

Міністерство освіти і науки України

Харківський національний технічний університет
сільського господарства імені Петра Василенка

Гуцол Тарас Дмитрович

УДК 631.371

**ЕЛЕКТРОМАГНІТНІ МЕТОДИ ТА РАДІОМЕТРИЧНІ
СИСТЕМИ ДИСТАНЦІЙНОЇ ДІАГНОСТИКИ СТАНУ ТВАРИН**

Спеціальність 05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи

АВТОРЕФЕРАТ

дисертації на здобуття наукового ступеня
доктора технічних наук

Харків – 2019

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана у Подільському державному аграрно-технічному університеті Міністерства освіти і науки України, м. Кам'янець-Подільський.

Науковий консультант:

доктор технічних наук, професор Косуліна Наталія Геннадіївна, Харківський національний технічний університет сільського господарства імені Петра Василенка, завідувач кафедри біомедичної інженерії та теоретичної електротехніки.

Офіційні опоненти:

доктор технічних наук, професор Піротті Євген Леонідович, національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут», професор кафедри комп'ютерної математики та аналізу даних;

доктор технічних наук, професор Аврунін Олег Григорович, Харківський національний університет радіоелектроніки, завідувач кафедри біомедичної інженерії;

доктор технічних наук, професор Павлов Сергій Володимирович, Вінницький національний технічний університет, професор кафедри загальної фізики та фотоніки, проректор з наукової роботи.

Захист відбудеться «__» _____ 2019 р. о ____ годині на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 64.832.01 у Харківському національному технічному університеті сільського господарства імені Петра Василенка за адресою: 61002, Україна, м. Харків, вул. Алчевських, 44.

З дисертацією можна ознайомитися у бібліотеці Харківського національного технічного університету сільського господарства імені Петра Василенка за адресою: 61002, Україна, м. Харків, вул. Алчевських, 44.

Автореферат розісланий «__» _____ 2019 р.

Вчений секретар спеціалізованої
вченої ради

О. Д. Черенков

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. Промислове тваринництво висуває до ветеринарії ряд вимог до особливостей її функціонування при поточному виробництві з урахуванням біологічних, економічних і організаційних чинників. Так, систематичний контроль стану здоров'я тварин стає необхідною умовою оптимального функціонування тваринницьких комплексів, а його вдосконалення – однією з найважливіших задач ветеринарної науки і передової практики. Про важливість систематичного контролю стану тварин можна судити по коровам, які вражені маститом.

Наприклад, через несвоєчасне виявлення маститу втрачається до 15% річної молочної продукції, нерідко корови вибраковуються. Кількість таких корів в сухостійний період іноді досягає 45%. У зв'язку з цим, завдання практичної ветеринарії пов'язані з розробкою нових методів і засобів оперативної діагностики запальних захворювань і травм сільськогосподарських і домашніх тварин.

Такі нові методи дослідження тварин можуть бути засновані на прийомі і аналізі радіотеплового випромінювання тварин. Переваги термографічних методів аналізу стану тварин перед відомими (клінічна і рентгенологічна діагностика) полягають у відсутності хірургічного втручання, виключенні спеціальної підготовки тварин, відсутності больових відчуттів і будь-якого ризику, а також можливості повної автоматизації процесу дослідження. В даний час відомі макети і методики дистанційного дослідження випромінювань живих біологічних об'єктів в інфрачервоному (ІЧ) сантиметровому і дециметровому діапазонах довжин хвиль. В ІЧ діапазоні радіотеплове випромінювання виходить з глибини 10 мкм, і для проведення досліджень необхідна гладка, чиста, суха поверхня шкіри, для чого потрібна спеціальна попередня підготовка шкіри тварин, що є істотним недоліком в умовах проведення експериментальних досліджень в даному частотному діапазоні. Радіотеплове випромінювання сантиметрового і дециметрового діапазонів довжин хвиль хоча і має характерну глибину загасання в біологічних тканинах до декількох сантиметрів і дає можливість безінерційно відстежувати температуру в глибині тіла, проте через велику довжину хвиль не забезпечує необхідну роздільну здатність при вимірах з відкритого простору, а використання контактних антен-аплікаторів при

масовому поверхневому дослідженні сільськогосподарських тварин в природних умовах утримання неприйнятне через неминуче неузгодження імпедансів об'єкта і контактної антени, викликане наявністю волосяного покриву, частинок пилу і бруду між поверхнею шкіри і цією антеною.

З аналізу біофізичних і біохімічних процесів, що відбуваються в клітинах живого організму, виходить, що кінетика біологічних процесів відбувається в міліметровому діапазоні довжин хвиль і для нього виявляються прозорими ороговілі шари епідермісу, волосяний покрив, можливі частинки пилу і бруду на поверхні шкіри. Тому дослідження електромагнітного випромінювання (ЕМВ) сільськогосподарських тварин доцільно здійснювати в міліметровому діапазоні довжин хвиль. У той же час, проведений аналіз літературних джерел показує, що в них недостатньо вивчено питання створення моделей, здатних дати аналітичний опис процесів ЕМВ тканинами, кровоносними судинами і органами тварин, відсутня методологія визначення чисельних параметрів ЕМВ. Дослідження зі створення радіометричних приймачів для дистанційного вимірювання власного ЕМВ (температури) сільськогосподарських тварин показують, що вони не відповідають вимогам по точності, чутливості і перешкодозахищеності.

У світлі зазначеного видно актуальність теми дисертаційної роботи в якій вирішується проблема дослідження ЕМВ тканин, кровоносних судин, органів і радіометричної системи для дистанційного вимірювання стану тварин. Зі сказаного виходить доцільність проведення досліджень у зазначеному напрямку, що дозволить отримати пріоритетні для України результати в галузях науки і виробництва.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Тема дисертаційної роботи пов'язана з загальними Українськими науковими програмами: постановою Президента Національної академії наук України від 25.02.09 р. № 55 «Основні наукові напрямки, найважливіші проблеми фундаментальних досліджень у галузі природничих, технічних і гуманітарних наук на 2009 – 2013 роки»; постановою Кабінету Міністрів України від 08.09.2015 р. № 684 «Пріоритетні напрями розвитку науки и техніки на період до 2020 року»; постановою Кабінету Міністрів України від 23.08.2016 р. № 556 «Перелік пріоритетних напрямків наукових досліджень і науково-технічних розробок на період до 2020 року».

За планами НДР и ДКР Подільського державного університету були виконані наступні роботи: «Результати експериментального дослідження з впливу ЕМП КВЧ діапазону на біологічні об'єкти» номер ДР 0144U000372; «Методи, моделі і засоби автоматизованої оцінки патологічних змін в організмі тварин та птиці» номер ДР 0142U000686.

Мета і завдання дослідження. Метою дисертаційної роботи є вирішення теоретичних і експериментальних проблем з визначення параметрів ЕМВ органами тварин і створення радіометричного приймача для дистанційного вимірювання випромінювання з метою підвищення продуктивності в технологічних процесах аграрно-промислового виробництва, за рахунок своєчасного виявлення патологій і лікування хворих тварин, розрахунку умов утримання і раціону годівлі.

Сучасний стан питання, актуальність зазначених завдань визначають наступні основні напрямки, які потребують вирішення в зв'язку із зазначеною проблемою:

- провести аналіз математичної моделі плинну крові і встановити її зв'язок з фізіологічним станом тварин на основі випромінюваного плинном крові ЕМП;
- теоретично обґрунтувати структуру радіометричного приймача за критерієм статичної інваріантності до флуктуацій коефіцієнта посилення та вузькосмугової перешкоди;
- теоретично обґрунтувати адаптивний алгоритм пригнічення позасмугових перешкод в радіометричному приймачі;
- розробити та експериментально дослідити елементи і вузли радіометричного приймача;
- провести експериментальні дослідження з дистанційного виміру власного ЕМВ (температури) тварин радіометричним приймачем в залежності від умов утримання і хвороб.

Об'єкт дослідження. Процес визначення фізіологічного стану тварин з ЕМВ їх органів.

Предмет дослідження. Радіометрична система для дистанційного вимірювання ЕМВ органів тварин в міліметровому діапазоні довжин хвиль.

Методи дослідження. Для вирішення поставленої проблеми були використані методи теоретичної фізики, електродинаміки, радіоавтоматики, методи розв'язання диференціальних та інтегродиференціальних рівнянь; методи біофізики, методи лабораторних досліджень.

Наукова новизна отриманих результатів полягає в тому, що в даній роботі:

- вперше, на основі моделі плинину крові тварин, встановлено зв'язок з терморегуляторними процесами в їх організмі;

- вперше, на основі теоретичних досліджень, обґрунтовано вплив ЕМВ внутрішніх органів тварин на утворення тромбів в кровоносних судинах;

- вперше проведено аналітичне обґрунтування щодо визначення параметрів радіометричної системи для дослідження ЕМВ органів тварин;

- вперше розроблено математичний аналіз синтезу структурних схем радіометричної системи за критерієм статичної інваріантності до флуктуацій коефіцієнта посилення і дії вузькосмугової перешкоди;

- отримала подальший розвиток теорія оптимальної фільтрації, яка відрізняється від існуючої тим, що в ній використані Вінеровські підходи на фоні діючої вузькосмугової перешкоди і позасмугових перешкод;

- отримав подальший розвиток математичний аналіз ефективності роботи адаптивного компенсатора позасмугових перешкод, який відрізняється від існуючого тим, що враховує внутрішні шуми радіометричної системи.

Практична значимість роботи полягає в проведенні теоретичних і експериментальних досліджень, які дозволили розробити наукову основу і створити радіометричну систему для дистанційного вимірювання ЕМВ (температури) органів тварин з параметрами: чутливість $10^{-15} \dots 10^{-20}$ Вт, діапазон частот 30...40 ГГц, швидкодія 2...4 с, точність вимірювань $0,1^\circ\text{C}$. Дослідний зразок радіометричної системи пройшов випробування в 2017 – 2018 рр. в господарствах Хмельницької та Тернопільської областей (акти впровадження).

Використання радіометричної системи в технологічних процесах тваринництва дозволить підвищити продуктивність тварин на 20...25%, на 15...20% зменшити витрати на ліки, розробити раціон годівлі та утримання тварин. Розрахунки показують, що економічна ефективність від використання радіометричної системи для діагностики стада корів (1000 голів) складе 145764,32 грн.

Крім того, радіометричну систему слід використовувати для вивчення механізму взаємодії інформаційних ЕМП з біологічними об'єктами.

Особистий внесок здобувача в наукових роботах, написаних у співавторстві полягає в наступному:

- у роботі [1] автором, на основі аналізу біофізичних, біохімічних та фізіологічних процесів в клітинах тварин, розглянуто механізм генерації ЕМВ.

- у роботі [3] автором проведено аналіз електромагнітної обстановки в зонах дистанційної діагностики тварин радіометричним приймачем;

- у роботі [9] автором була розроблена структура радіометричного приймача з урахуванням імпульсної характеристики вхідного кола і схеми квадратичного детектування;

- у роботі [10] автором проведені теоретичні дослідження з пригнічення зосередженої по спектру перешкоди, з випадковою або мінливою частотою, за допомогою адаптивної системи;

- у роботі [11] автором проведені теоретичні дослідження з визначення параметрів антенної системи радіометричного приймача для діагностики стану тварин;

- у роботі [12] автором розроблена система та проведено аналіз для пригнічення потужної перешкоди в радіометричному приймачі;

- у роботі [13] автором проведено аналіз цифрового адаптивного компенсатора перешкод;

- у роботі [20] автором проведено теоретичне обґрунтування адаптивного алгоритму пригнічення позасмугових перешкод в радіометричному приймачі.

- у роботі [21] автором проведені дослідження стану тварин радіометричним приймачем в Хмельницькій та Тернопільській областях.

Апробація результатів дисертації. Основні положення й результати дисертаційної роботи заслуховувались та обговорювались на: Міжнародній науково-технічній конференції «Енергосбережение – важнейшее условие инновационного развития АПК» (Мінськ, 21 – 22 листопада 2013 р.); Міжнародній науковій конференції (Харків, ХНУРЕ, 2013 р.); Міжнародній науково-практичній конференції «Проблемы энергообеспечения и энергосбережения в АПК Украины» (Харків, ХНТУСГ, 26 березня 2014 р.); XVIII Міжнародній науково-виробничій конференції «Проблемы и перспективы инновационного развития агроинженерии, энергоэффективности и IT-технологий» (Белгород, БДСГА, 26 – 27 травня 2014 р.); 2-й Міжнародній науковій конференції «Renewable energy sources» (Криниця, Польща, 26 – 29 травня 2015 р.); 3-й Міжнародній науковій конференції «Renewable energy sources» (Криниця, Польща 17 – 20 травня 2016 р.); XVIII Міжнародній науковій конференції «Сучасні проблеми землеробської

механіки» (Кам'янець-Подільський, 16 – 18 жовтня 2017 р.); Міжнародній науково-технічній конференції «Проблеми енергозабезпечення та енергозбереження в АПК України» (Харків, ХНТУСГ, 2017 р.); матеріали науково-практичної студентської конференції «Проблеми енергозабезпечення та енергозбереження в АПК України» (Харків, ХНТУСГ, 5 – 6 квітня 2018 р.).

Публікації. Основні положення і результати дисертації опубліковано в 26 наукових працях у тому числі: 12 – у фахових виданнях; 5 – у виданнях, що входять до міжнародної наукометричної бази даних; 4 – у закордонних наукових виданнях; 5 – тезах доповідей на наукових конференціях та конгресах.

Обсяг і структура дисертації. Дисертаційна робота викладена на 308 сторінках машинописного тексту, складається зі вступу, 7 розділів, загальних висновків, списку використаних джерел та 5 додатків. Обсяг основного тексту дисертації складає 292 сторінки друкованого тексту. Робота містить 90 рисунків, 1 таблицю, 5 додатків на 6 сторінках, список використаних джерел нараховує 183 найменування на 16 сторінках.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У **вступі** обґрунтовується актуальність теми дисертації, формулюється наукова проблема, що розв'язується, розкривається сутність і стан цієї проблеми, висвітлюється зв'язок роботи з програмами, планами та темами НДР, формулюються напрямки та наукові задачі дослідження, розв'язання яких забезпечує цінність одержаних результатів, визначається наукова новизна та практичне значення отриманих результатів.

У **першому розділі** проведений аналіз електромагнітних методів і радіометричних систем для дистанційної діагностики стану тварин. Враховуючи, що основою усіх інформаційних обмінів в ноосередовищі є ЕМП, то слід погодитися з гіпотезою, згідно якої в мітохондріях процес біологічного окислення завершується не створенням аденозінтрифосфату (АТФ), а створенням високочастотного ЕМП та іонізуючого протонного випромінювання, які у своїй нерозривній єдності і складають енергонасичене біополе живої клітини.

Передбачається, що механізм генерації ЕМП клітин обумовлюється коливаннями заряджених клітинних мембран, мікроструктура яких забезпечує виникнення дипольної компоненти з

частотою випромінювання 35...80 ГГц. Цей електричний диполь, що коливається, є свого роду «клітинним випромінювачем», причому слід враховувати зв'язок випромінювання з акустичним коливанням мембрани. Довжина хвилі крайвисокочастотного (КВЧ) випромінювання дипольного моменту мембрани з параметрами: $r = 2 \cdot 10^{-4}$ см, $N_{ак} = 10^{-14} \dots 10^{-15}$ Вт, $Q_{ак} = 10^4$, $P_{кл} = 10^{-23}$ Вт, знаходиться в міліметровому діапазоні і дорівнює 8 мм, де $N_{ак}$ – механічна потужність коливань мембрани; $Q_{ак}$ – добротність акустичних коливань мембрани; r – розмір мультипольного моменту; $P_{кл}$ – потужність випромінювання клітини.

Аналіз експериментальних і теоретичних досліджень пов'язаних з тепловим ЕМВ біологічних об'єктів, що проводяться: у Харківському НТУСГ ім. Петра Василенка під керівництвом О. Черенкова, Ю. Мегеля, М. Лисиченка, Н. Косуліної; у ІРЕ РАН під керівництвом Н. Д. Дев'яткова; у Новосибірську під керівництвом О. П. Казначеева; у ТулГУ під керівництвом Є. Нефьодова; у Київському НУБІП під керівництвом Л. Червінського показують, що кінетика біологічних реакцій відбувається в міліметровому діапазоні довжин хвиль, рівень потужності яких визначає температуру клітини і органу в цілому. Фізична сутність радіотеплового випромінювання полягає в перетворенні внутрішньої теплової енергії випромінюючого тіла в енергію ЕМП, що поширюється за межі випромінюючого тіла. Інтенсивність всіх цих процесів в основному визначається температурою випромінюючого тіла, тому температура залежить від середньої потужності і спектру випромінювання. Основою ЕМВ тварин є концепція розгляду тварини як відкритої інформоенергетичної нелінійної системи, що самоорганізується та функціонує за синергетичними законами атракції, біфуркації і дисипативності.

Аналіз характеристик і полів для радіотеплового картування тварин показав, що їх організм – динамічна система, що саморегулюється. Функціональна динаміка організму відображається у вигляді динамічних розподілів фізичних параметрів, інформація про які, в свою чергу, в реальному часі відображається в динаміці фізичних полів і випромінювань організму: інфрачервоних, мікрохвильових, акустичних, оптичних, електричних і магнітних. Таким чином, поряд з традиційно використовуваними методами дослідження функціонального стану тварин, слід визнати радіофізичні методи, засновані на реєстрації і аналізі природних полів та випромінювань організму тварин. Характеристики крові і кровоносної системи в

цілому визначають повноцінність функціонування живих систем. Тому будь-яка зміна факторів внутрішнього і зовнішнього середовища організму негайно позначається на параметрах крові і кровоносної системи, що в результаті змінює ЕМВ тварин. Все сказане вище і визначає ту обставину, що кров повинна бути взята як об'єкт дослідження при вирішенні задачі про дистанційне вимірювання температури органів тварини.

Встановлено, що в даний час вимірювання температури тварин проводять контактним способом, за допомогою термометра. Застосування термометра призводить до пошкодження і розриву слизової оболонки прямої кишки, вимагає фіксації тварини та великих інтервалів часу для вимірювання, 10 – 15 хвилин на одну тварину. До істотних недоліків пірометричних методів вимірювання температури слід віднести також складність узгодження з об'єктом, вплив на результати вимірювань фізичних параметрів зовнішнього середовища, сторонніх випромінювань; неможливість вимірювання температури окремих внутрішніх органів тварин; необхідність фіксації тварин при вимірах.

На сьогоднішній день особливу увагу заслуговує використання методів безконтактного дистанційного вимірювання температури об'єктів на основі радіометричної апаратури в міліметровому діапазоні довжин хвиль. Перевагою радіометричних методів є їх висока надійність, чутливість, автоматизація процесу вимірів, неперервний контроль за вимірюванням температури тварин, вимірювання температури окремих органів без фіксації тварин. Крім того, точність вимірювання температури не залежить від параметрів середовища перебування тварин і шкіряного покриву. Однак розробки радіометричних приймачів для міліметрового діапазону хвиль вимагають підстав, пов'язаних з метаболічними процесами в клітинах і тканинах тварин і проведення аналізу схемних рішень радіометричних приймачів. Аналіз схемних рішень радіометричних приймачів показав, що через низьку чутливість детекторів і відсутність малошумливих твердотільних підсилювачів високої частоти для радіометричного приймача слід застосовувати схему супергетеродинного або модуляційного приймача.

Для забезпечення високої чутливості (менше 0,1 К) радіометричного приймача в ньому необхідно застосовувати різні методи для ліквідації впливу нестабільності коефіцієнта підсилення на вихідний сигнал. У зв'язку з цим необхідно відшукати структуру приймача для вимірювання теплового випромінювання органів

тварин, який поряд з усіма перевагами компенсаційного, мав би нечутливість до флуктуацій коефіцієнта підсилення і впливу найбільш імовірної вузькосмугової перешкоди. Аналіз оцінки перешкодостійкості і електромагнітної обстановки в зонах виміру теплового випромінювання органів тварин показав, що основними джерелами електромагнітних перешкод є аграрно-промислові підприємства. Перешкодозахищеність приймачів можна підвищити за допомогою спеціальних схем, що запобігають перевантаженню приймача і використовують відмінності в характеристиках корисних сигналів і перешкод для пригнічення останніх. Відмінності в характеристиках корисних сигналів і перешкод, такі як просторові, поляризаційні, частотні дозволяють здійснювати їх селекцію і будувати адаптивні компенсатори перешкод.

У другому розділі розроблена математична модель плинину крові в нестационарному режимі з метою отримання інформації про біологічні процеси, що протікають в організмі тварини і складанні його фізіологічного портрета на підставі створюваних плинину крові ЕМП.

Питанням динаміки крові присвячено значну кількість досліджень. Однак їх істотним недоліком є те, що результати отримані в стаціонарній постановці завдання, тобто для плинину, що не залежить від тимчасових змін стану організму.

Це значно обмежує застосування отриманих результатів і, зокрема, вони не пристосовані для оцінки явищ, пов'язаних з впливом на кровообіг мінливих внутрішніх і зовнішніх періодичних факторів, особливо таких, як власні ЕМП. У зв'язку з цим, в роботі досліджена динаміка руху крові в нестационарному режимі.

Кров в першому наближенні розглядалася як ньютонівська рідина, а течія крові вважалася ламінарною. Облік серцевого ритму та вазомоторики судин здійснений амплітудою прямокутних імпульсів, що діють на вході судини, і перепадом тиску по довжині судини.

Прийняті припущення дозволили лінеаризувати рівняння Нав'є-Стокса і, наприкінці, отримати рівняння плинину крові. В результаті вирішення зазначеного рівняння отримані вирази для поздовжньої складової плинину крові:

$$v_z = \frac{2\Delta P_0}{\rho L} \frac{J_0(\alpha_1^{(0)} r)}{\mu_1^{(0)} J_1(\mu_1^{(0)})} \left\{ \frac{\theta}{v(\alpha_1^{(0)})^2} + \right.$$

$$\left. + \frac{2}{\pi} \sum_{k=1}^3 \frac{\sin k \pi \theta}{k} \frac{\frac{1}{kl} \sin klt + \left(\frac{1}{kl}\right)^2 v (\alpha_1^{(0)})^2 \cos klt}{1 + \left[\frac{v (\alpha_1^{(0)})^2}{kl}\right]^2} \right\} \quad (1)$$

де ρ – щільність крові;

v – кінематична в'язкість крові;

ΔP_0 – перепад тиску в кровеносній судині;

$\mu_1^{(0)}$ – перший корінь функції Бесселя нульового порядку;

$\alpha_1^{(0)} = \mu_1^{(0)} / R$; L і R – довжина і радіус кровеносної судини,

відповідно;

$l = 2\pi / t_1$; t_1 – проміжок часу між пульсаціями плинину крові;

θ – величина, зворотна шпаруватості пульсацій плинину крові;

r – поточна координата поперечного перерізу кровеносної судини.

Вираз (1) дозволяє розрахувати на його підґрунті потужність ЕМВ кровеносних судин при відхиленнях плинину крові різного типу від норми (запальні процеси, порушення пульсацій, звуження судин і т.і.) (2):

$$\Pi = \frac{(dl)^2 Q^2 n^2 P_0^2 Z_e}{2L^2 R^2 \lambda^2 \rho^2 l^2 \mu_1^0 J_1^2(\mu_1^0)} \left[\frac{\theta}{(\alpha_1^{(0)})^2 v} + \frac{2l \sin(lt) \sin(\pi \theta)}{\pi \left(l^2 + (\alpha_1^{(0)})^4 v^2 \right)} + \frac{2l \sin(2lt) \sin(2\pi \theta)}{\pi \left(4l^2 + (\alpha_1^{(0)})^4 v^2 \right)} + \frac{2l \sin(3lt) \sin(3\pi \theta)}{\pi \left(9l^2 + (\alpha_1^{(0)})^4 v^2 \right)} \right]^2 \sin^2 \varphi; \quad (2)$$

Розрахунки показують, що потужність кровеносних судин змінюється в межах $10^{-16} \dots 10^{-15}$ Вт/см² для шпаруватості імпульсів

3...10 і радіусів кровоносних судин 0,5...1 см. Судини з пульсуючою в них кров'ю одночасно представляють собою систему, в якій тече електричний струм, який сам є джерелом ЕМВ. Вплив внутрішніх ЕМВ на кров викликає зміни в частоті пульсацій, їх амплітуді і складових плинку крові:

$$v_z = -\frac{2Qn\mu_0 H_{0\varphi} \Delta P_0 z}{\rho^2 L \mu_1^{(0)} J_1(\mu_1^{(0)})} J_1(\alpha_1^{(0)} r) e^{i\omega t} \cdot \left\{ \frac{\theta}{v(\alpha_1^{(0)})^2 \left[v(\alpha_1^{(0)})^2 + i\omega \right]} + \right. \\ \left. + \frac{2}{\pi} \sum_{k=1}^3 \frac{\sin k\pi\theta}{k \left[kl + v(\alpha_1^{(0)})^2 \right]^2} \left[\frac{\left[v(\alpha_1^{(0)})^2 + i\omega \right] \left[\left(1 + v(\alpha_1^{(0)})^2 \right) kl \sin klt + \left(v(\alpha_1^{(0)})^2 - k^2 l^2 \right) \cos klt \right]}{\left[v(\alpha_1^{(0)})^2 + i\omega \right]^2 + k^2 l^2} \right] \right\}, (3)$$

де ω – частота пульсацій власного ЕМВ.

ЕМВ сусідніх судин спричиняють не тільки зміну поздовжніх складових плинку крові, але і появу поперечних складових.

Аналіз отриманих результатів показує, що вимір власних випромінювань плинку крові слід проводити в мм діапазоні довжин хвиль. Крім того, розв'язання задачі про рух крові з урахуванням реальних параметрів кровоносної системи дозволяє провести подальші дослідження з вивчення впливу різних патологій на зміну характеру плинку крові в різних органах.

У третьому розділі розв'язана задача моделювання взаємодії еритроцитів крові, які несуть на собі електричний заряд з власним ЕМП, а також полем сусідніх кровоносних судин, що дозволяє фіксувати ті зміни, які можуть виникнути в плинці крові в процесі діагностування різних захворювань тварини за допомогою радіометричного приймача. Показано, що рівнодіюча двох сил, прикладених до еритроциту деякого кільця з боку сусідніх кілець, дорівнює нулю.

Інакше кажучи, уточнена модель рівноваги сил, що діють на еритроцит в кровоплинці, повинна мати вигляд, представлений на рис. 1.

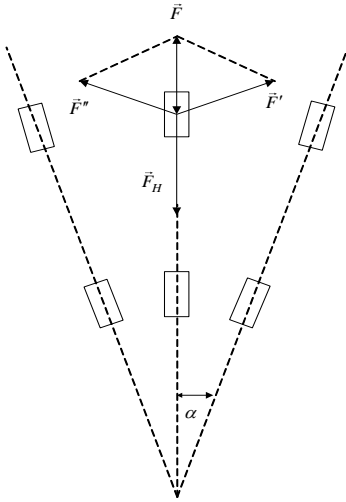


Рис. 1. Модель рівноваги сил

Вектори \vec{F}' і \vec{F}'' – це сума електричних і магнітних сил, що діють на середній еритроцит з боку лівого і правого еритроцитів відповідно. Їх векторна сума \vec{F} компенсує гідродинамічну силу \vec{F}_H . При $\alpha = 17^\circ$ умова рівноваги в поперечному перетині судини виглядає наступним чином:

$$\vec{F}_H = 0,296(\vec{F}_{e1} - \vec{F}_m). \quad (4)$$

Електростатичні сили \vec{F}'_{e2} і \vec{F}''_{e2} між двома сусідніми еритроцитами, розташованими вздовж осі судини, задовольняють умові рівноваги:

$$\vec{F}'_{e2} = -\vec{F}''_{e2}. \quad (5)$$

Нехай вектор \vec{E}_0 паралельний осі кровоносної судини OZ . При урахуванні тільки нульової гармоніки внутрішнього ЕМП кровоносної судини отримуємо для складових \vec{F} :

$$F_x = F_y = 0; F_z = 2R^2 \left\{ \frac{(4\pi G)^2}{2\varepsilon_1} + \pi^2 G E_z^i \left(\frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_1} + 1 \right) + (E_z^i)^2 \left(\frac{\varepsilon_2^2}{3\varepsilon_1} + \frac{\varepsilon_2}{3} - \frac{\varepsilon_1}{6} \right) - \frac{\mu_0}{2} (H_y^i)^2 \right\}, \quad (6)$$

де $G = Q/2\pi R^2$ – поверхнева щільність заряду еритроцита;

ε_1 – діелектрична проникність плазми крові;

ε_1 – проникність еритроцита;

μ_0 – магнітна проникність вільного простору.

Якщо поле \vec{H}_0 паралельне осі кровоносної судини, то, беручи до уваги, так само як і в разі E -поляризації, тільки нульову гармоніку внутрішнього поля кровоносної судини, отримуємо:

$$F_x = 0; F_y = 4\pi^2 R^2 G E_y^i; F_z = 2R^2 \left\{ \frac{(4\pi G)^2}{2\varepsilon_1} - \frac{\varepsilon_1}{2} (E_y^i)^2 + \frac{\mu_0}{2} (H_z^i)^2 \right\}. \quad (7)$$

Показано, що наявність зовнішнього по відношенню до плинну крові ЕМП порушує баланс сил, що існують між еритроцитами в плинну крові.

Знайдено математичні вирази, що визначають стійкість радіально-кільцевої моделі руху еритроцитів при наявності зовнішнього ЕМП.

Умова рівноваги в поперечному перерізі судини (4) перейде в наступний вираз:

$$F_H - F_x = 0,296(F_{e1} - F_m - F_y). \quad (8)$$

Поява сили призведе до порушення рівноваги, яка мала місце між еритроцитами, розташованими вздовж осі судини при відсутності зовнішнього поля. Виконано розрахунки критичної потужності, здатної викликати ефект злипання еритроцитів для різних випадків орієнтації поля. У цьому випадку умова рівноваги між еритроцитами в поздовжньому перетині судини визначається виразом:

$$\begin{aligned} & \frac{Q^2}{4\pi\varepsilon_0\varepsilon_1 \left[(r+r_1)^2 + R_e^2 \right]} \left[1 + \frac{3R_e^2}{4 \left[(r+r_1)^2 + R_e^2 \right]} \right] = \\ & = \frac{Q^2}{4\pi\varepsilon_0\varepsilon_1 \left[(r-r_1)^2 + R_e^2 \right]} \left[1 + \frac{3R_e^2}{4 \left[(r-r_1)^2 + R_e^2 \right]} \right] - F_z. \end{aligned} \quad (9)$$

де r – відстань між центрами сусідніх еритроцитів;

r_1 – відстань між поверхнями сусідніх еритроцитів;

R_e – радіус еритроцита;

Q – поверхневий заряд еритроцита;

ε_0 – абсолютна діелектрична проникність вільного середовища.

Коли $r - r_1 = 2R_e$, то еритроцити впритул наблизяться один до одного в поздовжньому напрямку.

На основі отриманих результатів (6 – 9) розрахована «критична» потужність $P_{кр}$, під якою розуміється щільність потоку енергії падаючого на кровеносну судину поля, при якому спостерігається ефект злипання еритроцитів. Результати розрахунків показали, що якщо вектор E спрямований уздовж осі кровеносних судин, то критична потужність в діапазоні довжин хвиль 0,1...0,5 см змінюється від $7 \cdot 10^{-17}$ Вт/см² до $2 \cdot 10^{-17}$ Вт/см². При довжині хвилі більше 0,5 см критична потужність майже не змінюється. Отримані результати пояснюють необхідність створення радіометричної апаратури саме в діапазоні 30...40 ГГц.

У **четвертому розділі** приведена методика розрахунку випромінених ЕМП сантиметрового і міліметрового діапазону різними структурами організму тварини, що є актуальною проблемою, оскільки дозволяє обґрунтувати медико-технічні вимоги до ветеринарних приладів, призначених для радіометрії органів тварини. Разом з тим розв'язання даної задачі пов'язане з подоланням значних труднощів теоретичного та методичного характеру. З цією метою використовувалися рівняння Максвелла в диференціальній формі.

Біологічні об'єкти, що мають форму циліндра, розглядалися однорідними по довжині, але неоднорідними по радіусу, виходячи з реальної фізіологічної структури деяких органів тварини.

Зокрема, коефіцієнт, що описує розподіл електричної складової ЕМП всередині органів тварини, що мають форму циліндра, дорівнює:

$$a_0^{sum} = - \frac{E_0 \left[k_1 E_{z0}(R) J_1(k_1 R) + k E'_{z0}(r) \Big|_{r=R} J_0(k_1 R) \right]}{k_1 E_{z0}(R) H_1^{(2)}(k_1 R) + k E'_{z0}(r) \Big|_{r=R} H_0^{(2)}(k_1 R)}, \quad (10)$$

де E_0 – амплітуда електричної складової випроміненого поля;

k_1 – хвильове число, що характеризує зовнішнє по відношенню до випромінювача середовище;

R – радіус поперечного перерізу циліндричного об'єкта;

$J_1(k_1 R)$, $H_1^{(2)}(k_1 R)$ – функції Бесселя першого роду і Ханкеля другого роду, відповідно;

$$E_{z0} - \text{розв'язок рівняння } \frac{d^2 E_{z0}}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{dE_{z0}}{dr} + \left\{ [k(\varepsilon)]^2 - \frac{n^2}{r^2} \right\} E_{z0} = 0,$$

де хвильове число $k(\varepsilon)$, що характеризує середовище випромінювача, є змінною величиною.

У разі біологічних об'єктів, що мають форму сфери, використаний метод поперечних перерізів, що дозволяє лінеаризувати диференціальні рівняння і, в результаті, визначити амплітуди внутрішніх складових ЕМП при непостійності діелектричної проникності тканин по радіусу.

Коефіцієнти випромінювання для електричної та магнітної складових основної першої гармоніки в цьому випадку мають вигляд:

$$\begin{aligned} a_1^{eun} = & \left\{ J_{\frac{3}{2}}(k_1 R) \left[J_{\frac{3}{2}}(k R) + k R \left(J_{\frac{1}{2}}(k R) - J_{\frac{5}{2}}(k R) \right) \right] - \right. \\ & \left. - J_{\frac{3}{2}}(k R) \left[J_{\frac{3}{2}}(k_1 R) + k_1 R \left(J_{\frac{1}{2}}(k_1 R) - J_{\frac{5}{2}}(k_1 R) \right) \right] \right\} \times \\ & \times \left\{ J_{\frac{3}{2}}(k R) \left[H_{\frac{3}{2}}^{(2)}(k_1 R) + k_1 R \left(H_{\frac{1}{2}}^{(2)}(k_1 R) - H_{\frac{3}{2}}^{(2)}(k_1 R) \right) \right] - \right. \\ & \left. - H_{\frac{3}{2}}^{(2)}(k_1 R) \left[J_{\frac{3}{2}}(k R) + k R \left(J_{\frac{1}{2}}(k R) - J_{\frac{5}{2}}(k R) \right) \right] \right\}^{-1}, \quad (11) \\ b_1^{eun} = & \left\{ \frac{\varepsilon}{\varepsilon_1} \sqrt{k_1 R} J_{\frac{3}{2}}(k R) \left[J_{\frac{3}{2}}(k_1 R) - J_{\frac{5}{2}}(k_1 R) \right] - \right. \\ & \left. - J_{\frac{3}{2}}(k_1 R) \left[J_{\frac{3}{2}}(k R) + k R \left(J_{\frac{1}{2}}(k R) - J_{\frac{5}{2}}(k R) \right) \right] \right\} \times \end{aligned}$$

$$\times \left\{ \mathbf{H}_3^{(2)}(k_1 R) \left[\mathbf{J}_3(kR) + kR \left(\mathbf{J}_1(kR) - \mathbf{J}_5(kR) \right) \right] - \frac{\varepsilon}{\varepsilon_1} \mathbf{J}_3(kR) \left[\mathbf{H}_3^{(2)}(k_1 R) + k_1 R \left(\mathbf{H}_1^{(2)}(k_1 R) - \mathbf{H}_5^{(2)}(k_1 R) \right) \right] \right\}^{-1} \quad (12)$$

При русі крові по кровоносній судині на неї діє сила:

$$\vec{f}_e = \mu_0 [\vec{j}, \vec{H}],$$

де \vec{j} – щільність електричного струму, що створюється плинном крові;
 \vec{H} – напруженість складової магнітного поля, що діє на плин крові.

Величина \vec{H} складається з двох доданків: \vec{H}_c (магнітної складової самоузгодженого ЕМП) і $\vec{H}_{\text{зов}}$ (магнітної складової зовнішнього ЕМП). Самоузгоджене поле створюється плинном крові, тобто це внутрішнє ЕМП кровоплину.

У разі, коли проводиться термографування власних випромінювань організму тварини, в тому числі і його плину крові, \vec{H}_c несе основну інформацію про досліджуваний об'єкт. Оскільки в даній роботі розглядається загальна задача, то всюди в подальшому $\vec{H} = \vec{H}_c + \vec{H}_{\text{зов}}$, а при необхідності $\vec{H}_{\text{зов}}$ може бути покладено рівним нулю. Користуючись відомими в електродинаміці рухомих середовищ співвідношеннями, всередині плину крові напруженість електричної і магнітної складової ЕМП (\vec{E}' , \vec{H}') можна представити у вигляді:

$$\vec{E}' = \vec{E} + \left(\mu \mu_0 - \frac{1}{c^2 \varepsilon \varepsilon_0} \right) [\vec{v}, \vec{H}]; \quad \vec{H}' = \vec{H} + \left(\varepsilon \varepsilon_0 - \frac{1}{c^2 \mu \mu_0} \right) [\vec{E}, \vec{v}], \quad (13)$$

де \vec{E} і \vec{H} – напруженості електричної і магнітної складових ЕМП зовні кровоносної судини;
 c – швидкість світла.

З виразу (13) виходить, що будь-які зміни швидкості крові, незалежно від їхніх причин, будуть приводити до зміни величини напруженості електричної і магнітної складових ЕМВ як всередині, так і зовні кровоносної судини, тобто до зміни теплової картини, яку буде фіксувати ветеринарна діагностична система радіотеплового картування.

Для оцінки результатів математичного моделювання випромінювання ЕМП сантиметрового і міліметрового діапазонів різними елементами організму тварини було проведено їх чисельний аналіз. При цьому в якості об'єктів для чисельних розрахунків можна було брати багато органів тварини. Однак в даному випадку було розглянуто випадок випромінювання ЕМП тулубом (циліндр) і головою (сфера), як на найбільш інформативних для даних моделей елементах організму.

Проведені розрахунки показали, що випромінювання циліндричних елементів тіла тварини на частоті 10 ГГц може періодично змінюватись зі зміною діелектричної проникності тканини і має порядок $1,4 \cdot 10^{-17}$ Вт/см². Такі періодичні зміни можуть спотворювати зв'язок випромінювання зі змінами в плинні крові.

На частоті 40 ГГц потужність, яка випромінюється має порядок $3,8 \cdot 10^{-16}$ Вт/см². Випромінювання у сфери має порядок $4,8 \cdot 10^{-17}$ Вт/см² на частоті 10 ГГц та $3,4 \cdot 10^{-16}$ Вт/см² на частоті 40 ГГц.

Таким чином, випромінювання плинну крові на частоті 40 ГГц більш потужне і не несе на собі можливі періодичні зміни, пов'язані з електрофізичними характеристиками тканин, замість змін параметрів кровоплинну.

Крім того, проведені розрахунки показують порівнянність випромінювань від органів різної форми за умови однакових процесів, що відбуваються в кровоносній системі. Зі сказаного можна зробити висновок: є ще одне підтвердження вибору діапазону хвиль для зондування в діапазоні 35...40 ГГц.

У п'ятому розділі «Аналіз побудови радіометричних систем для радіотеплового картування органів тварин» проведено синтез радіометричного приймача за критерієм статичної інваріантності до флуктуацій коефіцієнта підсилення та дії найбільш ймовірної вузькосмугової перешкоди. Для теоретичних досліджень була розглянута схема радіометричного приймача (рис. 2), яка складається із послідовно з'єднаних лінійного вхідного кола, куди поступає вхідний сигнал $u_C(t)$ та адаптивної перешкоди $u_{II}(t)$ підсилювача, який характеризується коефіцієнтом підсилення за потужністю $G(t)$, смугою

пропускання Δf та власних шумів $u_{ш}(t)$, схеми квадратичного детектування та ідеального пристрою. На схемі знак $\Phi^2(\bullet)$ означає операцію узагальненого квадратичного детектування, а знак $\langle \bullet \rangle$ – операцію усереднення.

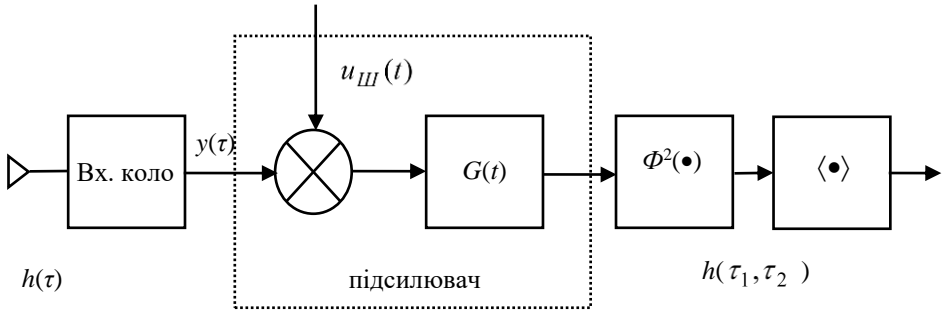


Рис. 2. Узагальнена функціональна схема радіометричного приймача

Сигнал $u_c(t)$ та шуми підсилювача $u_{ш}(t)$ є ергодичними нормальними випадковими процесами типу квазібілого шуму, діючого у смузі пропускання підсилювача Δf , а перешкода прийнята чисто гармонійною.

Для вирішення поставленої задачі вважаємо, що на вході підсилювача діє адитивна суміш сигналу $y(t) = \sqrt{a} \cdot u_c(t)$ та шуму $u_{ш}(t)$ у смузі пропускання підсилювача Δf , а гармонійний сигнал перешкоди $u_n(t) = 0$.

Тоді \sqrt{a} – коефіцієнт, який враховує перетворення сигналу у вхідних колах за потужністю. Коефіцієнт підсилення підсилювача за потужністю з урахування флуктуацій подано у вигляді:

$$G(t) = G_0[1 + g(t)], \quad (14)$$

де $0 \leq g(t) \ll 1$ – випадкова функція, яка визначає відносні флуктуації коефіцієнта підсилення.

Беручи до уваги середнє значення коефіцієнта підсилення G_0 сигнал на вході квадратичного детектування буде мати вигляд:

$$\left[[y(t) + u_{III}(t)] \sqrt{1 + g(t)} \right]. \quad (15)$$

Усереднене значення сигналу (14) після схеми квадратичного детектування може бути записано у вигляді функціонала:

$$\langle \Phi^2(y, u_{III}, g) \rangle \approx (1 + g(t)) \int \int h_2(\tau_1, \tau_2) \langle u_{III}(t - \tau_1) \cdot u_{III}(t - \tau_2) \rangle d\tau_1 d\tau_2, \quad (16)$$

де $h(\tau_1, \tau_2)$ – імпульсна характеристика квадратора.

Для того, щоб усереднене значення квадратора було інваріантним до флуктуацій коефіцієнта підсилення, необхідно виконання умови:

$$\frac{\partial \langle \Phi^2(y, u_{III}, g) \rangle}{\partial g} = 0. \quad (17)$$

Після підстановки (15) у (16) одержимо:

$$\int \int_{-\infty}^{\infty} h_2(\tau_1, \tau_2) \langle u_{III}(t - \tau_1) u_{III}(t - \tau_2) \rangle d\tau_1 d\tau_2 = 0. \quad (18)$$

Таким чином необхідно одержати структуру квадратора, імпульсна характеристика $h(\tau_1, \tau_2)$ якого задовольняла б умові (16).

Користуючись узагальненням теореми Котельникова для випадкових процесів з фінітним спектром, напишемо:

$$\langle u_{III}^2(t) \rangle = KT_{III}^0 \Delta f \sum_{K=-\infty}^{\infty} \int \int h_2(\tau_1, \tau_2) \frac{\sin 2\pi\Delta f \left(\tau_1 - \frac{K}{2\Delta f} \right)}{2\pi\Delta f \left(\tau_1 - \frac{K}{2\Delta f} \right)} \cdot \frac{\sin 2\pi\Delta f \left(\tau_2 - \frac{K}{2\Delta f} \right)}{2\pi\Delta f \left(\tau_2 - \frac{K}{2\Delta f} \right)}, \quad (19)$$

де $\frac{K}{2\Delta f}$ – інтервал підрахунку, який визначається смугою підсилювача.

Оскільки $h(\tau_1, \tau_2)$ не залежить від K , умова (17) може бути виконана, якщо кожен доданок під знаком суми дорівнює нулю.

Прирівнявши до нуля подвійний інтеграл під сумою та виконавши перетворення, одержимо вираз для імпульсної характеристики квадратора:

$$h_2(\tau_1, \tau_2) = q(q-1) \delta(\tau_1) \delta\left(\tau_2 - \frac{1}{2\Delta f}\right), \quad (20)$$

де $0 < q < 1$ – ваговий коефіцієнт.

Для визначення умов пригнічення перешкоди, яка поступає на вхід радіометричного приймача, знайдемо вираз для імпульсної характеристики вхідного кола. У силу лінійності вхідного кола сигнал на його виході може бути поданий у вигляді:

$$y(t) = \int_{-\infty}^{\infty} h(\tau) u_c(t-\tau) dt. \quad (21)$$

Використовуючи теорему Котельникова, для сигналу (19) на виході кола напишемо вираз:

$$y(t) = \sum_{K=-\infty}^{\infty} u_c\left(t - \frac{K}{2\Delta f}\right) \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\sin 2\pi\Delta f\left(\tau - \frac{K}{2\Delta f}\right)}{2\pi\Delta f\left(\tau - \frac{K}{2\Delta f}\right)} \cdot h(\tau) d\tau. \quad (22)$$

Враховуючи, що усереднене значення сигналу на вході квадратичного детектору має вигляд функціоналу, аналогічно (16) вираз для імпульсної характеристики вхідного кола запишеться у вигляді:

$$h(\tau) = \mu\delta(\tau) + (1-\mu)\delta\left(\tau - \frac{1}{2\Delta f}\right), \quad (23)$$

а вираз для $\langle u_{C\text{ ВИХ}}^2(t) \rangle$ на виході квадратичного детектування буде мати вигляд:

$$\langle u_{C\text{ ВИХ}}^2(t) \rangle = q(1-q)\mu(1-\mu)kT_C^0\Delta f, \quad (24)$$

де μ – ваговий коефіцієнт для вхідного кола.

Враховуючи, що на вході радіометричного приймача діє гармонійна перешкода, її сигнал після вхідного кола записується виразом:

$$u_{n\text{ ВИХ}}(t) = u_{nO} \int_{-\infty}^{\infty} h(t-\tau) \cos \left[2\pi f_n \left(t + \frac{1}{2\Delta f} \right) + \varphi_n \right] d\tau, \quad (25)$$

а після підстановки (22), отримаємо:

$$u_{n\text{ ВИХ}} = u_{nO}\mu \cos(2\pi f_n t + \varphi_n) + u_{nO}(1-\mu) \cdot \cos \left[2\pi f_n \left(t + \frac{1}{2\Delta f} \right) + \varphi_n \right] = 0. \quad (26)$$

Прирівнюючи у (26) $u_{n\text{ ВИХ}}(t) = 0$, отримаємо необхідні умови для пригнічення перешкоди вхідним колом:

$$\mu = 1 - \mu = 0,5, \quad \frac{1}{2\Delta f} = \tau = \frac{n + \frac{1}{2}}{f_n}. \quad (27)$$

Відповідно отриманим виразам для імпульсних характеристик вхідного кола (23) та схеми квадратичного детектування (20), структура синтезованого радіометричного приймача приведена на рис. 3.

В даній схемі вхідний сигнал у вхідному колі поділяється за потужністю на дві компоненти, одна із яких затримується на час τ , а потім ці компоненти складаються в суматорі, далі відбувається підсилення з дальшим розподіленням на дві компоненти, одна із яких затримується на той самий час τ , потім ці компоненти перемножуються, а їх добуток усереднюється. Величина корисного сигналу на виході радіометричного приймача буде:

$$\langle u_{C\text{ВНХ}}^2(t) \rangle = \frac{1}{16} K T_C^0 \Delta f, \quad (28)$$

а середньоквадратичне значення флуктуацій шуму:

$$\sigma_{CK} = \sqrt{\frac{\langle u_{III}^4(t) \rangle}{4\sqrt{2}}} \cdot \sqrt{\frac{\Delta F}{\Delta f}} \quad (29)$$

де ΔF – смуга пропускання після детекторної частини.

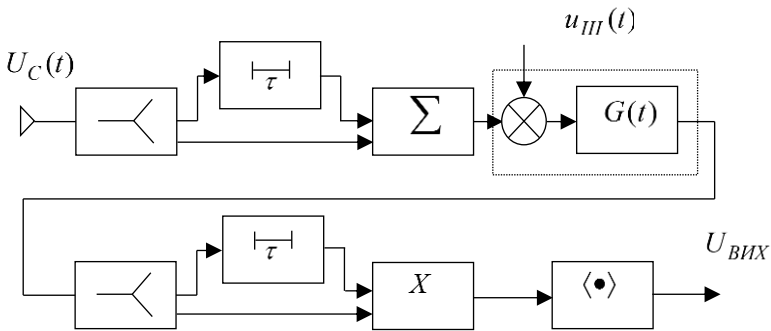


Рис. 3. Структура синтезованого радіометричного приймача

Відношення сигнал/шум за потужністю та чутливістю радіометричного приймача можна визначити з виразів:

$$q_{\text{ВНС}} = \left(\frac{P_C}{P_{\text{ш}}} \right) = \frac{1}{2\sqrt{2}} \cdot \frac{T_C^0}{T_{\text{ш}}^0} \cdot \sqrt{\frac{\Delta f}{\Delta F}}, \quad T_{\text{СМНН}}^0 = 2\sqrt{2} T_{\text{ш}}^0 \sqrt{\frac{\Delta f}{\Delta F}} \text{ при } \frac{P_C}{P_{\text{ш}}} = 1. \quad (30)$$

Для аналізу перешкодостійкості синтезованого радіометричного приймача скористаємось отриманим виразом:

$$B = 1 + \frac{\sin\left(\frac{l\pi\Delta f_{\Pi}}{\Delta f_C}\right)}{\frac{l\pi\Delta f_{\Pi}}{\Delta f_C}} \cos\left[\left(\frac{2\pi f_{\Pi}}{f_0}\right)\left(n + \frac{1}{2}\right)\right]. \quad (31)$$

Результати розрахунків величини B у децибелах, в залежності від ширини спектру перешкоди при різних l подані на рис. 4.

Із аналізу виходить, що вхідне коло радіометричного приймача дозволяє послабити вузькосмугову перешкоду з $\Delta f_D / \Delta f_C$ не менш, ніж на 30 дБ, $l = 2$ – електрична довжина елемента затримки.

Розглянуті засоби компенсації є нечутливими до перешкоди, яка діє поблизу частоти гетеродину. Для пригнічення такої перешкоди був розроблений спосіб, який полягає в автоматичному виявленні перешкоди, сполучення з нею частоти гетеродину та підтримці постійного рівня гетеродиніруючого сигналу. Радіометричний приймач такого типу працює за принципом модуляційного. Як показав теоретичний аналіз, вигравш у перешкодостійкості при використанні даного способу буде не гірший 90 дБ, а швидкодія у межах $10^{-2} \dots 10^{-3}$ с.

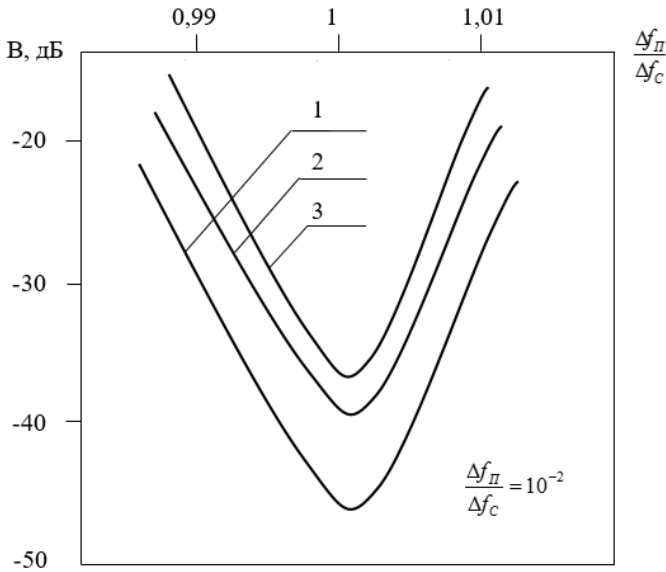


Рис. 4. Переваги у пригніченні перешкоди вхідним колом відлаштування частоти від частоти сигналу

У шостому розділі проведено теоретичне обґрунтування адаптивного алгоритму пригнічення позасмугових перешкод. В основу обґрунтування покладено метод виділення сигналу на фоні адитивних шумів. Сутність методу полягає у пропусканні суміші сигналу та шуму через фільтр, в якому шум пригнічується, а сигнал зовсім не

змінюється. Пригнічення позасмугових перешкод у радіометричному приймачі таким методом можна розглядати як різновид задачі оптимальної фільтрації. У зв'язку з класичною постановкою задачі була розглянута узагальнена схема адаптивного компенсатора позасмугових перешкод (АКПП). Схема АКПП наведена на рис. 5.

Вона складається із основного та опорного входів, адаптивного перебудовуючого фільтра (АФ) в опорному каналі, кола зворотного зв'язку. На опорний вхід подається перешкода, а на основний – суміш сигналу та перешкоди. Вираз для сигналу похибки на виході АКПП та сигналу на виході АФ можна представити у наступному вигляді:

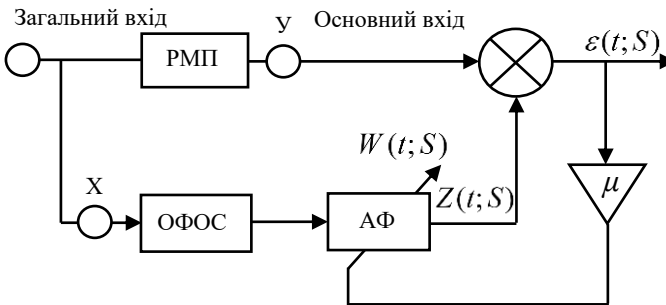


Рис. 5. Загальна функціональна схема одномірного АКПП:

ОФОС – обладнання формування опорного сигналу; АФ – адаптивний фільтр; S – аргумент перетворення Лапласа; РМП – лінійна частина радіометричного приймача.

$$\varepsilon(t; S) = Y(S) - Z(t; S), \quad (32)$$

$$Z(t; S) = W(t; S)X(S), \quad (33)$$

де $X(S)$ – позасмуговий сигнал, який поступає на опорний вхід;

$W(t; S)$ – параметрична передаточна функція АФ;

$Y(S)$ – сигнал на основному вході;

$\varepsilon(t; S)$ – сигнал похибки на основному вході;

$Z(t; S)$ – вихідний сигнал АФ;

S – аргумент перетворення Лапласа.

Використовуючи метод найшвидшого спуску до дійсної та уявної частин параметричної передаточної функції АФ було отримано відношення для аналогового алгоритму компенсації позасмугових перешкод у комплексній диференціальній формі за критерієм методу мінімуму середнього квадрату похибок (МСКП):

$$\frac{dW(t;S)}{dt} = -2\mu \varepsilon(t;S)X^*(S), \quad (34)$$

де μ – коефіцієнт підсилення ЦОС;

$X^*(S)$ – комплексно сполучена з $X(S)$ величина.

Розробка основ інженерного розрахунку та проектування АКПП пов'язана з удосконаленням точних динамічних характеристик компенсатора: часом установаження перехідних процесів; потрібною точністю та пригніченням перешкод. Гранично досяжна точність (мінімальна похибка) перебудови АФ визначається шумом градієнта ω та погіршеністю за рахунок запізнення перебудови АФ ω_2 , вирази для яких мають вигляд:

$$\omega_1 = k_{\omega_1} \mu M(t), \quad (35)$$

$$\omega_2 = \frac{1}{\mu} \frac{k_{\omega_2} \sigma_{II}^2}{4\sigma_{II\min}}, \quad (36)$$

де σ_{II} , $\sigma_{II\min}$ – відповідно середнє квадратичне відхилення перешкоди та мінімальна середньоквадратична похибка адаптації (у випадку оптимального вінерівського фільтру);

k_{ω_1} , k_{ω_2} – коефіцієнт пропорційності;

$M(t)$ – рівень перешкод на опорному вході АКПП.

Сумарну похибку $\omega_2 + \omega_1$ можна мінімізувати вибором коефіцієнта підсилення у колі зворотного зв'язку μ , який визначається виразом:

$$\mu_{opt} = \sqrt{\frac{k_{\omega_2} \sigma_{II}}{4k_{\omega_1} \sigma_{II\min} M(t)}}. \quad (37)$$

Коефіцієнт підсилення визначає швидкодію АКПП, яка оцінюється виразом виду:

$$\tau = \frac{1}{4\mu M(t)}. \quad (38)$$

Оцінку реальної точності пригнічення перешкод можна визначити за відношенням q сигнал/шум на виході АФ:

$$q = \left[\frac{P_{\Pi}}{P_{\Delta H \min}} \right] / \left[\frac{P}{P_{\Delta H \min} + P_{\Delta H \Pi}} \right], \quad (39)$$

де P_{Π} , $P_{\Delta H \min}$, $P_{\Delta H \Pi}$ – потужність компенсуючих перешкод на виході АФ, сумарна потужність шумів градієнта інтегрування та потужність додаткових шумів апаратурної похибки АКПП.

Для розрахунку реальної точності пригнічення перешкод σ_p використовуємо вираз:

$$\sigma_p = \sigma_{\text{ПОТ}} \left(1 + \frac{P_{\Delta H \Pi}}{P_{\Delta H \min}} \right)^2, \quad (40)$$

де σ_p – середньоквадратична похибка адаптації з урахуванням апаратурної похибки;

$\sigma_{\text{ПОТ}}$ – середньоквадратична похибка адаптації за рахунок погрішності алгоритму.

З урахуванням реальних умов функціонування, власна робоча смуга частот АКПП Δf_{AK} повинна перебивати смугу частот дзеркального каналу ΔF_3 :

$$\Delta f_{AK} \geq \Delta F_3, \quad (41)$$

а для того, щоб забезпечити точне пригнічення перешкод по дзеркальному каналу, смуга пристрою віднімання повинна бути більшою або рівною ΔF_3

$$\Delta f_{yB} \geq \Delta F_3. \quad (42)$$

Оскільки смуга робочих частот підсилювача у колі зворотного зв'язку Δf_v визначає смугу усього АКПП, то її слід вибрати за умовою:

$$\Delta f_v \geq \Delta f_{vB} \geq \Delta F_3. \quad (43)$$

Розроблені основи інженерного розрахунку і проектування АКПП дозволили реалізувати пристрої з параметрами:

- величина власного динамічного діапазону АКПП до 60 дБ;
- діапазон робочих частот від одиниць до десятків ГГц;
- ширина робочих частот до 100 МГц;
- верхня межа динамічного діапазону АКПП до 10 В;
- рівень власних шумів АКПП від 100 нВ до 10 мкВ.

Сьомий розділ присвячений результатам розробки радіометричного приймача та експериментальним дослідженням із сільськогосподарськими тваринами. Радіометричний приймач представляє собою супергетеродинний модуляційний радіометр (рис. 6) з наступними основними блоками: М – модулятор, ЗМ – змішувач, КВД – квадратичний детектор, АтНЧ – атенюатор низької частоти, ПЧМ – підсилювач частотної модуляції, СФ – синхронний фільтр, ППС – підсилювач постійного струму, ГОН – генератор опорної напруги, Гет – гетеродин, СФ – синхронний фільтр; СД – синхронний детектор.

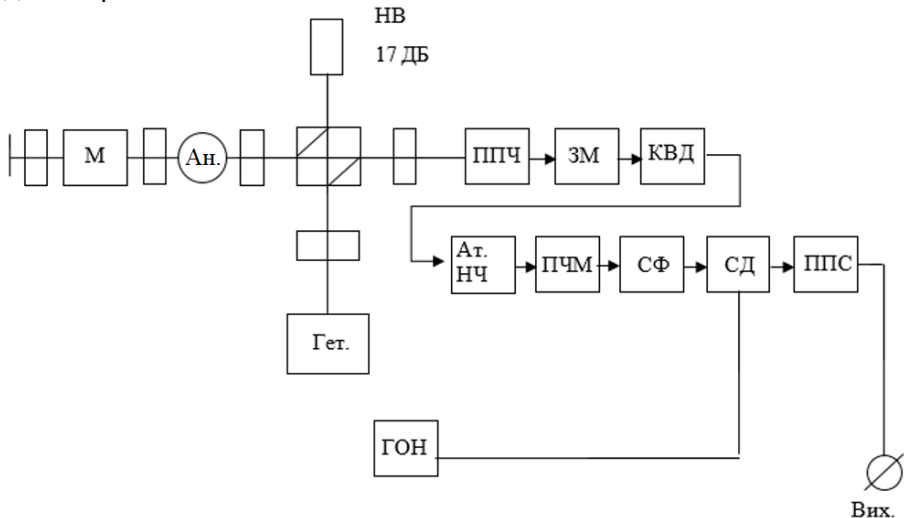


Рис. 6. Структурна схема модуляційного радіометричного приймача

Принцип дії приладу заснований на застосуванні та визначенні інтенсивності власного теплового випромінювання внутрішніх тканин тварини у радіодіапазоні, яке пропорційне температурі тканин відповідно законам фізики (формула Планка).

Приведені основні медико-технічні параметри радіометричного приймача: глибина виявлення температурних аномалій складає 3...4 см; час вимірювання 15 с; точність вимірювання $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$; споживання потужності від мережі 220 В – 15 Вт; маса приладу менш ніж 10 кг, сигнал, який поступає на вхід $10^{-13} \dots 10^{-16}$ Вт.

У розділі дано аналіз діелектричних звужуючих стрижневих антен прямокутного перетину для дослідження температурних полів тварин. Проводились експериментальні дослідження на робочій частоті 40 ГГц зі звужуючими антенами у площині E , у площині H , звужуючимися в обох площинах антеною максимального підсилювання. Описана методика калібрування радіометричного приймача: визначається коефіцієнт передачі приймача, ККД, коефіцієнт розсіювання антени β , максимальний розмах δU шумової доріжки. Викладена методика вимірювання часу усереднення радіометричного приймача.

В кінцевій частині розділу розглянуті питання експериментального підтвердження можливості практичної реалізації пристрою для діагностики сільськогосподарських тварин. Експерименти проводились радіометричним приймачем незалежно від результатів клінічного та рентгенологічного обстеження у 2017 – 2018 рр. в господарствах Хмельницької та Тернопільської областей (Акти впровадження).

Результати радіометричного обстеження показали, що за допомогою радіометричного приймача можна проводити контроль та відбір хворих тварин у групу ризику. На рис. 7 наведена температурна крива, яка отримана радіометричним обстеженням коней протягом на протязі 14 днів.

Но основі цих даних та при додатковому паралельному обстеженні тварини (пальпація лімфатичних залоз) поставлений діагноз – мит контагіозного характеру слизових оболонок верхніх дихальних шляхів. При цьому виявлено початок захворювання – гарячка, через 3...4 дні початок припухання лімфатичних залоз і в наступні 4...8 днів їх нагнітання. Із термограми рис. 8 видно, що температура тіла у свиноматок при їх транспортуванні на відстань 40 км при температурі навколишнього середовища 32°C підвищується у межах від 0,1 до $2,5^{\circ}\text{C}$, що може привести до загибелі від теплового удару.

Після надання їм відпочинку 30 хвилин температура тіла приходить до норми. На рис. 9 наведена температура, де у двох птахів під

порядковими номерами 11 та 15 температура виходить за межі нормальної допустимої температури курей.

Це говорить про наявність захворювання та потребує подальшого клінічного дослідження цих птахів.

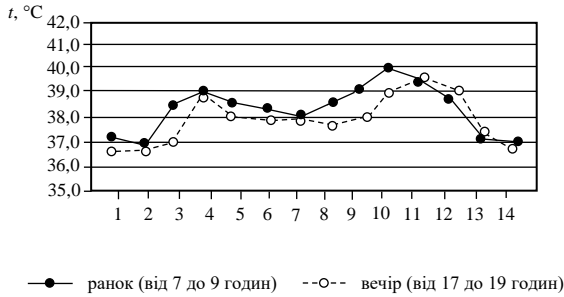


Рис. 7 – Febris атипіка при миті у коней

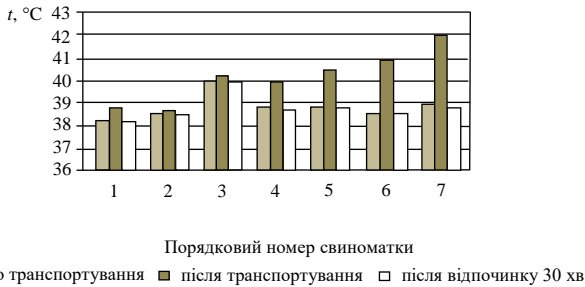


Рис. 8 – Термограма свиноматок, яка отримана при вимірюванні температури радіометричним приймачем



Рис. 9 – Температура курей в пташнику

Крім цього практична перевірка радіометричного приймача показала можливість відображення температури внутрішніх тканин, одержання наочної картини теплового поля, що надає допомогу ветеринару установити правильний діагноз. Відповідно зазначеним точкам вимірювання на рис. 10, 11 наведені температурні поля задніх чвертей виміні здорових корів та корів з симптомами серозного маститу.

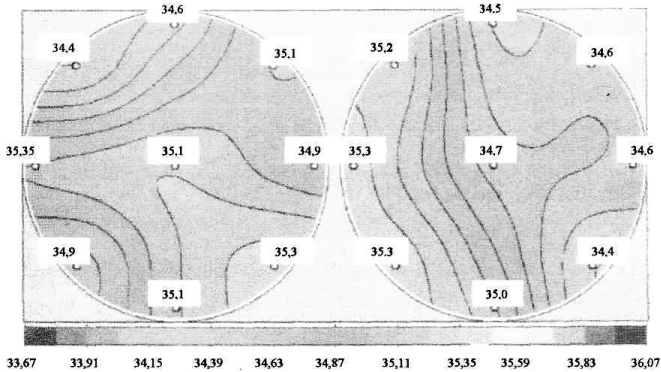


Рис. 10. Температурні поля задніх чвертей вим'я здорових корів

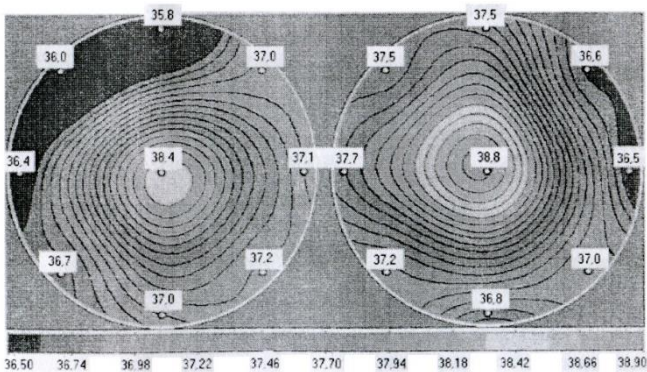


Рис. 11. Температурні поля задніх чвертей вим'я корів з симптомами серозного маститу

Обробка термограм показала, що для маститу корів характерні наступні ознаки: розкид температур задніх або передніх чвертей вим'я; розкид температури у межах однієї чверті вим'я; перевищення температури центральних відділів над середньою температурою.

Також експериментальні дослідження показали, що діагностика тварин радіометричним приймачем дозволяє знизити витрати, які пов'язані з лікуванням на 15...20%, розрахувати раціон годівлі та умови їх утримування з метою підвищення продуктивності на 20...25%. Крім того використання радіометричного приймача для систематичного контролю стану корів (1000 голів) дозволить господарству зберегти 145764,32 грн. на рік, що підтверджується актами.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі вирішена теоретична та експериментальна проблема зі створення радіометричної системи для ранньої діагностики стану тварин. Застосування розробленої системи в промисловому тваринництві дозволить підвищити рівень збереження тварин і їх продуктивність.

1. На основі узагальнення фактичного матеріалу вітчизняних і зарубіжних вчених виходить, що підвищення продуктивності тварин, пов'язане з їх утриманням, раціональним використанням кормів, оперативним лікуванням, залежить від своєчасного проведення клінічних обстежень по вимірюванню температури тварин.

2. З аналізу біофізичних і біохімічних процесів, що відбуваються в клітинах живого організму, виходить, що кінетика біологічних процесів відбувається в міліметровому діапазоні довжин хвиль, і для безконтактного вимірювання температури необхідно використовувати радіометричні методи вимірювання з чутливістю $10^{-15} \dots 10^{-17}$ Вт в діапазоні 30...40 ГГц з точністю до $0,1^\circ\text{C}$ і швидкодією вимірювання 2...4 с.

3. Для оцінки критичного гомеостазу крові тварин необхідно визначати вплив випадкових пульсацій крові на амплітудні та частотні характеристики радіотеплового ЕМВ. Випадкові флуктуації можуть бути причиною порушення мозкового, м'язового та інших типів кровопостачання.

4. Моделювання ЕМВ кровоносних судин тварини показує, що щільність потоку потужності при цьому лежить в діапазоні $10^{-16} \dots 10^{-15}$ Вт/см². З урахуванням того, що при проходженні тканин це випромінювання слабшає на 30...35% на кожному сантиметрі, а випромінювання дрібних судин значно слабкіше, ніж у великих і середніх, приймальна апаратура повинна мати чутливість не гірше $10^{-16} \dots 10^{-15}$ Вт.

5. При розробці системи радіотеплового картування організму тварини необхідно враховувати вплив внутрішніх ЕМВ, які можуть впливати на зближення еритроцитів аж до їх злипання.

6. Розрахунки для циліндричних органів тварин з радіусом 25 см і сферичних с радіусом 20 см на частотах 10 ГГц і 37 ГГц показали, що чутливість приймача повинна змінюватися від 10^{-17} Вт до $5 \cdot 10^{-16}$ Вт.

7. Теоретичний аналіз синтезованого радіометричного приймача модуляційного типу показує, що для дистанційної діагностики стану тварин слід використовувати приймач з чутливістю і перешкодостійкістю до 30 дБ.

8. Застосування в схемі радіометричного приймача кіл автоматичного налаштування частоти і автоматичного регулювання амплітуди гетеродину дозволяє пригнітити вузькосмугову перешкоду, близьку до частоти гетеродину, не менше ніж на 90 дБ, причому швидкодія реально може бути досягнута не гірше 10^{-2} ... 10^{-3} с.

9. Для прийому ЕМВ органів тварин слід застосовувати еліптичну антену з фокусною відстанню 180 мм, діаметром розкриття головного дзеркала 190 мм, радіусом розкриття опромінювача 15 мм, фокусною відстанню контррефлектора 110 мм.

10. Розроблено математичне обґрунтування синтезу адаптивного алгоритму пригнічення позасмугових перешкод на основі розв'язання рівняння Вінера-Хопфа методом найшвидшого спуску в реальному масштабі часу, що дозволило, при реальній чутливості радіотермометрії 10^{-15} ... 10^{-17} Вт, зберегти швидкодію в межах 2...4 с.

11. Проведені теоретичні та експериментальні дослідження показали можливість створення радіометричного приймача з параметрами:

- частота, ГГц..... 30...40;
- рівень сигналу, Вт..... 10^{-17} ;
- діаметр антени, мм..... 30;
- точність визначення температури внутрішніх тканин, °C $\pm 0,1$;
- глибина виявлення температурних аномалій, см 2...5.

12. Застосування радіометричного приймача для діагностики стану тварин дозволило при їх лікуванні зменшити витрату лікарських засобів на 15...20%; розробити раціон годування та умови їх утримання і, як наслідок, підвищити продуктивність на 20...25%; заощадити господарству (1000 голів корів) 145764,32 грн.

Список опублікованих праць за темою дисертації

1. Гуцол Т. Д. Биофизические основы применения радиометрических приёмников для дистанционной диагностики состояния животных / Гуцол Т. Д., Косулина Н. Г. // Збірник наукових праць Подільського державного аграрно-технічного університету. – 2016. – Вип. 24. Ч. 2. Технічні науки. – С. 73 – 79.

2. Гуцол Т. Д. Связь параметров кровотока животных с его электромагнитным излучением / Гуцол Т. Д. // Збірник наукових праць Подільського державного аграрно-технічного університету. – 2018. – Вип. 28. Технічні науки. – С. 150 – 157.

3. Гуцол Т. Д. Анализ помехоустойчивости и электромагнитной обстановки в зонах дистанционной диагностики животных / Т. Д. Гуцол, А. Д. Черенков // Вісник Харківського національного технічного університету сільського господарства ім. П. Василенка. – 2017. – Вип. 186. – С. 144 – 146.

4. Гуцол Т. Д. Анализ схемных решений радиометрических приёмников / Т. Д. Гуцол // Вісник Харківського національного технічного університету сільського господарства ім. П. Василенка. – 2017. – Вип. 187. – С. 107 – 109.

5. Гуцол Т. Д. Разработка метода расчёта и проектирование компенсатора внеполосных помех / Т. Д. Гуцол // Енергетика та компютерно-інтегровані технології в АПК. – 2017. – № 1(6). – С. 73 – 76.

6. Гуцол Т. Д. Теоретический анализ кровотока животных при наличии пульсаций давления / Т. Д. Гуцол // Вісник Нац. техн. ун-ту «ХПІ»: зб. наук. пр. – Харків: НТУ «ХПІ». – 2017. – № 33 (1255). – С. 112 – 116.

7. Hutsol Taras. Research on suppression system analysis of high power narrowband interference operating in presence of heterodyne frequency / Taras Hutsol // Scientific achievements in agricultural engineering, agronomy and veterinary medicine. – Krakow. – 2017. – Vol. II, No.1. – P. 264 – 273.

8. Гуцол Т. Д. Моделирование электромагнитных полей в организме животного при его термографировании / Т. Д. Гуцол // Вісник Нац. техн. ун-ту «ХПІ»: зб. наук. пр. – Харків: НТУ «ХПІ». – 2017 р. – № 44 (1266). – С. 43 – 47.

9. Hutsol T. Theoretical analysis of the adaptive system for suppression of the hindrance concentrated on a spectrum / T. Hutsol, N. Kosulina, A. Cherenkov // Technology audit and production reserves. – 2018. – No. 2/1 (40). – P. 32 – 36.

10. Hutsol T. Synthesis of radiometric receivers on the criterion of statistical invariance to fluctuations of strengthening and narrow-band interference / T. Hutsol, V. Popryaduhin, N. Kosulina // *Technology audit and production reserves*. – 2018. – No.1/1. (39). – P. 42 – 48.

11. Hutsol Taras. Analysis of broadband antenna radiation pulses / Aleksander Cherenkov, Taras Hutsol, Igor Garasymchuk, Jurii Pancyr, Dmytro Terenov, Vitalii Dubyna // *Agricultural Engineering*. – Warsaw. – 2018. – Vol. 22, No. 1. – P. 15 – 28.

12. Гуцол. Т. Д. Аналіз системи пригнічення потужної вузькосмувної перешкоди в радіометричному приймачі / Т. Д. Гуцол, О. Д. Черенков, В. В. Семенец // *Радиотехника: Всеукр. міжвед. науч.-техн. сб.* – 2018. – Вип. 194. – С. 66 – 72.

13. Гуцол. Т. Д. Аналіз цифрового адаптивного компенсатора помех / Т. Д. Гуцол, В. В. Семенец // *Радиотехника: Всеукр. міжвед. науч.-техн. сб.* – 2019. – Вип. 196. – С. 69 – 75.

14. Гуцол Т. Д. Основные направления и тенденции развития современных методов и приборов для измерения теплового излучения животных / Т. Д. Гуцол // *Вісник Харківського національного технічного університету сільського господарства ім. Петра Василенка*. – 2018. – Вип. 196. – С. 116 – 118.

15. Гуцол Т. Д. Анализ состояния животных по электромагнитному излучению их органов / Т. Д. Гуцол // *Вісник Харківського національного технічного університету сільського господарства ім. Петра Василенка*. – 2018. – Вип. 195. – С. 147 – 150.

16. Гуцол Т. Д. Создание метода и схем подавления внеполосных помех / Т. Д. Гуцол // *Научный журнал «Science Rise»*. – 2018. – № 12(53). – С. 41 – 44.

17. Гуцол Т. Д. Влияние на пульсирующий кровоток животных собственных и внешних электромагнитных полей / Т. Д. Гуцол // *Вісник Нац. техн. ун-ту «ХПИ»: зб. наук. пр.* – Харків: НТУ «ХПИ». – 2018 р. – № 44(1320). – С. 15 – 18.

18. Hutsol T. Simulation of erythrocytes interaction with external electromagnetic field / T. Hutsol // *Slovak international scientific journal*. – 2019. – Vol. 1, No. 25. – P. 42 – 45.

19. Hutsol T. D. Effect of electromagnetic fields on the properties of animal erythrocytes / T. D. Hutsol // *The Scientific Heritage. Technical Sciences* – 2019. – No 32. – Budapest, 2019. – P. 3 – 6.

20. Hutsol Taras. Creation of the method and schemes for suppression of out-of-band interference / Hutsol Taras, Kosulina Nataliya, Mykhailova

Liudmyla // MOTROL. Commission of Motorization and Energetics in Agriculture. – 2018. – Vol. 20, No.1. – P. 79 – 82.

21. Hutsol Taras. The use of radiometric receiver for remote diagnosing the condition of animals / Taras Hutsol, Serhii Yermakov, Iryna Horetska // Technological and Methodological Aspects of Agri-food Engineering in Young Scientist Research. Scientific Monograph. – Krakow. – 2018. – Vol. 1, No. 1. – P. 9 – 20.

Опубліковані праці апробаційного характеру

1. Гуцол Т. Обґрунтування вимог до параметрів радіометричних приймачів для дистанційної діагностики стану тварин: тези за матеріалами XVIII Міжнародної наукової конференції [«Сучасні проблеми землеробської механіки»]. Кам'янець-Подільський, 16 – 18 жовтня 2017 р. / Гуцол Т., Кшиштоф М. // М-во освіти и науки України, Подільський державний аграрно-технічний університет. – Тернопіль: Крок, 2017. – С. 66 – 67.

2. Гуцол Т. Д. Экономическая целесообразность применения радиометрических приёмников в животноводстве: тези за матеріалами Міжнародній науково-практичній Інтернет-конференції [«Національне виробництво й економія в умовах реформування»]. (Кам'янець-Подільський, 30 жовтня 2015 р.) / Гуцол Т. Д., М-во освіти і науки України, Подільський державний аграрно-технічний університет. Which held in October 30, 2015 on site sophus.at.ua.

3. Гуцол Т. Д. Обґрунтування радіометричних методів для аналізу стану тварин: тези за матеріалами науково-практичної студентської конференції [«Проблеми енергозабезпечення та енергозбереження в АПК України»]. Харків, ХНТУСГ, 5 – 6 квітня 2018 р. / Гуцол Т. Д. // М-во освіти и науки України, Харківський національний технічний університет сільського господарства ім. П. Василенка. – Харків: ФОП, 2018. – С. 87 – 87.

4. Гуцол Т. Д. Використання електромагнітного випромінювання тканин тварин для дистанційної діагностики їх стану радіометричним приймачем: Тези за матеріалами 6 міжнародної конференції [«Проблеми біомедичної науки і технології»]. Харків, ХНУРЕ, 17 – 19 жовтня 2017 р. / Гуцол Т. Д. // М-во освіти и науки України, Харківський національний університет радіоелектроніки. – Харків.: Точка, 2017. – С. 37 – 38.

5. Гуцол Т. Д. Радіометричні системи для вимірювання теплового випромінювання тканин тварин: тези за матеріалами міжнародної

науково-практичної конференції [«Актуальні проблеми аграрної економіки»]. Кам'янець-Подільський, 12 – 13 жовтня 2017 р. / Гуцол Т. Д. // М-во освіти и науки України, Подільський державний аграрно-технічний університет. – Тернопіль: Крок, 2017. – С. 56.

АНОТАЦІЯ

Гуцол Т. Д. Електромагнітні методи та радіометричні системи дистанційної діагностики стану тварин. – Рукопис.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора технічних наук за спеціальністю 05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи. – Харківський національний технічний університет сільського господарства імені Петра Василенка. – Харків, 2018.

Систематичний контроль стану здоров'я тварин стає необхідною умовою оптимального функціонування тваринницьких комплексів, а його вдосконалення – одна з важливих задач ветеринарної науки та передової практики. Аналіз вимірювання температури тварин показує, що особливу увагу заслуговує використання методів безконтактного дистанційного вимірювання теплового електромагнітного випромінювання (температури) об'єктів на основі радіометричної апаратури в міліметровому діапазоні довжин хвиль. Передбачається, що механізм генерації ЕМП клітин обумовлюється коливаннями заряджених клітинних мембран, мікроструктура яких забезпечує виникнення дипольної компоненти з частотою випромінювання 40...80 ГГц. В результаті теоретичних і експериментальних досліджень був розроблений радіометричний приймач з параметрами: чутливість 10^{-15} ... 10^{-17} Вт, діапазон частот 30...40 ГГц, швидкодія 2...4 с, точність вимірювань 0,1°C. Використання радіометричної системи в технологічних процесах тваринництва дозволить підвищити продуктивність тварин на 20...25%, на 15...20% зменшити витрати на ліки, розробити раціон годівлі та утримання тварин. Розрахунки показують, що економічна ефективність від використання радіометричної системи для діагностики стада корів (1000 голів) складе 145764,32 грн.

Ключові слова: радіометричний приймач; власне електромагнітне випромінювання тварин; дистанційний аналіз фізіологічного стану тварин.

АННОТАЦИЯ

Гуцол Т. Д. Электромагнитные методы и радиометрические системы дистанционной диагностики состояния животных. – Рукопись.

Диссертация на соискание учёной степени доктора технических наук по специальности 05.11.17 – биологические и медицинские устройства и системы. – Харьковский национальный технический университет сельского хозяйства имени Петра Василенко. – Харьков, 2018.

Систематический контроль состояния здоровья животных становится необходимым условием оптимального функционирования животноводческих комплексов, а его совершенствование – одной из важнейших задач ветеринарной науки и передовой практики.

Анализ основных направлений и тенденций развития современных методов измерения температуры животных показывает, что особое внимание заслуживает использование методов бесконтактного дистанционного измерения теплового электромагнитного излучения (температуры) объектов на основе радиометрической аппаратуры в миллиметровом диапазоне длин волн.

Принцип действия прибора основан на приеме и определении интенсивности собственного теплового излучения внутренних тканей животного в радиодиапазоне, которое пропорционально температуре тканей согласно законам физики (формула Планка). Предполагается, что механизм генерации ЭМП клеток обуславливается колебаниями заряженных клеточных мембран, микроструктура которых обеспечивает возникновение дипольной компоненты с частотой излучения 40...80 ГГц. Таким образом, кинетика биологических реакций происходит в миллиметровом диапазоне длин волн, уровень мощности которых определяет температуру клетки и органа в целом.

В результате теоретических и экспериментальных исследований был разработан радиометрический приёмник, который был использован для дистанционной диагностики состояния сельскохозяйственных животных с параметрами: чувствительность $10^{-15} \dots 10^{-17}$ Вт, диапазон частот 30...40 ГГц, быстродействие 2...4 с, точность измерений $0,1^\circ\text{C}$. Использование радиометрической системы в технологических процессах животноводства позволит повысить продуктивность животных на 20...25 %, на 15...20 % уменьшить расходы на лекарства, разработать рацион кормления и содержания животных. Расчеты показывают, что экономическая эффективность от использования радиометрической системы для диагностики стада

коров (1000 голов) составит 145764,32 грн.

Ключевые слова: радиометрический приёмник; собственное электромагнитное излучение животных; дистанционный анализ физиологического состояния животных.

SUMMARY

Hutsol T. D. Electromagnetic methods and radiometric systems for remote diagnostics of animals. – The manuscript.

Dissertation for the degree of Doctor of Technical Sciences in specialty 05.11.17 – biological and medical devices and systems. – Kharkiv National Technical University of Agriculture named after Petr Vasilenko. – Kharkiv, 2018.

Systematic control of the animal health status becomes a necessary condition for the optimal functioning of livestock complexes, and its improvement is one of the most important tasks of veterinary science and cutting edge practices. Analysis of animal temperature measurement shows that special attention should be paid to usage of contactless methods for remote measurement of thermal electromagnetic radiation (temperature) of objects based on radiometric equipment in the millimeter wavelength range.

It is assumed that the EMF cell generation mechanism is caused by the vibrations of charged cell membranes, the microstructure of which ensures the appearance of a dipole component with a radiation frequency of 40 – 80 GHz. As a result of theoretical and experimental studies a radiometric receiver was developed with following parameters: sensitivity $10^{-15} - 10^{-17}$ W, frequency range 30 – 40 GHz, speed 2 – 4 s, measurement accuracy 0,1°C. Usage of developed radiometric system in the technological processes of animal husbandry will increase productivity of animals by 20 – 25%, reduce the cost of medicines by 15 – 20%, and develop a rationing approach for feeding and keeping animals. Calculations show that the economic efficiency from the use of a radiometric system for diagnosis of cow herd (1000 heads) is 145764,32 UAH.

Key words: radiometric receiver; own electromagnetic radiation of animals; remote analysis of the physiological state of animals.

Підписано до друку – 18.03.2019 р.
Комп'ютерний набір та верстка Полянова Н. В.
Формат паперу 60x84 1/16. Папір офсетний.
Ум. друк.0,765
Замовлення № 44/032017. Наклад 100 прим.

Друкарня ФОП Олейникова Ю. В.

м. Харків, вул. Різдвяна (Енгельса) 29А,
Тел.: +38(057) 7-529-729.

Свідоцтво про реєстрацію:
Серія ХК, №163 від 20.12.2005 р.

