

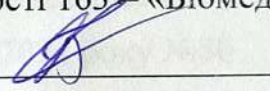
Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

БАКАЛАВРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

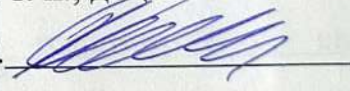
на тему:

РАДІОМЕТРИЧНА СИСТЕМА ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ТА ВИМІРЮВАННЯ
РОЗПОДІЛУ ВНУТРІШНІХ ТЕМПЕРАТУРНИХ ПОЛІВ В ОРГАНІЗМІ
ЛЮДИНИ

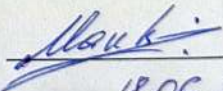
Виконав: студент 4 курсу, групи БМІ-206
Спеціальності 163 «Біомедична інженерія»

Гзоїм В.А. 

Керівник: к. т. н., доцент

Коваль Л. Г. 

Рецензент: к. т. н., ст. викл. каф. ІКСТ

Макогон В. І. 

18.06.2024

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС

 к. т. н. доц. Коваль Л. Г.

« 12 » 06 2024р.

Вінниця ВНТУ - 2024 рік

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Бакалавр
163 – Біомедична інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

к.т.н., доцент

Коваль Л.Г.

« 11 » 03 2024

ЗАВДАННЯ
НА БАКАЛАВРСЬКУ ДИПЛОМНУ РОБОТУ

Гзоїму Владиславу Андрійовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи): Радіометрична система для визначення та вимірювання розподілу внутрішніх температурних полів в організмі людини
керівник проекту (роботи) : к. т. н., доцент, Коваль Л. Г.,
затверджені наказом ВНТУ від «11» березня 2024 року №80
2. Строк подання студентом проекту (роботи): 05.06.2024
3. Завдання проекту (роботи): Розробити радіометричну систему для визначення та вимірювання розподілу внутрішніх температурних полів в організмі людини.
4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити): 1. Аналіз можливостей радіотермометричних вимірювань у медичній діагностиці, методи та засоби реєстрації власного електромагнітного випромінювання; 2. розробка апаратури для глибинного діагностування температурних аномалій в організмі людини; 3. розробка радіометричного діагностичного приладу для виявлення та ранньої діагностики глибинних електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини; 4. Охорона праці.

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Коваль Л. Г., к.т.н., доцент	 11.03.2024	 05.06.2024
Охорона праці	Дембіцька С.В., д.п.н., професор кафедри БЖ та ПБ	 18.03.2024	 25.05.2024

7. Дата видачі завдання «11» березня 2024р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

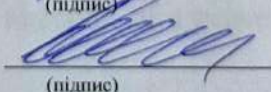
№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Формування та затвердження теми бакалаврської дипломної роботи (БДР)	До 10.03.2024	
2	Виконання спеціальної частини БДР. Перший рубіжний контроль виконання БДР	До 05.04.2024	
3	Виконання спеціальної частини БДР. Другий рубіжний контроль виконання БДР	До 10.05.2024	
4	Виконання розділу «Охорона праці»	До 26.05.2024	
5	Попередній захист БДР	05.06.2024	
6	Нормоконтроль БДР	12.06.2024	
7	Рецензування БДР	18.06.2024	
8	Захист БДР	20.06.2024	

Студент


(підпис)

Гзоїм В.А.

Керівник роботи


(підпис)

Коваль Л.Г.

АНОТАЦІЯ

У роботі представлено огляд та аналіз наукових праць із теми досліджень, присвячених можливостям радіотермометричних вимірювань у медичній діагностиці. Виконано порівняльний аналіз методів і засобів реєстрації власного електромагнітного випромінювання, а також аналіз особливостей побудови модуляційних радіометрів прямого підсилення.

Пропонується удосконалений прилад для виявлення та ранньої діагностики глибинних електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини. Прилад дозволяє проводити вимірювання неінвазивно, що виключає можливість пошкодження сусідніх органів та розповсюдження метастаз. Діагностика приладом є безпечною та зменшує габарити пристрою завдяки відсутності потужного блоку живлення та зменшенню металевої конструкції.

ABSTRACT

The study presents a review and analysis of scientific works on the research topic, focusing on the potential of radiothermometric measurements in medical diagnostics. A comparative analysis of methods and means for recording intrinsic electromagnetic radiation has been conducted, as well as an analysis of the features of constructing direct amplification modulation radiometers.

An advanced device is proposed for the detection and early diagnosis of deep electromagnetic and temperature anomalies in the human body. The device allows for non-invasive measurements, eliminating the possibility of damage to adjacent organs and the spread of metastases. Diagnosis with this device is safe and reduces the size of the equipment due to the absence of a powerful power supply unit and the reduction of the metal structure.

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ТА ПОЗНАЧЕНЬ

РМС - Радіометрична система
ВТП - Внутрішні температурні поля
ТВ - Температурний вимірювач
ОС - Організм людини
ІЧ - Інфрачервоне випромінювання
КД - Коаксіальний детектор
АП - Амплітудний підсилювач
АЦП - Аналого-цифровий перетворювач
МП - Мікропроцесор
ПЗ - Програмне забезпечення
ЦАП - Цифро-аналоговий перетворювач
ТД - Термодатчик
КН - Контрольний напівпровідник
КП - Коефіцієнт підсилення
РМ - Радіометр
ТЗ - Температурний зонд
ПІ - Піроелектричний інфрачервоний сенсор
ТП - Тепловий перетворювач
СК - Система калібрування
ІЧД - Інфрачервоний детектор
МТ - Модуль температури
НЧ - Низькочастотний фільтр
ВЧ - Високочастотний фільтр
ЕМВ - Електромагнітне випромінювання
РЧ - Радіочастота
ВЧС - Високочастотний синтезатор
АВ - Автоматичний вимірювач
ТМ - Температурний моніторинг
ПН - Прецизійний нагрівач

БЖ - Блок живлення
ДС - Датчик стану
ДВ - Датчик випромінювання
РД - Радіодетектор
ТІ - Температурний індикатор
СЦ - Система циркуляції
ІД - Інтегральний датчик
АТ - Автоматична температура
СТ - Стабілізація температури
ДМ - Дистанційний монітор
ІЧК - Інфрачервоний канал
ТК - Термокамера
АІ - Аналоговий інтерфейс
ЦІ - Цифровий інтерфейс
ТЕ - Температурний екран
РС - Радіометричний сенсор
ТВМ - Температурно-вимірювальний модуль
СІ - Система індикації
ПТ - П'єзоелектричний термометр
ЛС - Лазерний сенсор
КТ - Кільцевий термометр

ЗМІСТ

ВСТУП	4
1 АНАЛІЗ МОЖЛИВОСТЕЙ РАДІОТЕРМОМЕТРИЧНИХ ВИМІРЮВАНЬ У МЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ, МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ РЕЄСТРАЦІЇ ВЛАСНОГО ЕЛЕКТРОМАГНІТНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ.....	7
1.1 Температура як ключовий діагностичний показник життєдіяльності організму людини.	
1.2 Значення внутрішніх температур для діагностики	7
1.3 Методи та засоби реєстрації власного електромагнітного випромінювання організму людини та біологічних об'єктів.	11
1.4 Особливості конструкції модуляційних радіометрів з прямим підсиленням	14
1.5 Аналіз методів підвищення чутливості радіометрів для виявлення температурних аномалій в організмі людини.....	14
2 РОЗРОБКА АПАРАТУРИ ДЛЯ ГЛИБИННОГО ДІАГНОСТУВАННЯ ТЕМПЕРАТУРНИХ АНОМАЛІЙ В ОРГАНІЗМІ ЛЮДИНИ.....	18
2.1 Особливості вимірювання температури як однієї з характеристик фізичних тіл та біологічних об'єктів	18
2.2 Спосіб і радіометр підвищеної точності для вимірювання потужності електромагнітного випромінювання людини і біологічних об'єктів.....	24
3 РОЗРОБКА РАДІОМЕТРИЧНОГО ДІАГНОСТИЧНОГО ПРИЛАДУ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ ТА РАННЬОЇ ДІАГНОСТИКИ ГЛИБИННИХ ЕЛЕКТРОМАГНІТНИХ І ТЕМПЕРАТУРНИХ АНОМАЛІЙ В ОРГАНІЗМІ ЛЮДИНИ.....	30
3.1 Розробка структурної схеми та НВЧ-модулів радіометричного діагностичного приладу.....	30
3.2 Комутатор і цифровий атенюатор	37
3.3 Малошумливий підсилювач.	37
3.4 Гетеродин.....	37
4 ОХОРОНА ПРАЦІ.....	54
4.1. Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи	54
4.2. Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії.....	58

4.2.1. Мікроклімат	58
4.2.2. Склад повітря робочої зони	59
4.2.3. Виробниче освітлення	60
4.2.4. Виробничий шум.....	61
4.2.5. Виробничі випромінювання.....	62
4.3 Пожежна безпека	63
4.3.1. Технічні рішення системи протипожежного захисту	64
4.3.2. Технічні рішення системи протипожежного захисту	64
ВИСНОВКИ	65
ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРИ	68

ВСТУП

Розвиток приладобудування та впровадження наукових досягнень у медицину відкривають нові можливості для діагностики та дослідження біологічних об'єктів, зокрема людини. Традиційні методи при цьому не зникають, але їх роль змінюється. Методи, які добре зарекомендували себе на практиці, розвиваються завдяки вдосконаленню електроніки та впровадженню комп'ютерних технологій обробки результатів досліджень.

Одним із основних традиційних методів медичної діагностики є термометрія, яка широко використовується у всіх галузях медицини. Водночас, інструментальні методи вимірювання температури, зокрема глибинних шарів, розвинені недостатньо.

Перспективним методом неінвазивного вимірювання глибинних температур є метод радіотермометрії (РТМ). Він може застосовуватися в різних галузях медицини: онкології, нейрохірургії, неврології, ортопедії, травматології, отоларингології, ендокринології та гінекології. Особливо перспективним є застосування РТМ-методу в онкології, зокрема для ранньої діагностики пухлин молочних залоз у жінок. Проте через складність та відсутність серійної апаратури, використання цього методу є обмеженим.

Завдяки нешкідливості методу є можливість на ранній стадії виявляти пацієнтів з аномальними термограмами та своєчасно проводити повну діагностику для подальшого лікування. Перевага методу в тому, що немає вікових обмежень для пацієнок, тоді як рентген-діагностика ефективна тільки від 35 років. Великий інтерес викликає використання радіотермометричного методу контролю процесу лікування доброякісних новоутворень і пухлин.

На сьогоднішній день застосування методу радіотермометрії обмежене і має частіше ілюстративний характер. Це пояснюється відсутністю повних моделей розподілу внутрішніх температур при різних патологіях та технічних засобів вимірювання і локалізації аномальних теплових полів всередині біологічних об'єктів з достатньою роздільною здатністю.

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

перетворення, характерні для модуляційної чутливості, а також розроблені авторами проекту технічні рішення щодо підвищення чутливості.

Розроблена кінцева структурна схема високочутливого діагностичного приладу та описані його вузли – комутатор, підсилювач, змішувач гетеродина, підсилювач проміжної частоти та квадратичний детектор.

Створення високочутливого діагностичного приладу дозволить неінвазивно контролювати процес лікування та стан запальних процесів у тілі людини, підвищуючи ефективність застосування технологій практичної медицини.

1 АНАЛІЗ МОЖЛИВОСТЕЙ РАДІОТЕРМОМЕТРИЧНИХ ВИМІРЮВАНЬ У МЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ, МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ РЕЄСТРАЦІЇ ВЛАСНОГО ЕЛЕКТРОМАГНІТНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ

1.1 Температура як ключовий діагностичний показник життєдіяльності організму людини.

Температура на поверхні тіла людини залежить як від внутрішніх, так і від зовнішніх факторів, таких як температура та вологість навколишнього середовища. Система терморегуляції є складною системою управління, яка регулює внутрішню температуру організму. Процеси управління в біологічних системах відзначаються значною складністю, тому для підтримки життєдіяльності організму необхідно забезпечити здатність протидіяти впливу навколишнього середовища. Для підтримки життєвих процесів організму потрібні постійні витрати енергії та речовин, які поповнюються за рахунок води, їжі та кисню, що надходять із зовнішнього середовища. Так, за сорок років життя через організм дорослої людини проходить близько 40 тонн води, 6 тонн їжі та понад 8 мільйонів літрів (приблизно 12 тонн) кисню.

Організм отримує або синтезує необхідний обсяг енергії та сполуки, необхідні для життєдіяльності, з речовин, що надходять з їжею і містять білки, жири, вітаміни та мікроелементи. В організмі вони перетворюються на більш складні або, іноді, простіші сполуки: амінокислоти, полісахариди, жирні кислоти тощо. Таким чином, в організмі безперервно відбуваються процеси перетворення речовин, кінцевим продуктом яких є сполуки та енергія. Більшість речовин, що потрапляють в організм, перетворюються на енергію, значна частина якої витрачається на підтримку життєвих процесів. Зазвичай енергетичні потреби організму розраховуються на добу і становлять для людини, не зайнятої фізичною працею, близько 3000 кКал, а для тих, хто займається важкою фізичною працею, до 4500-5000 кКал.

Енергія витрачається не тільки на синтез сполук, а й на аналіз параметрів зовнішнього та внутрішнього середовища, обробку інформації та формування цілей, забезпечення працездатності систем управління. З точки зору системного аналізу, біологічна система складається з двох підсистем: енергетичної та управлінської.

Для обміну між внутрішнім середовищем організму і навколишнім середовищем існує безліч фізіологічних систем: дихальна система забезпечує киснем, а травна система всмоктує поживні речовини з їжі. Для транспортування різних компонентів і виведення кінцевих продуктів використовуються різні транспортні механізми. Ефективність цілеспрямованого управління життєдіяльністю значною мірою залежить від підтримання стабільності внутрішнього середовища організму, що має відбуватися безперервно і з урахуванням зовнішніх впливів. Динамічну організацію біологічних процесів, що забезпечують адаптивний ефект відповідно до вимог даного моменту, можна розглядати як функціональну систему.

Внутрішнє середовище організму схильне до значних коливань, які сприймаються рецепторною підсистемою і через аферентні зв'язки надходять до центральної нервової системи (ЦНС). ЦНС, на основі отриманої інформації, визначає цільову функцію, відповідно до якої активує чи деактивує різні механізми, що підтримують сталість окремих параметрів внутрішнього середовища. Кількість таких механізмів може бути великою, що забезпечує їхню пластичність і взаємозамінність.

Важливою підсистемою організму є система терморегуляції, яка забезпечує оптимальні умови функціонування багатьох фізіологічних систем, що характеризуються екзотермічними процесами. Температура тіла є одним з основних показників життєдіяльності організму, і прилади для її вимірювання є важливим інструментом для діагностів, клініцистів і дослідників. Лікарі вивчали зміни температури шкіри людини з моменту зародження медицини. Сьогодні дослідження температурної реакції людського організму на патологічні процеси набувають нового якісного і кількісного розвитку. У більшості людей температура в пахвовій западині складає $36,6-36,8^{\circ}\text{C}$, а температура внутрішніх органів є вищою і досягає максимуму в печінці і нирках ($38-39^{\circ}\text{C}$).

Постійність температури тіла є результатом безперервних реакцій, що відбуваються в організмі людини і підтримують його тепловий баланс. Як виробництво, так і віддача тепла залежать від температури навколишнього середовища і регулюються дуже чутливими механізмами, які контролює центральна нервова система. Людина має найкращу термостабільність: при зміні температури навколишнього середовища на 10°C температура її тіла змінюється приблизно на

0,2°C. З підвищенням температури тіла на кожен градус споживання кисню збільшується приблизно на 7%.

Терморегуляція організму є складним і ще не до кінця вивченим процесом. Невідомо, чому терморецептори, що реагують на соті частки градуса, настільки чутливі, тоді як температура шкіри змінюється в межах 10-15°C. Проста на перший погляд питання – чому температура тіла людини саме 36,6°C, а не 34 або 40°C – досі не має задовільної і однозначної відповіді. Існує кілька гіпотез з цього приводу. Одна з них стверджує, що температура тіла теплокровних тварин підтримується на рівні 37°C для створення найкращих умов для роботи біологічно важливих ферментів. Інша гіпотеза припускає, що еволюція обрала 37°C як середньорічну температуру тих районів планети, де відбувався перехід від холонокровних до теплокровних організмів, оскільки ця температура була оптимальною для тепловіддачі.

Гіпотеза Я. В. Фрайдіна і В. Г. Бочкова базується на тому, що структурний стан води, незмінного компонента всього живого, є тепловим еталоном. Аналіз рівняння для питомої теплоємності чистої води як функції температури показав, що мінімальна теплоємність спостерігається при 36,8°C. Підтримання температури тіла поблизу мінімуму теплоємності можна пояснити економією енергії при терморегуляції. Біологічна доцільність підтримання температури тіла біля 37°C також пов'язана з мікрофазовими перетвореннями в системі рідина-кристал. Комфортно оголена людина відчувається при температурі 28-30°C, а легко одягнена – при 22-25°C.

В межах нормальної зовнішньої температури (до 35°C) існує оптимальний температурний перепад між внутрішньою частиною тіла і поверхнею шкіри. Внутрішня частина тіла зазвичай має стабільну температуру, тоді як зовнішня частина коливається залежно від умов навколишнього середовища. Температуру тіла контролюють терморецептори, які розділяються на периферичні та центральні залежно від місця розташування. Периферичні рецептори, що знаходяться в шкірі, діляться на теплові та холодкові. Центральні рецептори розташовані в гіпоталамусі, переважно в передній преоптичній зоні, і здатні відчувати зміни температури крові з точністю до 0,011°C. Деякі термочутливі клітини також присутні в шийно-грудному відділі спинного мозку, м'язах і абдомінальній області.

Ці рецептори відіграють ключову роль у регуляції теплообміну, контролюючи

температуру ядра. Між центральними і периферичними терморецепторами можливі реципрокні взаємодії через імпульси, які координуються центром терморегуляції. Наприклад, активація холодкових рецепторів шкіри звужує судини і збільшує теплотворення, але не настільки, щоб підвищити температуру ядра завдяки внутрішнім тепловим рецепторам. З іншого боку, підвищення температури тіла під час фізичної активності стимулює внутрішні теплові рецептори, запускаючи процеси охолодження через розширення судин і потовиділення. Однак надмірний прояв цих реакцій може бути пригнічений холодковими рецепторами шкіри, особливо при низькій зовнішній температурі.

Частота виникнення нервових імпульсів у рецепторах залежить від температури. Холодові й теплові рецептори мають певну спонтанну активність, на яку впливають температурні подразники. У волокнах, що відходять від теплових рецепторів, імпульси виникають при температурі від 20 до 40 °C, з максимальною активністю при температурі від 38 °C і вище. Відчуття печіння при дотику до дуже гарячого предмета виникає при температурі понад 45 °C, коли активуються спеціалізовані рецептори печіння, які є різновидом больових рецепторів. Волокна холодкових рецепторів активні в діапазоні 10-40 °C, з максимальною частотою імпульсів при температурі 34-20 °C. Раптове підвищення або зниження температури викликає короткочасне різке збільшення частоти імпульсів у відповідних рецепторах, яке поступово знижується до рівня, характерного для цієї температури. Таким чином, при температурі шкіри в діапазоні 34-38 °C імпульсація в обох типах рецепторів мінімальна, створюючи відчуття температурного комфорту. Центральні терморецептори функціонують за аналогічним принципом, але їх "температурне вікно" знаходиться в межах 37-37,5 °C.

1.2 Значення внутрішніх температур для діагностики

Вимірювання температури використовується для діагностики багатьох захворювань. Значним досягненням у цій сфері є застосування безконтактних методів вимірювання температури тіла. Аналіз можливостей та недоліків існуючих методів вимірювання температури глибоких шарів біологічних об'єктів показав, що загальним недоліком інвазивних методів є болісність процедури та необхідність суворого дотримання стерильності. Найперспективнішим методом є реєстрація власного електромагнітного випромінювання біоб'єктів, що дозволяє вимірювати температуру глибоких шарів і має велике значення для діагностики онкологічних захворювань. Основою РТМ-методу є властивість усіх фізичних тіл випромінювати електромагнітне поле в широкому діапазоні. Випромінювання в радіохвильовому діапазоні має інтенсивність $(10-25)10^{-16}$ Вт/см²·Гц. Вимірюючи потужність теплового випромінювання в радіодіапазоні, можна визначити температуру яскравості тіла і його фізичну температуру. Однак визначення фізичної температури нагрітого тіла по його випромінюванню в радіодіапазоні є простим лише в ідеальному випадку, коли тіло знаходиться у вільному просторі або в середовищі без власного теплового випромінювання. На практиці ситуація ускладнюється тим, що нагріте тіло (частина тканин) знаходиться в середовищі, яке також створює теплове випромінювання. Локальні злоякісні утворення в тілі людини мають підвищену температуру порівняно з оточуючими тканинами. Якщо температура об'єкта перевищує температуру середовища, з'являється можливість виміряти величину цього перевищення.

Оптимальне поєднання глибини проникнення і роздільної здатності при мінімальному впливі зовнішніх перешкод забезпечує проведення радіотермометрії з діагностично значущими результатами. Досвід використання радіотермометрії підтвердив перспективність методу, але для його широкого впровадження необхідно оптимізувати параметри антени з урахуванням необхідної глибини виміру. При цьому слід мати на увазі, що довжина хвилі $\lambda = 30$ см, яка раніше успішно використовувалася в радіотермометрії, не є оптимальною, оскільки на цій частоті і близьких до неї працюють станції стільникового зв'язку.

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

Для вимірювання параметрів слабких та дуже слабких випадкових (шумових) сигналів використовуються високочутливі радіометричні приймачі, відомі як радіометри (Р). Додавання до радіометричного приймача антени і пристрою обробки інформації, зокрема комп'ютера (ЕОМ) з індикатором відображення даних, дозволяє створити радіометричну систему (РС). Радіотепловий шумовий сигнал можна представити у вигляді вузькосмугового сигналу.

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

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

Інтенсивність випромінювання нагрітих тіл описується законом Релея-Джинса.

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

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

Нестабільність параметрів широкосмугових сигналів, таких як амплітуда, частота і фазовий зсув, викликана їхнім випадковим характером змін. Це призводить до необхідності вимірювання таких параметрів, як спектральна щільність потужності шуму, інтегральна потужність, коефіцієнт поляризації та автокореляційна функція. Однак, вимірювання цих параметрів ускладнюється тим, що рівень вхідних сигналів зазвичай менший або порівняний з власними шумами радіометра. Таким чином, основні характеристики радіометра включають діапазон робочих частот, флуктуаційний поріг чутливості, верхню межу виміру потужності сигналів, похибку виміру потужності сигналу та смугу пропускання радіометричного каналу до квадратичного детектора. У зв'язку з цим, забезпечення метрологічних характеристик радіометра при низьких рівнях вхідних сигналів можливе за допомогою

компенсаційних, кореляційних і модуляційних методів перетворення вхідних сигналів.

Компенсаційний радіометр має просту схему з'єднання антени, підсилювача високої частоти, квадратичного детектора, підсилювача постійного струму, фільтра нижніх частот, пристрою порівняння, джерела напруги, що компенсує, і індикатора, що вимірює різницеву напругу. Проте, необхідність великого коефіцієнта підсилення для випромінювання радіотеплових сигналів призводить до зростання флуктуацій коефіцієнта передачі радіометричного каналу. Це може спричинити погіршення чутливості, особливо через флікер-шум на виході детектора, інтенсивність якого зростає в області низьких частот. У свою чергу, кореляційний радіометр має в арсеналі одну чи дві антени, два зв'язаних між собою ідентичних канала, перемножуючий пристрій та індикатор. Вихідний ФНЧ формує постійну складову, яка відображає ступінь взаємного зв'язку між частотними складовими. Але кореляційні радіометри також мають свої недоліки, такі як проходження власних шумів через канали та поява постійної складової. Тому виникає складність забезпечення ідентичності фазочастотних характеристик каналів. Зокрема, модуляційнокомутаційні методи перетворення стали популярними в радіометрії, а модуляційні радіометри, побудовані на цих методах, широко використовуються. Також важливо вибирати робочу частоту для радіометрів, які досліджують стан внутрішніх органів людини, залежно від потреб глибини проникнення електромагнітного сигналу. Наприклад, для вимірювання температурних аномалій на глибині 40-50 мм, робоча частота повинна бути близько 1 ГГц.

1.4 Особливості конструкції модуляційних радіометрів з прямим підсиленням

Радіометричні системи знаходять широке застосування в різних галузях науки і техніки для вимірювання дуже слабких сигналів, які можуть бути навіть слабші за власні шуми цих систем. Це сприяло їхньому широкому застосуванню у вимірюванні сигналів випромінювання віддалених джерел, таких як у радіоастрономії, радіолокації та радіонавігації. Використання радіометричних систем у контакті з об'єктом вимірювання (фізичним або біологічним) дозволяє розглядати цей випадок

як граничний перехід електромагнітного поля з одного середовища в інше, з різними діелектричними властивостями. У міліметровому діапазоні частот (30-300 ГГц), де відсутні стандартизовані методи вимірювання дуже слабких потужностей, модуляційні системи не мають стандартів. Аналіз можливостей класичних схем високочутливих радіометричних систем підтвердив перспективність використання модуляційних перетворень з урахуванням характеристик міліметрового діапазону хвиль. У широкосмугових модуляційних радіометричних системах зазвичай використовуються прямі, без перетворення вхідної частоти в основному до 30 ГГц, тоді як у міліметровому діапазоні частот більш поширені схеми з вузькою смугою, з одноразовим або дворазовим гетеродинним перетворенням вхідної частоти, оскільки застосування широкосмугового підсилення вхідних сигналів на таких частотах є складною задачею. За структурною ознакою модуляційні радіометри можуть бути розімкнутими (з прямим перетворенням) або замкнутими (з врівноваженим перетворенням).

Для розгляду широкосмугових модуляційних радіометричних систем прямого перетворення, ми досліджуємо основні взаємозв'язки, які виникають у структурній схемі цього пристрою. Для спрощення аналізу розглянемо процеси, що відбуваються в схемі прямого перетворення з лінійним підсиленням до детектора при введенні на приймальну антену монохроматичного сигналу. Перемикання комутатора дозволяє сигналу пройти через широкосмуговий лінійний підсилювач на квадратичний детектор. З урахуванням наявних власних шумів радіометричної системи, повний сигнал має певну форму.

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

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

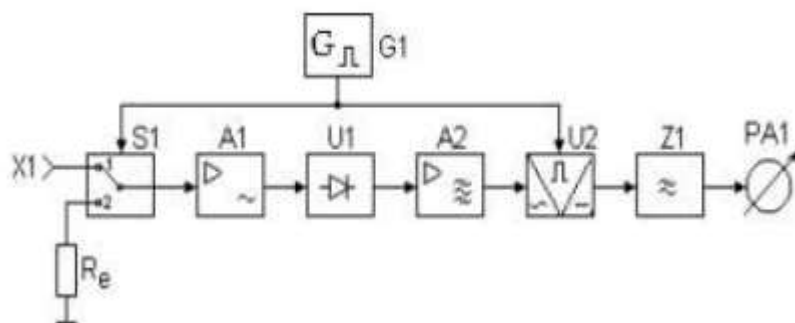


Рисунок 1.1 - Широкополосна модуляційна РС прямого перетворення.

Коливання прямокутної напруги, що включає в себе функцію перемикавання, можна описати як суму двох складових: $F_1(t)$ та $F_2(t)$, 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.

Коли комутатор S_1 перемикається в положення 2, сигнал $u_0(t)$ відключається, але власні шуми $u_w(t)$ продовжують діяти на вході квадратичного детектора. Отже, протягом періоду перемикавання $T_K = 2\pi/\Omega$, на вході квадратичного детектора послідовно діють два сигнали:

$$\begin{cases} u_1(t) = u_0(t) + u_w(t); \\ u_2(t) = u_w(t); \end{cases} \quad \begin{matrix} 0 < t < \frac{2\pi}{\Omega}; & \frac{\pi}{\Omega} < t < \frac{2\pi}{\Omega}. \end{matrix} \quad (1.5)$$

У результаті переключень на вході комутатора S_1 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 U_1 . З огляду на те, що характеристика квадратичного детектора має вигляд $u_3 = a u_2^2$, 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 виявлення температурних аномалій в організмі людини

Під час розробки радіотермометра ключовими викликами є: забезпечення високої чутливості і точності приладів, вирівнювання характеристик входних антен з об'єктами, що досліджуються, і забезпечення потрібної глибини проникнення хвиль тощо. Для подолання цих викликів запропоновано використовувати НВЧ-радіометри модуляційного, компенсаційного та кореляційного типів.

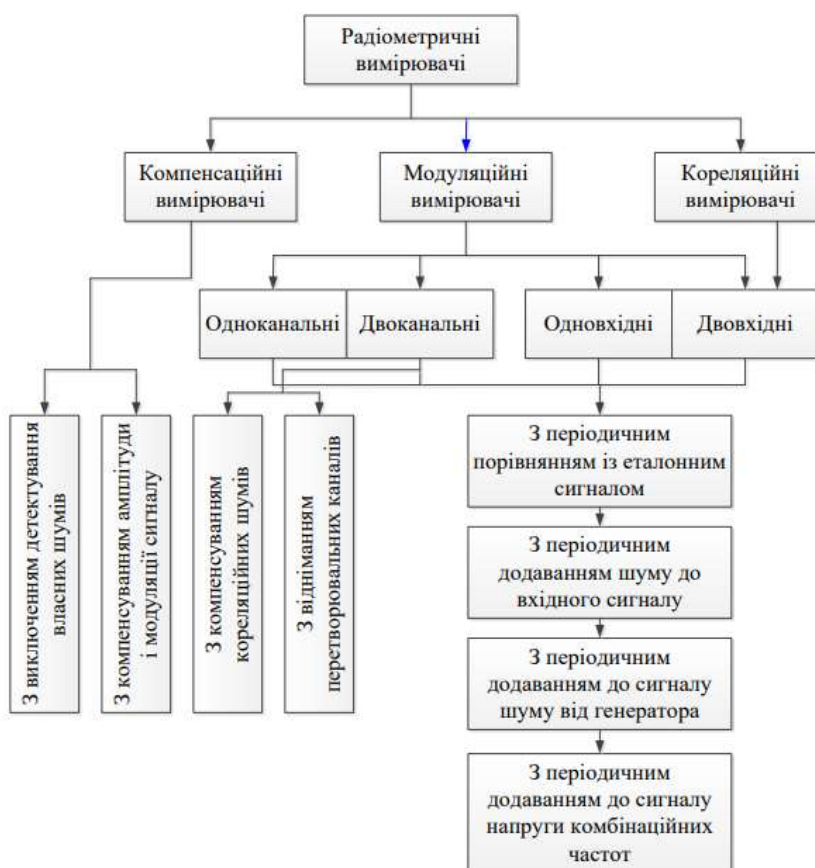


Рисунок 1.2 - Типи радіометричних вимірювачів

На цей момент, у сфері радіометрії велика увага приділяється використанню радіометричних методів для дослідження об'єктів у медицині та біології. Прилади, що використовуються для цих вимірів, здатні реєструвати дуже слабкі сигнали, інтенсивність яких зазвичай розташовується в діапазоні від 10^{-22} до 10^{-19} Вт/Гц·см². Ці сигнали, як правило, майже або повністю рівні за рівнем власним шумам вимірювального каналу. Більшість радіометричних систем використовують

дистанційний метод вимірювання енергетичних параметрів. Серед цих методів є пасивні, які лише отримують електромагнітне випромінювання, та активні, які генерують та отримують випромінювання, відбите об'єктом. Активні експерименти вимагають використання штучних джерел електромагнітних хвиль певної частоти, що можуть застосовуватися у будь-який час і сезон. У випадку радіометрії в умовах польоту, потрібні технічні засоби для генерації відповідних електромагнітних хвиль, які відповідають властивостям об'єкта дослідження. Серед активних методів вимірювання є скаттерометрія, радіолокаційна зйомка та доплеровська радіолокація. Пасивні методи включають радіотеплолокацію та радіоастрономію. У медицині радіометричні системи використовуються для вимірювання власного електромагнітного випромінювання біологічних об'єктів. Існують теплове та нетеплове випромінювання, які характеризуються енергією коливань атомів та молекул та залежать від температури органів та тканин. Інтенсивність електромагнітного випромінювання залежить від структури, стану, температури, частоти та інших характеристик досліджуваних тканин. З точки зору квантової медицини, клітини мають когерентне електромагнітне поле, обумовлене резонансним характером їхніх коливань, що свідчить про можливість використання їх як джерел електромагнітних хвиль.

Інтенсивність нетеплового випромінювання є меншою порівняно з тепловим. Для кількісного визначення інтенсивності випромінювання вводять спеціальний коефіцієнт, для якого досліджуваний об'єкт ідеалізують як абсолютно чорне тіло. Ідеалізація у формі абсолютно чорного тіла дозволяє розглядати об'єкт як модель, яка має температуру схожу на ту, що у живого організму, і метаболізм, що виникає внаслідок хімічних реакцій. Нетеплове випромінювання біологічних об'єктів характеризується ймовірнісним характером руху носіїв заряду. Для теплового випромінювання спектральна щільність абсолютно чорного тіла розраховується за формулою, яку запропонував Макс Планк.

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

Когерентність електромагнітного поля тісно залежить від відстані до об'єкту вимірювання. Якщо відстань збільшується, когерентність зникає, і випромінювання

стає квазішумовим з широким енергетичним спектром, що накладається на радіотеплове. Застосування радіометричних систем може бути корисним у мікрохвильовій резонансній томографії (МРТ). Спектр випромінювання стає суцільним через перекриття сусідніх ліній, що пояснюється "ієрархією дисипативних систем", що розширює спектральні лінії, а перекриття створює ефект суцільного спектру. Використання низькоінтенсивного випромінювання важливе для лікування захворювань, оскільки радіометрична апаратура імітує власні керуючі сигнали організму, що покращує характеристики імунної системи. Пасивне вимірювання електромагнітних хвиль дозволяє виявляти температурні аномалії та неоднорідності між здоровими та хворими тканинами, що допомагає виявляти пухлини. Цей метод безпечний, оскільки не вимагає опромінення або хірургічного втручання, і використовує спеціальні аплікатори для вимірювання власного електромагнітного випромінювання людини, зменшуючи вплив відбиття хвиль. Радіометри, які використовуються у цьому методі, називаються радіотермометрами.

Для виявлення температурних аномалій у тканинах людини потрібна спеціальна технічна апаратура, яка має вирішувати кілька складних завдань. Основні з них включають: - забезпечення високої чутливості пристрою; - налагодження аплікаційної антени; - досягнення необхідної глибини проникнення; - забезпечення необхідної роздільної здатності; - гарантія вимірювання абсолютних значень температур з похибкою не гірше $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$. В медичній практиці радіометрія довела свою ефективність у виявленні пухлин, оскільки ці пухлини мають відмінний енергетичний спектр у мікрохвильовому діапазоні. Також було встановлено пряму залежність між швидкістю росту пухлини та електромагнітним випромінюванням.

2 РОЗРОБКА АПАРАТУРИ ДЛЯ ГЛИБИННОГО ДІАГНОСТУВАННЯ ТЕМПЕРАТУРНИХ АНОМАЛІЙ В ОРГАНІЗМІ ЛЮДИНИ

2.1 Особливості вимірювання температури як однієї з характеристик фізичних тіл та біологічних об'єктів

Температура, як важлива фізична величина, не може бути безпосередньо вимірювана, але може бути оцінена через залежність від інших, прямим чином вимірюваних параметрів. Зазвичай для цього використовують термометричні тіла, що контактують з об'єктом. Однак такий метод дозволяє виміряти тільки температуру поверхні. При цьому необхідно забезпечити тепловий контакт між досліджуваним тілом і термометром. Враховуючи температуру навколишнього середовища, мінімальна похибка вимірювання досягається, коли всі три температури рівні між собою. У медичних дослідках важливо виміряти температуру внутрішнього середовища організму або глибинні шари тканин. Розглянемо переваги та недоліки різних методів вимірювання температури у глибинних шарах біологічних об'єктів.

В експериментальній медицині та онкології використовуються інвазивні методи для вимірювання глибинних температур. Ці методи є найточнішими у вимірі нагрівання новоутворень при гіпертермії, оскільки неправильне нагрівання може призвести до некрозу чи недостатнього ефекту. Для цього застосовують порожнисті або голкові катетери з мініатюрними датчиками температури. Інвазивні датчики з мініатюрними термопарами є поширеними через їхню лінійність, доступність і простоту. Проте вони можуть мати низьку чутливість і вимагають стабільної температурної опори. Також їхня дія може бути спотворена електромагнітними полями. Інший метод - використання терморезисторів на кінці голки або катетера. Цей метод дозволяє вимірювати теплопровідність тканин і зменшує вплив електромагнітних полів. Розробка волоконної оптики дозволяє використовувати її для вимірювання внутрішньої температури, а метод, що базується на фотолюмінесценції, є дуже перспективним.

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

Де τ – постійна часу згасання; S_0 – початкова інтенсивність світіння.

Тривалість вимірювання температури визначається тепловим станом місця, яке досліджується за допомогою зондування. Цей метод полягає в наступному: на кінець оптичного волокна наносять люмінофор, яке вводиться в біологічний об'єкт. За допомогою короткого світлового імпульсу, який створюється лампаспалашем, стимулюється світіння люмінофора. Після цього світловий детектор реєструє світловий сигнал, а напруга на його виході спадає експоненційно. Вимірюючи постійний час загасання, можна визначити температуру. Цей метод є досить точним, оскільки він уникне впливу металевих провідників на електромагнітне поле в гіпертермії. Однак недоліком інвазивних методів вимірювання температури глибинних шарів є болючість процедури, необхідність дотримання стерильності та можливість поширення метастазів при видаленні катетера з ракової пухлини.

Основою для неінвазивних методів вимірювання температури є властивість всіх фізичних об'єктів випромінювати електромагнітне випромінювання у широкому спектрі частот. Інтенсивність цього випромінювання від тіла, яке нагріте до температури T і є абсолютно чорним, може бути обчислена за допомогою закону 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:

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

Діапазон частот понад 1 ГГц відповідає першому випадку, де потужність випромінювання виражається формулою (2.3). Шляхом вимірювання потужності теплового випромінювання в радіодіапазоні можна визначити ярісну температуру тіла, а отже, і теплофізичну температуру. Максимум випромінювання для температур

людського організму знаходиться в інфрачервоному діапазоні довжин хвиль. Інфрачервона термографія (теплове зображення) забезпечує "картографічне" представлення поверхневої температури тіла, яка може бути слабко або не пов'язана з температурою внутрішніх органів. Для медичної діагностики більш перспективним є метод радіотермометрії. Сучасна радіотехнічна апаратура здатна реєструвати низькі рівні потужності у широкому діапазоні частот (109 - 1010). Однак визначення фізичної температури нагрітого тіла через його радіовипромінювання є простою задачею лише в ідеальних умовах, коли тіло знаходиться у вільному просторі або в середовищі без власного теплового випромінювання. У реальності ситуація ускладнюється тим, що нагріте тіло, у нашому випадку, якщо його температура перевищує температуру оточуючого середовища, може мати локальні температурні аномалії, що дозволяє вимірювати ці перевищення. Перші спроби вимірювання температури внутрішніх тканин (пухлин молочної залози) за їх власним тепловим випромінюванням в мікрохвильовому діапазоні ($0,5 \div 3$ ГГц) виявилися успішними, оскільки тканини тіла є відносно прозорими для цього діапазону довжин хвиль. Температури різних органів і частин людського тіла зазвичай коливаються в інтервалі від 32 до 40 ° С, а будь-які зміни у цьому інтервалі укладаються в інтервал $\pm(2-3)$ ° С. Отже, для успішного використання методу радіотермометрії необхідна точність вимірювання $\pm 0,2$ ° С. Завдання полягає в тому, щоб зафіксувати всі радіовипромінювання, що виходить з середини тіла.

Це можна виконати, наприклад, вставивши антену під шкіру. Однак той же результат можна отримати без інвазивних втручань, просто приклавши до шкіри діелектрик з антеною всередині, який має таку ж саму діелектричну постійну, що і тіло. У цьому випадку антена має реєструвати випромінювання на хвилі, яка коротша у декілька разів, ніж у повітрі. При цьому розмір антени скорочується в декілька разів. Отже, максимальні розміри поверхні шкіри, під якою вимірюється температура, для хвилі з частотою 1 ГГц становлять всього 2-4 см (звичайно, антена-зонд має такий же розмір, як і довжина хвилі, що приймається в м'язовій тканині). Таким чином, радіотермометр вимірює середню температуру тіла в обсязі циліндра з підставою, рівним площі антени, і висотою приблизно половини довжини хвилі в ній, тобто рівній глибині проникнення.

2.2 Спосіб і радіометр підвищеної точності для вимірювання потужності електромагнітного випромінювання людини і біологічних об'єктів

Для живих організмів з клітковою структурою характерне електромагнітне випромінювання від мембран клітин, частоти яких резонують у високочастотному діапазоні (від 10^{10} до 10^{11} Гц). Під час коливань зарядів мембран вони стають джерелами електромагнітних хвиль у міліметровому діапазоні (30-300 ГГц). Це призводить до утворення когерентного поля всередині організму, яке підтримується електромагнітною активністю кожної клітини. Потужність випромінювання від біологічних об'єктів дуже мала (від 10^{-13} до 10^{-16} Вт) і значно менша за потужність власних шумів вимірювального обладнання. Нашою метою було розробити метод вимірювання потужності електромагнітного випромінювання у високочастотному діапазоні, що дозволяв би компенсувати вплив як шумів антени, так і шумів самого радіометра на прийнятий сигнал, що підвищило б точність вимірювання потужності слабких електромагнітних випромінювань порівняно з потужністю шумів вимірювального обладнання. На рисунку 2.1 показана схема вимірювання потужності електромагнітного випромінювання у високочастотному діапазоні. Метод вимірювання полягає в направленні рупорної антени 1 мм-діапазону на джерело випромінювання, вимірюючи потужність, яка співпадає або менше за потужність шумів самої антени. Дисперсію вихідного сигналу антени можна виразити у формі

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

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

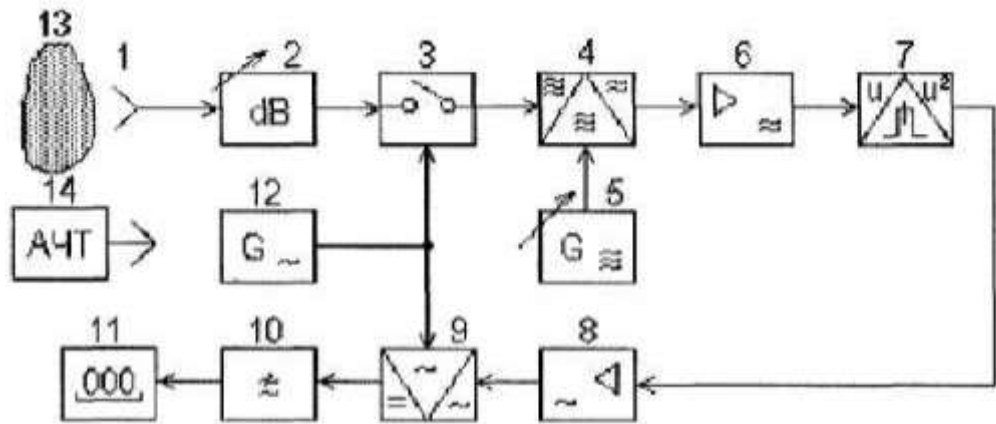


Рисунок 2.1 - Структурна схема вимірювання потужності електромагнітного випромінювання надзвичайно високих частот

Вихідний сигнал від антени 1 через змінний атенюатор 2 та ключ-модулятор 3 подається на один із входів балансного змішувача 4. На другий вхід впливає сигнал гетеродина 5, який перестроюється за частотою. При замкненому положенні ключа модулятора 3 дисперсія вхідного сигналу балансного змішувача 4 розраховується, враховуючи його вхідний шум.

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

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

Внаслідок змішування монохроматичного сигналу гетеродина з частотою ω_Γ і сумарного шумового сигналу з широким спектром утворюються два сигнали проміжної частоти ω_P . Спектральні компоненти цих сигналів з частотами $\omega_{C'}$ і $\omega_{C''}$ симетрично розташовані 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 підсилювача проміжної частоти потрапляють всі частотні компоненти сигналу, які були перетворені на частоту ω_P згідно зі спектральними характеристиками. Ці компоненти розташовані вздовж вісі частот, відхилені від частоти гетеродину на значення проміжної частоти ω_P , 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

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

Сигнали, які складають різницеву частоту, зазначену у рівнянні, збільшуються за допомогою підсилювача, який працює на проміжній частоті, і потім подаються на квадратичний детектор. Цей процес квадратичного перетворення компонентів спектра частот, ω_{ci}' і ω_{ci}'' , і їх усереднення за допомогою фільтра детектора призводить до формування напруги.

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

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 вході балансного модулятора 4 залежить від величини опору, на якому замкнений його вихід. При замкнутому ключі модулятора 3 вхід балансного змішувача 4 замкнений на низькоомний вихідний опір атенюатора 2. В розімкнутому 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

$$\overline{U_7} = \frac{2K_1S_2}{\Delta\omega_P} \int_0^{\Delta\omega_P} U_6^2(\omega_i) U_5^2 d\omega. \quad (2.13)$$

У модуляційному гетеродинному радіометрі ключ 3 відкривається і закривається періодично за допомогою напруги від генератора 12 низької частоти. Це спричиняє утворення послідовності відеоімпульсів на виході квадратичного детектора 7, кожен з яких має відповідну амплітуду. Ураховуючи різні дисперсії сигналів усередині, амплітуди відеоімпульсів набувають певної форми.

$$\overline{U_5} = 2K_1S_2S_3 [\alpha(S_1P_X + U_2^2) + U_{31}^2] U_5^2 \quad (2.14)$$

$$\overline{U_7} = (2K_1S_2S_3U_{31}^2) U_5^2 \quad (2.15)$$

де S_3 - чутливість квадратичного детектора.

Під час періодичної роботи ключа-модулятора 3, на виході квадратичного детектора 7 утворюється послідовність відеоімпульсів, що мають модульовані амплітуди. Вибірковий підсилювач 8 низької частоти, налаштований на частоту генератора 12, виокремлює та посилює напругу основної гармоніки цих відеоімпульсів.

$$U_8 = K_2 \frac{\overline{U_7} - \overline{U_5}}{2} \cos \cdot (\Omega t + \Phi), \quad (2.16)$$

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

Змінна напруга, яка була посилена (2.16), перетворюється на постійну за допомогою синхронного детектора 9, який синхронізується з напругою частоти Ω від генератора 12 низької частоти. Після випрямлення, напруга, яка враховує вирази (2.14) і (2.15),

$$U_9 = K_1S_2S_3K_2K_3 \left[\overline{U_{32}^2} - \overline{U_{31}^2} - \alpha(\overline{U_{31}^2} + S_1P_X) \right] U_5^2, \quad (2.17)$$

де K_3 – коефіцієнт випрямлення синхронного детектора

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

$$U_{10} = S_0 \left[\overline{U_{32}^2} - \overline{U_{31}^2} - \alpha(\overline{U_{31}^2} + S_1P_X) \right] U_5^2 \quad (2.18)$$

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 чого антена 1 налаштовується на джерело зразкового випромінювання 14. Цим джерелом є випромінювання абсолютно чорного тіла в певному температурному діапазоні. Показання модуляційного радіометра в цьому випадку вказує на

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:

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

Після використання значення дисперсії шумів антени (22) у формулі (2.26), ми отримаємо кінцеве значення потужності, яке буде виміряно під час проведення експериментального вимірювання.

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

Значення потужності випромінювання абсолютно чорного тіла P_0 можна легко визначити, розрахувавши його на основі відомої температури випромінюючого тіла T_0 .

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

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

Отриманий вираз (2.27) показує, що результат вимірювання потужності випромінювання не піддається впливу шумів антени (U_2^2), шумів радіометра (U_{31}^2, U_{32}^2), нестабільності параметрів радіометра ($K_1, K_2, K_3, K_4, S_2, S_3$), непостійності чутливості антени (S_1) та змін потужності гетеродину просто (U_5^2). Похибка вимірювання залежить лише від похибки градуювання атенюатора, яка для вимірювальних атенюаторів НЗВЧ-діапазону не перевищує $\pm 0,1$ дБ.

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

3.1 Розробка структурної схеми та НВЧ-модулів радіометричного діагностичного приладу

Схема діагностичного приладу включає в себе високочутливий радіометричний приймач типу гетеродина з модуляцією. Робоча частота приладу може коливатися в межах $1 \pm 0,1$ ГГц, щоб дозволити зондування м'яких тканин на глибині 40-60 мм. Додатково передбачається можливість перенастроювання частоти гетеродина для придушення частотних компонентів мобільного зв'язку, які можуть знаходитися в смузі пропускання приймального каналу приладу. Електрична схема приладу представлена на рисунку 3.1.

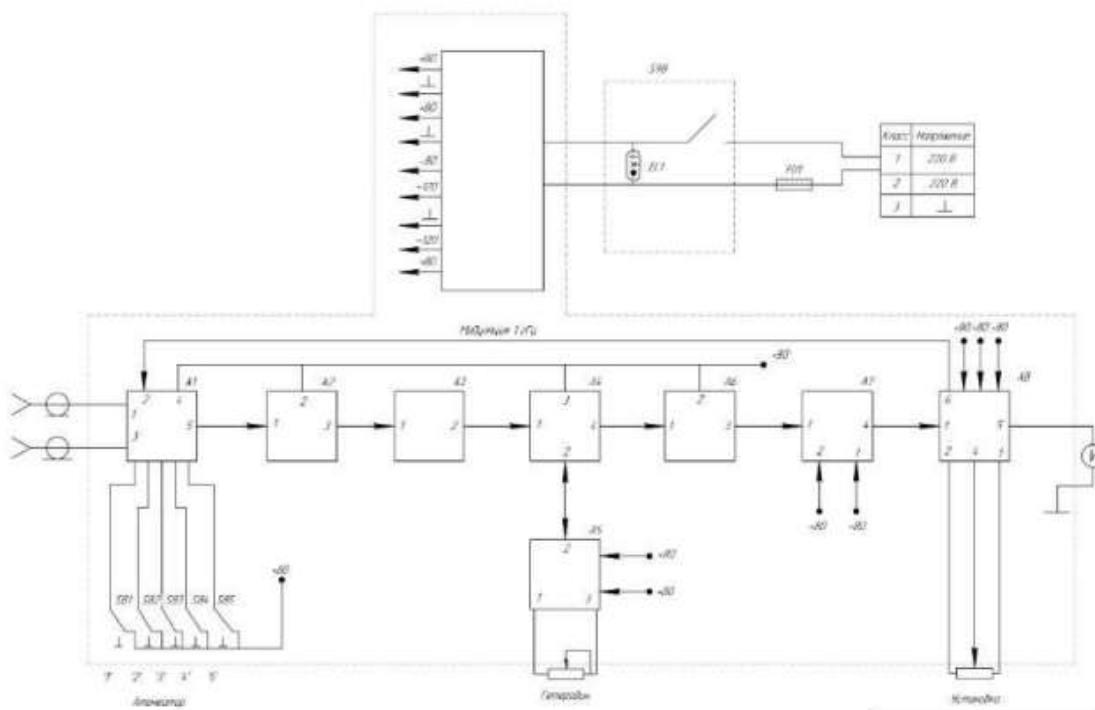


Рисунок 3.1 - Принципова електрична схема радіометричного
діагностичного приладу

Радіометр збудований у вигляді окремих модулів, кожен з яких виконує певну функцію. Усі ці модулі мають герметичні корпуси, а їхні схеми реалізовані у вигляді гібридно-інтегральних зборок. Активні і пасивні елементи використовуються з комплектуючих планарного монтажу, придбаних у закордонних фірм. Внутрішні НВЧ вузли з'єднуються за допомогою жорстких коаксіальних кабелів.

При роботі в режимі одиночного сканування антена Х1 контактного типу наводиться на ділянку шкіри, де потрібно виміряти температурні поля. Прилад реєструє абсолютне значення потужності еквівалентної глибинного температурного поля в точці вимірювання. Переміщенням антени встановлюються межі температурних аномалій та розподіл температури.

Трансформація сигналів у радіометричному каналі відбувається аналогічно модуляційному радіометру з перетворенням вхідної частоти. Також радіометричний діагностичний прилад передбачає порівняльні вимірювання температур внутрішніх органів та тканин пацієнта. Для цього підключаються дві антени контактного типу, які розміщуються на симетричних точках тіла. Якщо відома локалізація хворого органу, то одна з антен розміщується на здоровому органі, а інша на хворому. Прилад вимірює різницю температур між цими точками. Відсутність сигналу на виході радіометра підтверджує відсутність температурних аномалій або запального процесу.

3.2 Комутатор і цифровий атенюатор

Перемикач та цифровий атенюатор виготовлені на одній діелектричній платі RO4003 ($\epsilon = 3.38$, $h = 0.5$ мм, t = мікрметри) від фірми Rogers. Перемикач виконує функцію підключення сигналу з низькою частотою модуляції до входу приймача антени або до опорного джерела шуму, яке може бути узгодженим навантаженням. У комутаторі в якості керованих елементів використовуються височастотні р-п діоди, що характеризуються наступними параметрами:

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

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

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

$$\text{Глибина модуляції } 60 \text{ дБ.}$$

Модулювання комутатора відбувається за допомогою імпульсів, що мають частоту 1 кГц і амплітуду ± 5 В, надходять від генератора синхронного детектора (малюнок 1). При подачі імпульсу +5 В на вхід 2 комутатора, діоди VD2 та VD4 відкриваються, а діоди VD1 та VD3 закриваються, що дозволяє прямому проходу від "Вх.2" до "Вих." без збитків в менше ніж 0.7 дБ та розв'язку від "Вх.1" до "Вих." більше 70 дБ. Розроблений комутатор характеризується високою швидкістю, низьким споживанням енергії, малими розмірами та масою, довговічністю і надійністю [17].

Цифровий керований атенюатор виконує дві основні функції: захист від перевантаження сигналом або завадою великої амплітуди та регулювання коефіцієнта передачі приймального тракту радіометричного діагностичного приладу. Він здатен забезпечувати регулювання коефіцієнта передачі в діапазоні 30 дБ з кроком 1 дБ за допомогою п'ятиразрядного коду. Це дозволяє вибирати оптимальний коефіцієнт передачі для приймального тракту радіометричного приладу. Для цього використовується мікросхема HMC273MS19G (DA1) від фірми Hitatt, яка є серійно випускається. Керування коефіцієнтом передачі тракту радіометра здійснюється шляхом перемикання шини XP1 цифрового атенюатора на логічний "0" або "1" за допомогою перемикачів SB1-SB2, які розташовані на передній панелі радіометричного приладу.

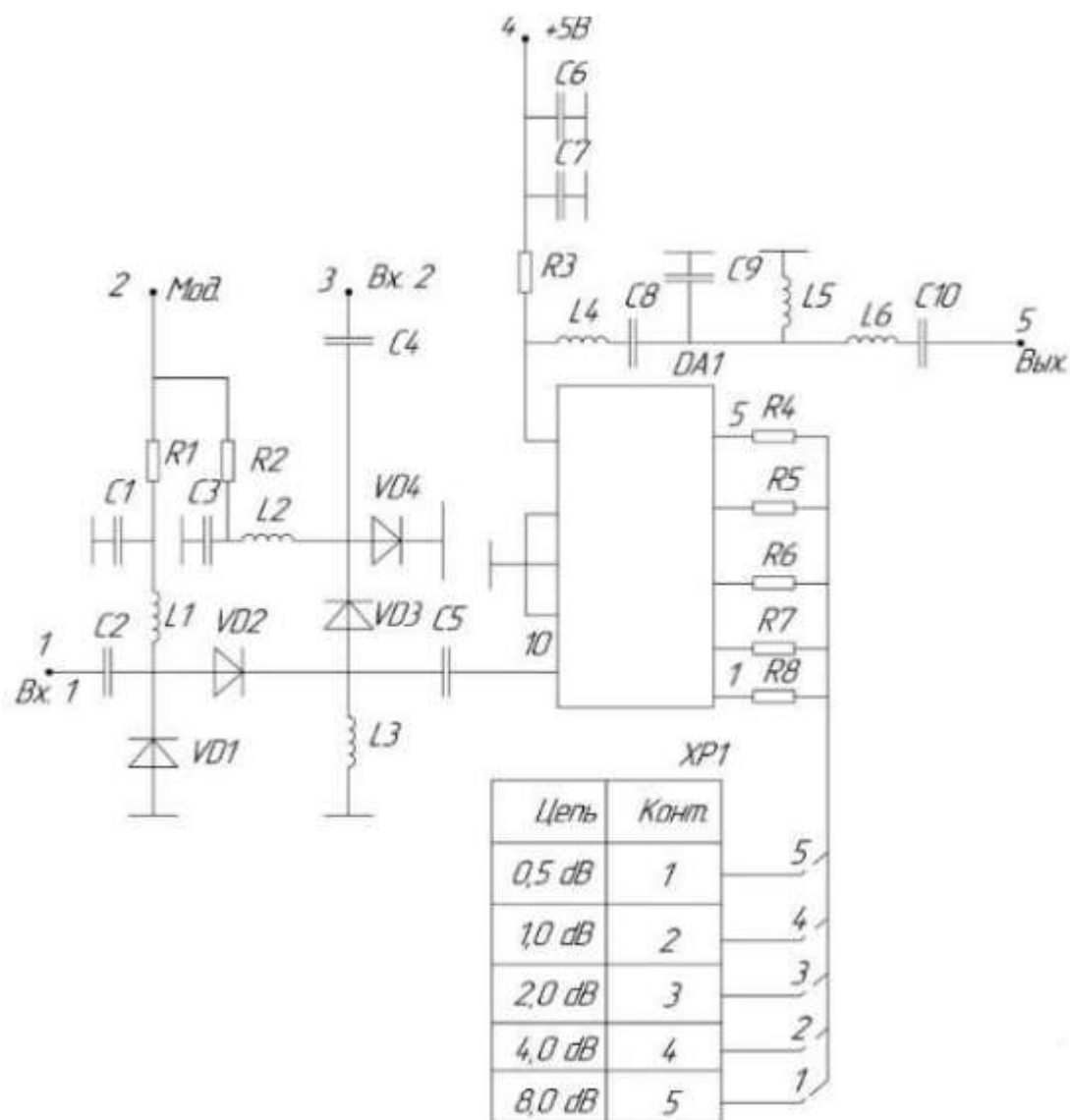


Рисунок 3.2 - Принципова електрична схема комутатора каналів і атенюатора

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 початку цифрового атенюатора розміщений трьохланцюговий пасивний смуговий фільтр Чебишева, складений з високостабільних SMD індуктивностей (L1-L3) та конденсаторів (C3-C5) від фірми Epcos. Цей фільтр забезпечує прямі втрати, що не перевищують 1,5 дБ у смузі пропускання. Його основна функція полягає в додатковому приглушенні частотних компонент мережі мобільного зв'язку.

3.3 Малошумливий підсилювач.

Малошумний підсилювач (МШП) використовується для посилення слабких НВЧ-сигналів, які надходять на його вхід. Основне завдання МШП - забезпечити необхідне співвідношення сигнал-шум радіометричної діагностичної системи. Крім малих власних шумів, підсилювач повинен мати достатнє підсилення, щоб зменшити вплив шумів наступних модулів (фільтрів, змішувачів і т. д.) на чутливість радіометра. Підсилювач складається з двох каскадів. Перший каскад підсилювача зібраний на полевому транзисторі VT1 за схемою з загальним витоком. При виборі типу транзистора враховувалися розрахункові формули, що дозволяють визначити оптимальне співвідношення підсилення і ширини смуги для транзисторних підсилювачів. Транзистор ATF 34143 (VT1) фірми AT був вибраний на основі аналізу його характеристик. У другому каскаді підсилювача використовується мікросхема MGA82563 (DA1) фірми AT. За допомогою резистора R1 здійснюється вибір робочої точки транзистора VT1. Обидва каскади підсилювача узгоджуються за допомогою трансформаторів і відрізків мікросмугових ліній на діелектричній платі RO4003. В результаті цих заходів отримано динамічний діапазон підсилювача більше 100 дБ.

Використання однакових за параметрами високочастотних індуктивностей (L1, L2, L3) і стабільних конденсаторів (C1, C6, C10) від фірми Epcos дозволило забезпечити високу стабільність і ідентичність НВЧ параметрів та зменшити нелінійні спотворення підсилювача. Резистори R2 і R5 використовуються для налаштування необхідної напруги на стоці транзистора VT1 і мікросхеми DA1 при настроюванні підсилювача. НВЧ плата припаюється до металевої основи, на яку монтуються транзистор, мікросхема і SMD елементи (резистори, конденсатори, індуктивності). МШП представляє собою завершений виріб з функціональною і конструктивною готовністю. Він розміщується у радіогерметичному відсіку, а введення та виведення НВЧ потужності здійснюється через полосково-коаксіальні переходи. Підсилювач ПЧ може працювати в широкому діапазоні температур, від мінус 40 до плюс 50 градусів Цельсія.

Електричні шуми МШП приведені в таблиці 3.1

Таблиця 3.1 Електричні шуми МШП

№	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 створює додатковий сигнал, що потрібний для зміни частоти. Основні вимоги до нього включають:

- Забезпечення правильної робочої частоти та можливості зміни її в заданому діапазоні.
- Стабільність частоти генерувальних коливань.
- Підтримання необхідної амплітуди.
- Мінімізація рівня гармонік у вихідному сигналі.

Якщо частота не залишається стабільною під час вимірювань, може бути втрачено до 50% ширини смуги частоти вхідного сигналу. Фазовий шум генеруючого сигналу має велике значення, особливо у високочутливих приймачів, де він може погіршити вибірковість по сусідньому каналу та знизити чутливість. У цьому приладі використовується генератор, що керується напругою (VCO190-1150T) від фірми Sirenza.

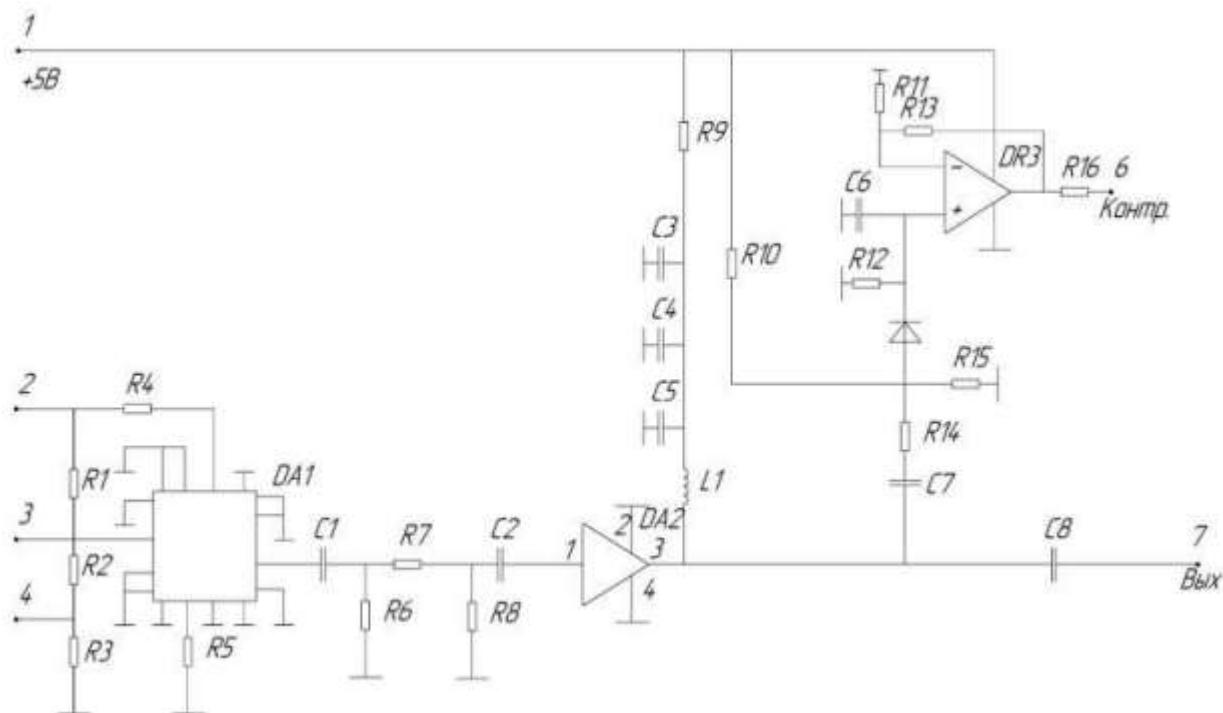


Рисунок 3.3 - Принципова електрична схема гетеродина

Мікросхема DA1 (ГКН) забезпечує необхідну стабільність під час роботи та має низький рівень фазових шумів (при відліку на 10 кГц рівень фазових шумів становить – 102 дБ/Гц, а на 100кГц – 122 дБ/Гц). Вихідна потужність мікросхеми VCO190-1150Т становить 1мВт. Діапазон робочих частот цієї мікросхеми складає 840-1400 мГц.

На мікросхемі DA1 та SMD елементах L1, C3-C5 зібрано однокаскадний підсилювач, який разом з атенюатором (резистори R6-R8) забезпечує необхідний рівень вихідної потужності гетеродина. Частина цієї потужності через конденсатор C7 та резистор R14 надходить на детектор, що зібраний на діоді VD1 та SMD елементах R12, C6. Мікросхема DA1 підсилює сигнал, який приходить з детектора, і забезпечує рівень, сумісний з рівнями ТТЛ логіки у випадку наявності потужності на виході гетеродина.

Управління перебудовою частоти гетеродина здійснюється змінним резистором, розміщеним на передній панелі радіометричного діагностичного приладу.

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
3	Рівень придушення паразитних спектральних складових у смузі частот $F \pm 100$ мГц, дБ, не менш	40

У кінцевому висновку ми демонструємо структурну схему радіотермометра (рисунок 3.4).

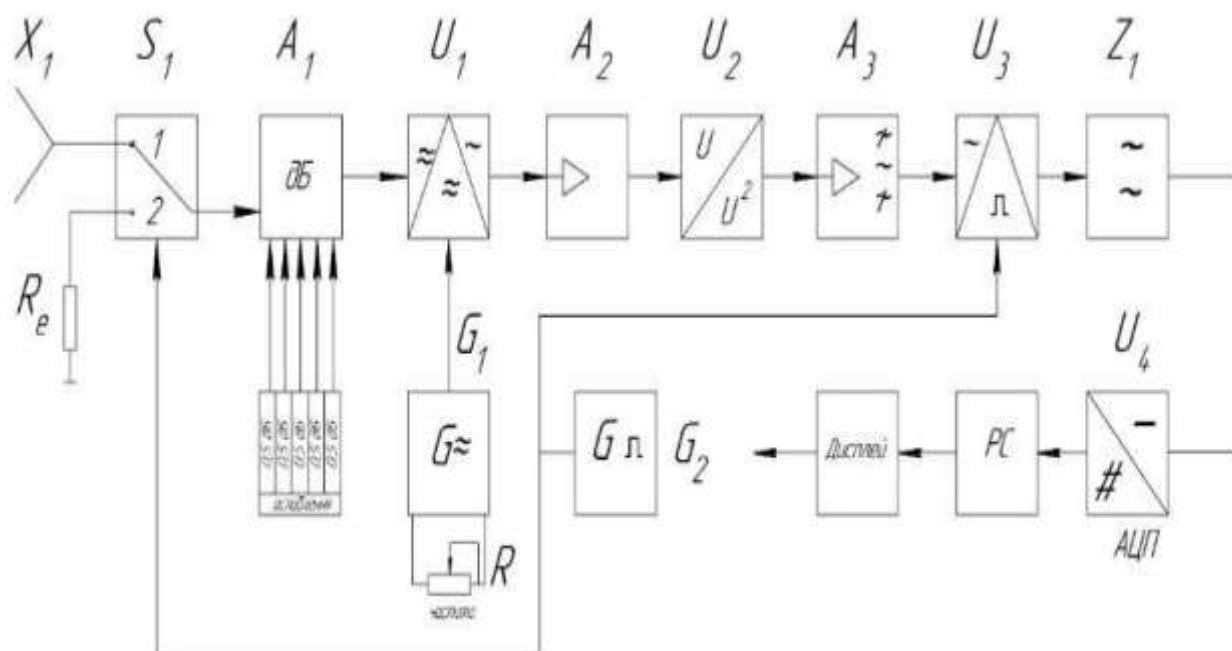


Рисунок 3.4 - Структурна схема радіотермометра

4 ОХОРОНА ПРАЦІ

Безпека під час експлуатації медичного обладнання: Робота з медичними приладами і обладнанням може включати ризики, пов'язані з електрикою, високим тиском, радіацією тощо. Професійна підготовка та дотримання правил безпеки є важливими для запобігання травм та нещасних випадків. Взаємодія з хімічними речовинами: Біомедичні інженери можуть мати контакт з хімічними речовинами під час роботи з медичними матеріалами та препаратами. Належне використання та зберігання цих речовин, а також заходи безпеки допомагають уникнути отруєння та інших проблем зі здоров'ям. Ергономіка робочого середовища: Врахування ергономічних принципів при проектуванні та організації робочого місця допомагає уникнути травм та стресу, пов'язаного з неправильною позицією тіла під час роботи. Організація медичних відходів: Правильна обробка, зберігання та видалення відходів, які виникають під час роботи з медичним обладнанням, має велике значення для запобігання забруднення навколишнього середовища та захворювань серед персоналу.

Небезпечні та шкідливі виробничі фактори можуть мати вплив на проектувальника радіометричної системи для визначення та вимірювання розподілу внутрішніх температурних полів в організмі людини наступні: підвищена чи понижена температура повітря робочої зони; недостатнє освітлення робочої зони; недостатність природного освітлення; підвищений рівень шуму на робочому місці; відсутність чи нестача природного світла; фізичні перевантаження (статичні); нервово - психічні перевантаження (перенапруга аналізаторів, емоційні навантаження).

Відповідно до визначених факторів формуємо рекомендації щодо безпечних умов праці під час проектування радіометричної системи для визначення та вимірювання розподілу внутрішніх температурних полів в організмі людини.

4.1. Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи

Місце праці проектувальника, що обладнане ПК, має бути так розташоване, щоб забезпечити оптимальні умови для праці та комфорт користувача. Рекомендується відстань не менше 1,5 м від вікон, щоб уникнути надмірного освітлення або блисків на екрані. Від інших стін відстань повинна бути не менше 1 м, щоб забезпечити вільний доступ до робочого місця. Також важливо, щоб відстань до інших користувачів була не менше 1,5 м для забезпечення приватності та незалежності під час роботи. Щодо розташування відносно вікон, важливо, щоб природне світло падало на робоче місце збоку, переважно зліва, щоб уникнути надмірного відблиску на екрані.

При розташуванні елементів робочого місця користувача ПК слід враховувати:

- робочу позу користувача;
- простір для розміщення користувача;
- можливість огляду елементів робочого місця;
- розміщення документації і матеріалів, які використовуються користувачем.

Для забезпечення точного та швидкого зчитування інформації в зоні найкращого бачення площина екрана монітора повинна бути перпендикулярною нормальній лінії зору. При цьому повинна бути передбачена можливість переміщення монітора навколо вертикальної осі в межах $\pm 30^\circ$ (справа наліво) та нахилу вперед до 85° і назад до 105° з фіксацією в цьому положенні.

Клавіатура повинна бути розташована так, щоб на ній було зручно працювати двома руками. Клавіатуру слід розміщати на поверхні столу на відстані 100...300 мм від краю. Кут нахилу клавіатури до столу повинен бути в межах від 5° до 15° , зап'ястя на долонях рук повинні розташовуватись горизонтально до площини столу.

Для запобігання світлових відблисків від екрана, клавіатури в напрямку очей користувача від освітлювачів загального призначення або сонячних променів необхідно застосовувати антивідблискові сітки, спеціальні фільтри, захисні козирки, на вікнах регульовані жалюзі.

Принтер повинен бути розміщений у зручному для користувача положенні, так,

що максимальна відстань від користувача до клавіш управління принтером не перевищувала довжину витягнутої руки користувача.

Конструкція робочого стола повинна забезпечувати можливість оптимального розміщення на робочій поверхні обладнання, що використовується, з врахуванням його кількості та конструктивних особливостей (розмір монітора, клавіатури, принтера, ПК та ін.) і документів, а також враховувати характер роботи, що виконується.

Згідно з вимог електробезпеки, під час проектування та експлуатації систем електропостачання для ПК необхідно дотримуватись вимог.

Під час проектування лінії живлення для комп'ютерів, периферійних пристроїв та обладнання для їх обслуговування, ремонту та налагодження, варто використовувати окрему групову трипровідну мережу, прокладаючи фазові, нульові робочі та нульові захисні провідники. Нульовий захисний провідник призначено для заземлення електричних пристроїв.

Категорія умов по небезпеці електротравматизму – без підвищеної небезпеки, у зв'язку з відсутністю факторів підвищеної та особливої небезпеки [12].

Для запобігання електротравмам у приміщенні здійснюються:

- 1) ізоляція нормально струмоведучих елементів електроустаткування відповідно з вимогами нормативів;
- 2) захисне заземлення із використанням природних заземлювачів;
- 3) систематичне проходження інструктажу з електробезпеки.

Вимоги безпеки перед початком роботи:

1. Перевірити надійність встановлення апаратури на робочому столі.
2. Перевірити загальний стан апаратури, справність проводки електромережі, з'єднувальних шнурів, штепсельних вилок та розеток, заземлення захисного екрана.
3. Відрегулювати освітленість робочого місця.
4. Відрегулювати і зафіксувати висоту стільця (крісла), зручний для користувача нахил його спинки.
5. Увімкнути апаратуру ПК вмикачами на корпусах в такій послідовності: стабілізатор (або блок безперервного живлення), монітор, системний блок, принтер (якщо передбачається друкування).

6. Відрегулювати яскравість світіння екрану монітору, контрастність.

7. При появі несправностей комп'ютерної техніки повідомити керівника.

4.2. Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії

4.2.1 Мікроклімат

За енерговитратами проектування радіометричної системи для визначення та вимірювання розподілу внутрішніх температурних полів в організмі людини згідно Гігієнічної класифікація праці [12] відноситься до категорії I б. Нормовані значення параметрів мікроклімату для цієї категорії наведені в табл. 4.2.1

Таблиця 4.2.1 - Нормовані параметри мікроклімату в робочій зоні

Період року	Категорія робіт	Допустимі		
		t, °C	W, %	V, м/с
Теплий	Легка I б	22-28	40-60	0,1-0,3
Холодний		20-24	75	0,2

Для забезпечення необхідних за нормативами параметрів мікроклімату здійснюються такі заходи:

1. Температура в приміщенні в холодний період року підтримується за допомогою системи центрального опалення.
2. Використовується передбачається припливна вентиляційна система.
3. Здійснюється систематичне вологе прибирання.

4.2.2. Склад повітря робочої зони

Забруднення повітря робочої зони регламентується граничнодопустимими концентраціями (ГДК) в мг/м³ [11]. ГДК шкідливих речовин, які знаходяться в досліджуваному приміщенні, наведені в таблиці 4.2.2.

Таблиця 4.2.2 – ГДК шкідливих речовин у повітрі

Назва речовини	ГДК, мг/м ³	Клас небезпечності
	Максимально разова	
	Середньо добова	

Пил нетоксичний	0,5	0,15	4
Озон	0,16	0,03	1

Для забезпечення складу повітря робочої зони під час проектування приладу моніторингу серцевих скорочень слід використовувати механічну вентиляцію та забезпечити регулярне прибирання.

4.2.3 Виробниче освітлення

Природне освітлення повинно бути боковим, бажано одностороннім. Для уникнення засліплюючої дії сонячних променів найкраще, коли світлові отвори (вікна) зорієнтовані на північ чи північний схід. Коефіцієнт природної освітленості (КПО) повинен бути не нижче 1,5%.

У приміщенні, де проводиться проектування радіометричної системи для визначення та вимірювання розподілу внутрішніх температурних полів в організмі людини використовується штучне та природне освітлення. Норми освітленості при штучному освітленні та КПО (для III пояса світлового клімату) при природному та сумісному освітленні зазначені у таблиці 4.2.3:

Таблиця 4.2.3 - Норми освітленості в приміщенні

Характеристика зорової роботи	Найменший розмір об'єкта розрізнення	Розряд зорової роботи	Підрозряд зорової роботи	Контраст об'єкта розрізнення з фоном	Характеристика фона	Освітленість, Лк		КПО, e_n , %			
						Штучне освітлення		Природне освітлення		Сумісне освітлення	
						Комбіноване	Загальне	Верхнє або верхнє	Бокове	Верхнє або верхнє	Бокове
Дуже високої точності	Від 0,15 до 0,3	II	г	великий	світлий	1000	300	7	2,5	4,2	1,5

Для забезпечення достатнього освітлення передбачені такі заходи:

- 1) Максимальне використання бічного природного освітлення.
- 2) Систематичне очищення скла від бруду – не рідше двох разів на рік.
- 3) Штучне освітлення в приміщенні забезпечується світильниками типу РСП08×250 (однолампові) з лампами ДРЛ-250.

4.2.4 Виробничий шум

У приміщеннях з ПК рівні звукового тиску, рівні звуку та еквівалентні рівні звуку на робочих місцях повинні відповідати вимогам ДСН 3.3.6.037-99 [10].

Рівні шуму на робочих місцях осіб, що працюють з ПК, визначені ДСанПіН 3.3.2-007-98 [20]. Допустимі значення звукового тиску під час проектування приладу моніторингу серцевих скорочень наведені в табл. 4.2.4.

Таблиця 4.2.4 - Рівень звукового тиску

Характер робіт	Допустимі рівні звукового тиску (дБ) в стандартизованих октавних смугах з								
	32	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000
Постійні робочі місця в промислових приміщеннях	107	95	87	82	78	75	73	71	69

Для зниження шуму в приміщенні, необхідно:

- безпосередньо біля джерел шуму використовувати звукопоглинаючі матеріали для покриття стелі, стін;
- для боротьби з вентиляційним шумом потрібно застосовувати мало шумові вентилятори.

4.2.6 Виробничі випромінювання

Рівні електромагнітного випромінювання та магнітних полів повинні відповідати вимогам. Рівні інфрачервоного випромінювання не повинні перевищувати граничних. Рівні ультрафіолетового випромінювання не повинні перевищувати допустимих [20].

Гранично допустима напруженість електростатичного поля на робочих місцях не повинна перевищувати рівнів [17].

Заходи щодо зменшення впливу на працівника електромагнітного випромінювання: оптимальна організація робочого місця, доцільне розміщення технологічного устаткування, дотримання гігієнічно-обґрунтованих режимів праці та відпочинку, зменшення часу перебування у зоні опромінення.

4.3. Пожежна безпека

Приміщення, де здійснюється проектування радіометричної системи для визначення та вимірювання розподілу внутрішніх температурних полів в організмі людини відноситься до категорії пожежної безпеки В (табл. 4.3.1).

Таблиця 4.3.1. Категорія приміщення за вибухопожежною і пожежною небезпекою

Категорія приміщення	Характеристика речовин і матеріалів, що знаходяться (обертаються) у приміщенні
В Пожежонебезпечна	Тверді горючі та важкогорючі речовини і матеріали, за умови, що приміщення, в яких вони знаходяться, не відносяться до категорій А, Б і питома пожежна навантага для твердих і рідких легкозаймистих та горючих речовин на окремих ділянках площею не менше 10 м ² кожна перевищує 180 МДж/м ² .

Конструкція будівлі, де розміщено приміщення, відноситься до II-го ступеня вогнестійкості (будівля з несучою конструкцією з природних матеріалів або штучного каменю, бетону або залізобетону з застосуванням листових і плиткових негорючих матеріалів).

Згідно з правилами улаштування електроустановок, приміщення відноситься до класу П-Па пожежної небезпеки (приміщенні, у якому знаходяться тверді горючі речовини та матеріали).

4.3.1. Технічні рішення системи запобігання пожежі

До причин, що можуть спричинити пожежу в приміщенні, відносяться:

- короткі замикання;
- перевантаження електромережі і перегріву струму несучих частин та з'єднань;
- порушення правил техніки безпеки.

При виникненні аварійних ситуацій відбувається різке виділення теплової енергії, яка може стати причиною виникнення пожежі.

Заходи щодо запобігання пожежі:

- систематична перевірка на справність струмоведучих частин обладнання;
- систематичне проведення протипожежного інструктажу;
- дотримання вимог пожежної безпеки на робочому місці.

4.3.2. Технічні рішення системи протипожежного захисту

У приміщенні можливе використання системи автоматичного пожежогасіння. Також потрібно використовувати установку порошкового пожежогасіння, що використовує у якості вогнегасної речовини спеціальний порошок, який є нетоксичним. Для подачі сигналів про пожежу у приміщенні встановлено пожежну сигналізацію.

Після закінчення роботи від усіх електроприладів, а також з мереж їх живлення повинна бути відключена напруга (за винятком протипожежних та охоронних установок). Електропроводи для підключення комп'ютерів, приладів повинні прокладатися по негорючих конструктивних елементах.

Згідно норм [18] на кожні 20 м² площі приміщення вказаних категорії та класу пожежовибухонебезпеки та можливих класів пожеж – А, В і Е розміщується один порошковий або вуглекислотний вогнегасник з масою заряду від 3 до 5 кг. Крім того на поверсі, де знаходиться приміщення слід забезпечити наявність двох порошкових вогнегасників з масою заряду 10 кг.

Тому в приміщенні буде розташовуватися два порошкових вогнегасники, які будуть розміщуватись в різних його кінцях, на висоті не більше 1,5 м від рівня підлоги до нижнього торця вогнегасника і на відстані від дверей, достатній для їх повного відчинення. Підходи до місця розташування вогнегасників мають бути завжди вільними. Для зазначення місцезнаходження вогнегасників буде встановлений вказівний знак. Знак розташовують на видних місцях на висоті 2,0 - 2,5 м від рівня підлоги.

ВИСНОВКИ

У ході виконання бакалаврської кваліфікаційної роботи було проведено огляд та аналіз наукових праць із теми досліджень, а також аналіз можливостей радіотермометричних вимірювань для вирішення задач медичної діагностики.

Виконано порівняльний аналіз методів і засобів реєстрації власного електромагнітного випромінювання. Також проведено аналіз особливостей побудови модуляційних радіометрів прямого підсилення.

Розроблено апаратуру для глибинного діагностування температурних аномалій в організмі людини. Розроблено структурну схему та НВЧ-модулі радіометричного діагностичного приладу.

Отже, пропонується удосконалений прилад для виявлення та ранньої діагностики глибинних електромагнітних і температурних аномалій в організмі людини, який дозволяє проводити вимірювання неінвазивно, виключаючи можливість пошкодження сусідніх органів та розповсюдження метастаз по організму. Діагностика приладом є безпечною. Габарити пристрою зменшені, насамперед, через відсутність потужного блоку живлення та зменшення металеві конструкції.

Використано модуляційний метод для перетворення сигналів і компенсації власних шумів вимірювального тракту, що забезпечує підвищення чутливості радіометричної системи до 10–15 Вт при середньому випромінюванні внутрішніх органів людини на рівні 10–13 ...10–14 Вт.

ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРИ

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. Н. А. Мельникова, тобто А. Шамрова, н. В. Громова. Основи медичних знань та здорового способу життя, 2007
3. Перепалов В.В. Модифікована схема нульового модуляційного методу вимірювання глибинної температури. Ст 60- 64.
4. 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.
5. 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
6. 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.
7. 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.
8. 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
9. 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.

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 Радіотехніка. Радіоапаратобудування. – 2015. – № 60. – с. 114-121.

11. 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.

12. НАКАЗ №248 від 8.04.2014 Про затвердження Державних санітарних норм та правил «Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу» URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z0472-14#Text>

13. ДСТУ OHSAS 18002:2015. Системи управління гігієною та безпекою праці. Основні принципи виконання вимог OHSAS 18001:2007 (OHSAS 18002:2008, IDT). К. : ГП «УкрНИУЦ», 2016. 21 с.

14. ДСНіПЗ.3.6.096-2002. Державні санітарні норми і правила при роботі з джерелами електромагнітних полів. URL: <http://zakon2.rada.gov.ua/laws/show/z0203-03>

15. НПАОП 40.1-1.32-01 Правила будови електроустановок. Електрообладнання спеціальних установок (Правила устройства электроустановок. Электрооборудование специальных установок). URL: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0272203-01#Text>

16. ДСТУ EN 62305:2012 Блискавкозахист (європейський стандарт IEC 62305:2010). URL: <https://tdsb.com.ua/ru/dstu-en-62305/>

17. ДСТУБ В.2.5-82:2016. Електробезпека в будівлях і спорудах. Вимоги до захисних заходів від ураження електричним струмом. К. : ДП «УкрНДНЦ», 2016. 109 с

18. Наказ Міністерства внутрішніх справ України «Про затвердження Правил експлуатації та типових норм належності вогнегасників». URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z0225-18#Text>.

19. ДБН В.1.1-7:2016 Пожежна безпека об'єктів будівництва. Загальні вимоги. URL: http://www.poliplast.ua/doc/dbn_v.1.1-7-2002.pdf
20. НПАОП 0.00-7.15-18 Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями. URL: http://sop.zp.ua/norm_праор_0_00-7_15-18_01_ua.php
21. ДСН 3.3.6.037-99 Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://document.ua/sanitarni-normi-virobnichogo-shumu-ultrazvuku-ta-infrazvuku-nor4878.html>
22. ДСН 3.3.6.042-99 Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://mozdocs.kiev.ua/view.php?id=1972>
23. Правила улаштування електроустановок - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://www.energiy.com.ua/PUE.html>

ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Радіометрична система для визначення та вимірювання розподілу внутрішніх температурних полів в організмі людини

Тип роботи: БКР

Підрозділ: кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Показники звіту подібності Unicheck

Оригінальність 76,9 %

Схожість 23,1 %

☒ 1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату.

☐ 2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри.

☐ 3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень.

Особа, відповідальна за перевірку



Штофель Д. Х.

Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unicheck щодо роботи.

Автор роботи

Керівник роботи



Гзоїм В. А.

Коваль Л. Г.