2010. №7. с. 54-68.
12. <https://kivra.kpi.ua/wp-content/uploads/file/Yanenko7.pdf>
13. Яненко О.П. Особливості мікрохвильових низькоінтенсивних випромінювань матеріалів для фізіотерапевтичних процедур / О.П. Яненко, Б.І. Яворський, Р.А. Ткачук, В.П. Русинчук // Вісник НТУУ

14. Яненко О. П. Фазометрична НВЧ система / О. П. Яненко, А.П. Горшков, В. Ю. Чубенко // Міжнародна науково-технічна конференція «Радіотехнічні поля, сигнали, апарати та системи». Київ, 16-22 березня 2015 — К. : НТУУ «КПІ», 2015. — С. 113-122.
15. Яненко О.П. Особливості мікрохвильових низькоінтенсивних випромінювань матеріалів для фізіотерапевтичних процедур / О.П. Яненко, Б.І. Яворський, Р.А. Ткачук, В.П. Русинчук // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Радіотехніка. Радіоапаратобудування. – 2015. – № 60. – с. 114-121.
16. Яненко О. П. Фазометрична НВЧ система / О. П. Яненко, А.П. Горшков, В. Ю. Чубенко // Міжнародна науково-технічна конференція «Радіотехнічні поля, сигнали, апарати та системи». Київ, 16-22 березня 2015 — К. : НТУУ «КПІ», 2015. — С. 82-84
17. Перегудов С.М. Мікрохвильові генератори на від'ємних потоках електромагнітного випромінювання для медико-біологічних застосувань / С.М. Перегудов, О.П. Яненко, В.А. Біденко, // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Радіотехніка. Радіоапаратобудування. – 2008. – № 37. – с. 106-109.
18. Никитин, О.Р. Радиометрические СВЧ-методы диагностирования новообразований молочной железы / О.Р. Никитин [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2010. №7. с. 24-28.
Лазаренко С. В. Радиотехнические цепи и сигналы [Электронный ресурс] / Лазаренко С. В. // РТС Заочники 2014 / Лекции РТС / Лекция РТС № 1 / Донской Государственный Технический Университет, 2016 г.
19. Яненко О.П. Особливості мікрохвильових низькоінтенсивних випромінювань матеріалів для фізіотерапевтичних процедур / О.П. Яненко, Б.І. Яворський, Р.А. Ткачук, В.П. Русинчук // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Радіотехніка. Радіоапаратобудування. – 2015. – № 60. – с. 114-121.
20. Бояринова К. О. Зарубіжний досвід використання інноваційно орієнтованих методів забезпечення конкурентоспроможності підприємствами машинобудування / К О. Бояринова // Економіка і організація управління. Збірник наукових праць. –Вип. № 3(19). –4 (20). – С. 30–37.

21. Бояринова Е.А. Структурная декомпозиция составляющих инновативности предприятия / Е.А. Бояринова Е.А. // Инновационная экономика: перспективы развития и совершенствования. Научно-практический журнал (Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация) – 2013. – № 1. – С. 12-18

