Міністерство освіти і науки України

Вінницький національний технічний університет

ХОМЕНКО ЖАННА МИКОЛАЇВНА

УДК 616.71

МЕТОД І БІОМЕДИЧНИЙ ЗАСІБ МОНІТОРИНГУ ЧАСТОТИ ДИХАННЯ ТА СЕРЦЕБИТТЯ ЛЮДИНИ

Спеціальність 05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи

АВТОРЕФЕРАТ

дисертації на здобуття наукового ступеня

кандидата технічних наук

Вінниця – 2015

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана в Житомирському державному технологічному університеті Міністерства освіти і науки України, м. Житомир.

Науковий керівник: доктор технічних наук, професор
Манойлов В'ячеслав Пилипович,
Житомирський державний технологічний університет,
завідувач кафедри радіотехніки, радіоелектронних апаратів і телекомунікацій

Офіційні опоненти: доктор технічних наук, професор
Шарпан Олег Борисович,
Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
професор кафедри теоретичних основ радіотехніки

доктор технічних наук, професор
Осадчук Олександр Володимирович,
Вінницький національний технічний університет,
завідувач кафедри радіотехніки

Захист відбудеться «10» грудня 2015 р. о 12^{00} годині на засіданні спеціалізованої вченої ради К 05.052.06 у Вінницькому національному технічному університеті за адресою: 21021, м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95, ауд. 210, ГНК.

З дисертацією можна ознайомитися у бібліотеці Вінницького національного технічного університету за адресою: 21021, м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95.

Автореферат розісланий «9» листопада 2015 р.

Учений секретар
спеціалізованої вченої ради С.В. Тимчик

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. Сучасна клінічна медицина використовує для моніторингу дихальної та серцево-судинної системи різноманітні складні електронні пристрої: ультразвукові сканери, томографи. Ці пристрої, хоча й дають високоякісну картинку на екрані моніторів, але в експлуатації є складними та коштовними. Тому дослідники та практикуючі медичні працівники шукають більш прості та компактні пристрої. Одним з напрямків вдосконалювання методів є створення малогабаритного біомедичного засобу моніторингу основних параметрів організму – дихання та кровообігу людини. Існуючі безконтактні датчики (ємнісні, оптичні) за своїми характеристиками непридатні для контролю вищеозначених параметрів.

У зв’язку з вищевикладеним, актуальною проблемою є розробка безконтактного малогабаритного біомедичного засобу моніторингу основних параметрів організму – дихання та скорочень серцевих м’язів, в тих областях медицини, що обумовлені обмеженням рухливості об’єкта дослідження: реаніматологія та сомнологія.

Медичне використання біорадарів на даний час відсутнє, що пов’язане з недосконалістю методик застосування та проектування біорадіолокаційної апаратури. Таким чином, на сьогодні недостатньо досліджена та обґрунтована розробка ефективних засобів безконтактного дистанційного моніторингу дихання та серцебиття біологічного об’єкта, що є актуальним завданням медичного приладобудування.

Мета і завдання дослідження. Метою дослідження є підвищення достовірності результатів спостереження за хворими під час лікування шляхом створення методу і впровадження біомедичного засобу безконтактного моніторингу частоти дихання та серцебиття, як інформативних параметрів при проведенні синхронних досліджень.

Для досягнення вказаної мети були поставлені та вирішені наступні основні задачі:

1) обґрунтувати вибір інструментальних засобів і методів біорадіолокаційного моніторингу;

2) провести аналіз визначення коефіцієнту відбиття від тіла людини, з метою виявлення оптимальних значень частоти та інтенсивності зондувального сигналу;

3) розробити засіб біорадіолокаційного моніторингу для визначення частоти дихання та серцебиття;

4) розробити алгоритм розрізнення частоти дихання та серцебиття з отриманого біометричного сигналу;

5) розробити методику проведення досліджень по оцінці стану серцево-судинної і дихальної систем людини.

Об’єктом дослідження є процес взаємодії електромагнітних полів радіочастотного діапазону з біологічним об’єктом.

Предметом дослідження є методи аналізу отриманого біометричного сигналу та засіб біорадіолокаційного моніторингу.

Методи дослідження. Під час дисертаційного дослідження для побудови математичної моделі процесу відбиття зондувального сигналу був представлений метод визначення коефіцієнту відбиття НВЧ сигналів від грудної клітини людини, що представлена у вигляді тришарової шаруватої структури, та використане рівняння Коул-Коула, що найбільш точно описує діелектричні властивості біологічних тканин у широкому діапазоні частот. Це дозволило визначити діапазон частот зондувального сигналу, при якому спостерігалося найменше його поглинання шаруватою структурою поверхневих тканин людини. Використаний фазовий метод двох квадратур для визначення малих переміщень грудної клітини. В подальших дослідженнях був використаний метод віконних функції для виконання фільтрації відбитого від грудної клітини біометричного сигналу з метою виділення з нього складових дихання та серцебиття. Також були використані статистичні методи обробки результатів експериментальних досліджень та наукових випробувань.

Наукова новизна отриманих результатів:

- Удосконалено метод біорадіолокаційного моніторингу, який на відміну від відомих використовує дві складові фази відбитого біометричного сигналу, зсунутих одна відносно одної, що дозволило отримувати дійсну траєкторію руху грудної клітини людини для подальшого визначення складових дихання та серцебиття.
- Вперше отримано залежність фази розсіяного поля від частоти для електродинамічної моделі, яка має нелінійний характер, в той час як для моделі точкового розсіювача вказана залежність носить лінійний характер, що обумовлено відсутністю врахування форми об’єкта, частотної дисперсії діелектричних властивостей поверхні моделі, та як наслідок, коефіцієнта відбиття.
- Удосконалено модель взаємодії електромагнітного поля з біологічним об’єктом шляхом застосування тришарової моделі шаруватої структури грудної клітини людини, за допомогою якої отримано математичні вирази для визначення коефіцієнтів відбиття шарів структури.
- Вперше отримано, що в діапазоні частот 8,5-12 ГГц діелектрична проникність тканин практично не залежать від частоти зондувального сигналу, при якому поглинання зондувального сигналу є найменшим, а коефіцієнт відбиття є найбільшим, що дало змогу створити біомедичний засіб моніторингу частоти дихання та серцебиття людини.

Практичне значення отриманих результатів полягає в тому, що:

- проведено розрахунок коефіцієнту відбиття зондувального сигналу від поверхні тіла людини, з метою виявлення оптимальних значень частоти та інтенсивності зондувального сигналу;
- розроблено алгоритм поділу складових дихання та серцебиття з отриманого біометричного сигналу;

- розроблено біомедичний засіб моніторингу для визначення частоти дихання та серцебиття;
- розроблено методику проведення досліджень по оцінці стану серцево-судинної і дихальної систем людини;
- проведено експериментальні дослідження групи піддослідних за допомогою біомедичного засобу моніторингу частоти дихання та серцебиття людини, за результатами яких, достовірність проведеного дослідження становила 0,966.

Результати роботи впроваджено у ДП «Науково-дослідний інститут радіосистем» (м. Житомир). Достовірність отриманих результатів підтверджує високий ступінь збігу результатів, що були отримані за допомогою розробленого біомедичного засобу, з експериментальними даними при контактних тестових випробуваннях (акт від 20.02.2015).

Методики та результати, отримані в роботі, також впроваджені у навчальний процес кафедри радіотехніки, радіоелектронних апаратів та телекомунікацій Житомирського державного технологічного університету, що сприяло підвищенню якості викладання дисципліни «Апаратура біомедичних досліджень» (акт від 15.04.2015).

Особистий внесок здобувача. Дисертаційна робота є узагальненням результатів теоретичних та практичних досліджень, проведених автором самостійно. Усі основні положення і результати дисертаційної роботи, які виносяться на захист, отримано здобувачем особисто. Їх основний зміст опубліковано в наукових працях [1-12]. У працях, опублікованих у співавторстві, здобувачу належать такі результати: методика та схемна реалізація радару, що дозволяють виділити з отриманого біометричного сигналу необхідні для подальшого аналізу складові дихання та серцебиття [8]; аналіз поведінки шаруватих структур поверхневих тканих під впливом зондувальних сигналів широкого діапазону частот на основі розроблених математичних моделей [5]; аналіз складу відбитого від грудної клітини людини біометричного сигналу та методи його цифрової обробки при різному взаємному розташуванні складових дихання та серцебиття [4, 11]; загальний алгоритм обробки біометричного сигналу з метою виділення складових дихання та серцебиття з їх подальшим аналізом [9, 12].

На основі проведених досліджень та отриманих методик було створено макет біомедичного засобу.

Апробація результатів дисертації. Результати досліджень доповідались на Міжвузівській науково-практичний конференції, присвяченій Дню науки (Житомир, ЖДТУ, 17-18 травня, 2012 р.); XI Міжнародній науково-технічній конференції «Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах» (Хмельницький, ХНУ, 5-8 червня, 2012 р.); 22-й Міжнародній Кримській конференції “СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии” (КрыМиКо’2012) (Севастополь, АР Крим, 10-14 вересня 2012 р.); II Міжнародній науково-практичній конференції «Фізико-технологічні проблеми радіотехнічних пристроїв, засобів телекомунікацій, нано- та мікроелектроніки» (Чернівці, 25-27 жовтня 2012 р.); Всеукраїнській науково-практичній on-line конференції аспірантів, молодих учених та студентів, присвяченій Дню науки (Житомир, ЖДТУ, 15-17 травня, 2013 р.); VIII-му Міжнародному симпозіумі «Актуальні проблемі біофізичної медицини» (Київ, 14-17 травня 2014 р.); 24-й Міжнародній Кримській конференції “СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии” (КрыМиКо’2014) (Севастополь, АР Крим, 7-13 вересня 2014 р.).

Публікації. За темою дисертації опубліковано 12 наукових праць, з них 5 – у фахових виданнях, 1 з яких входить до міжнародної наукометричної бази даних Index Copernicus International, 7 – у матеріалах конференцій.

Структура та обсяг дисертаційної роботи. Дисертаційна робота складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел та додатків. Загальний обсяг дисертації становить 155 сторінок, в тому числі 116 сторінок основного тексту. Робота містить 63 рисунки, 10 таблиць, 5 додатків та список використаних джерел з 114 найменувань.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ ДИСЕРТАЦІЙНОЇ РОБОТИ

У **вступі** обґрунтовано актуальність теми дисертаційного дослідження, подано короткий огляд стану проблеми, зв’язок з програмами і темами, сформульовано мету роботи та науково-технічні задачі, необхідні для її досягнення, визначено наукову новизну, практичне значення роботи та особистий внесок здобувача, надано інформацію про апробацію результатів роботи.

У **першому розділі** проведений аналіз існуючих інструментальних засобів і методів біорадіолокаційного моніторингу показав, що радари, які використовують одну квадратуру і засновані на методі фазового детектування, володіють рядом функціональних обмежень, таких як чутливість до положення цілі і спотворення сигналу, обумовлені амплітудою руху цілі, що не дозволяє використовувати їх в повній мірі для поділу серцевої і дихальної складових в отриманому біометричному сигналі.

Для досягнення найкращих характеристик радіолокаційних комплексів потрібна розробка адекватних моделей радіолокаційних сигналів, які повинні бути побудовані на фізичних моделях взаємодії радіохвиль з біологічними об’єктами. Побудова цих моделей дозволить розробити алгоритми оптимальної обробки сигналу, які дадуть можливість отримувати більше інформації про об’єкт, що зондується (класифікація цілей), а також про характеристики його руху. Ці моделі можуть бути використані при формуванні вимог до апаратних засобів радіолокаторів.

Діелектричні властивості біологічних тканин визначаються присутністю в них води, розчинених у воді макромолекул, а також компартменталізацією клітинних та макроскопічних структур.

Компартменталізація сприяє оптимальному протіканню біохімічних реакцій, але з іншого боку, призводить до того, що біологічні тканини набувають сегнетоелектричних властивостей. Внаслідок наявності заряджених компартментів, біологічні тканини мають високе значення діелектричної проникності, особливо на низьких частотах.

Фізичними величинами, що використовуються для опису електричних властивостей біологічних тканин, є ε та ε_0 – відносна та абсолютна для вакууму діелектричні проникності тканини відповідно, і σ – провідність матеріалу. Для біологічних тканин ε має стійку залежить від частоти.

На низьких частотах (звичайно нижче декількох кГц) електропровідність тканини, в основному, обумовлена провідністю електролітів у позаклітинному просторі. Сукупна провідність тканини внаслідок цього є функцією, чутливою до об'єму фракції позаклітинного простору та провідності позаклітинного середовища. Біологічна тканина при цьому проявляє альфа-дисперсію в кілогерцовій області частот, що виникає внаслідок поляризації протиіонів поблизу мембран кліток і великих, контактуючих з мембраною, структур у тканині.

На частотах більш ніж 100 кГц у тканині проявляється бета-дисперсія в частотній області від 0,1 до 10 МГц внаслідок перезарядження клітинної мембрани через внутрішньоклітинне та позаклітинне середовище. При бета-дисперсії клітинні мембрани мають незначний імпеданс, і струм проходить як через позаклітинний, так і через внутрішньоклітинний простір.

На частотах вищих за 1 ГГц тканина проявляє гамма-дисперсію внаслідок обертальної релаксації молекул води. Цьому виду дисперсії відповідає область частот близько 20 ГГц.

Для того, щоб можна було оцінити рівень сигналу, який було відбито від поверхні тіла людини, та надійшов до приймальної антени радіолокаційного приймача, необхідно знати коефіцієнти відбиття радіохвиль заданої частоти поверхнею тіла. При цьому треба враховувати, що шкіра являє собою шарувату структуру, що має різні електрофізичні властивості за товщиною.

Структура поверхневого шару біологічної тканини є неоднорідною як за товщиною, так і за складом. Варіації параметрів цієї структури призводять до варіацій результуючого коефіцієнта відбиття потужності НВЧ-сигналу Γ.

Кожний шар тіла може бути представлений як діелектрик з певними характеристиками, які змінюються в залежності від частоти падаючої хвилі. У всіх шарах тканин організму діелектрична проникність збільшується із частотою, у той час як питома провідність зменшується.

Для визначення діелектричної проникності біологічних тканин у широкому діапазоні частот було використане рівняння Коул-Коула. В основі аналізу лежить використання даних про дисперсії в діелектричному спектрі біологічних матеріалів та їх описі, як суми членів, що відповідають основним механізмам поляризації. Спектр простирається від Гц до ГГц і показує чотири основні області дисперсії. Модель, що відповідає всьому спектру, має вигляд:

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \sum_{m=1}^{4} \frac{\Delta\varepsilon_m}{(1 - j\omega\tau_m)^{(1-\alpha_m)}} + \sigma_i / j\omega\varepsilon_0, \quad (1)$$

де ε_∞ – діелектрична проникність тканини в терагерцовому діапазоні частот; σ_i – іонна провідність для певного типу тканини, τ_m – час релаксації тканини в кожній із чотирьох областей дисперсії; $\Delta\varepsilon_m$ – різниця діелектричної проникності у відповідному діапазоні частот; α_m – коефіцієнт розподілу часів релаксації в кожній із чотирьох областей дисперсії ($0<\alpha_m \le 1$); ω – кутова частота зондувального сигналу.

Характер поглинання та розподілу енергії мікрохвиль у тканинах організму людини визначається ступенем відбиття хвилі від поверхні тіла, анатомічним розташуванням шарів тканин і розмірами тіла щодо довжини хвилі. Модель грудної клітини людини можна представити у вигляді багатошарового діелектрика, що складається із плоских шарів шкіри, жирової, м’язової, кісткової й легеневої тканин.

Коефіцієнт відбиття *i-го* шару може бути знайдений як:

$$\Gamma_i(\omega)=\frac{r_{i-1,i}(\omega)+r_{i,i+1}(\omega)\cdot \mathrm{e}^{-2\beta_i(\omega)d_i}}{1+r_{i-1,i}(\omega)r_{i,i+1}(\omega)\cdot \mathrm{e}^{-2\beta_i(\omega)d_i}}, \qquad (2)$$

де $r_{i,i+1}(\omega)=\dfrac{\sqrt{\varepsilon'_{i+1}(\omega)}-\sqrt{\varepsilon'_i(\omega)}}{\sqrt{\varepsilon'_{i+1}(\omega)}+\sqrt{\varepsilon'_i(\omega)}}$ – амплітудні коефіцієнти ($\varepsilon'_i(\omega)$ – відносні діелектричні проникності сусідніх шарів шаруватої структури); d_i – товщина *i-го* шару; $\beta_i(\omega)$ – постійна поширення хвилі в *i-му* шарі, що в загальному вигляді знаходиться за виразом:

$$\beta(\omega)=\left[\left(\frac{\mu_0\varepsilon_0\varepsilon'(\omega)}{2}\right)\left(\sqrt{1+\left(\frac{\sigma(\omega)}{\omega\varepsilon_0\varepsilon'(\omega)}\right)^2}+1\right)\right]^{\frac{1}{2}}, \qquad (3)$$

де μ_0 – абсолютна магнітна проникність.

Виходячи з вищевказаного, одним з основних напрямків вдосконалювання методів і технічних засобів моніторингу є створення безконтактних первинних перетворювачів і бездротових пристроїв передачі медико-біологічної інформації.

Для розробки спеціалізованих біорадіолокаторів та визначення їх характеристик необхідна система вихідних даних, яка містить оцінки параметрів циклічних переміщень біологічних структур в системах дихання та кровообігу, характеристики фізичних властивостей тканин, що визначають їх взаємодію з електромагнітним випромінюванням.

Аналіз можливостей біорадіолокаційного моніторингу та систем, що його забезпечують, показав відсутність змістовної інформації про алгоритми фільтрації завад і перевідбиттів зондувального сигналу від місцевих предметів, методів створення і тестування відповідних математичних моделей, що підтвердило актуальність та визначило основні напрямки дослідження та розробки радіолокаційних методів дистанційного зондування малих переміщень біологічних структур, зокрема дихання та скорочень серцевого м’яза, в рамках даної дисертаційної роботи.

У **другому розділі** вдосконалено метод біорадіолокаційного моніторингу, який полягає в відновленні траєкторії руху біологічного об’єкта шляхом об’єднання двох квадратур фазового детектора розробленого біомедичного засобу з їх попереднім диференціюванням та арктангенс-демодуляцією, що дозволяє отримувати дійсну траєкторію руху, необхідну для її подальшого аналізу з одночасним вилученням із сигналу небажаної постійної складової.

Характер руху грудної клітки людини, що перебуває у спокої, наведено на рис. 1; на рис. 2 показана сутність експерименту.

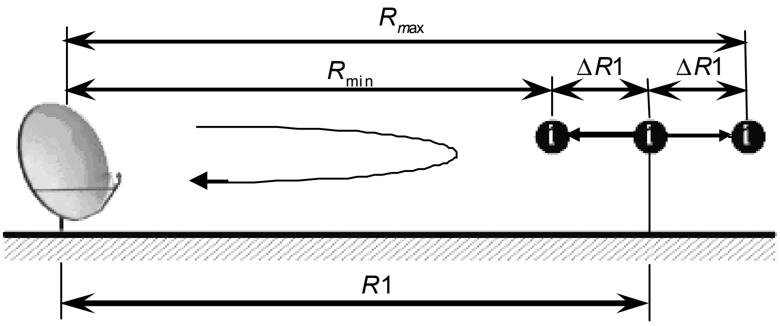

Рисунок 1 – Рух грудної клітини, що поступально рухається з амплітудою $\Delta R1$ та частотою F_1

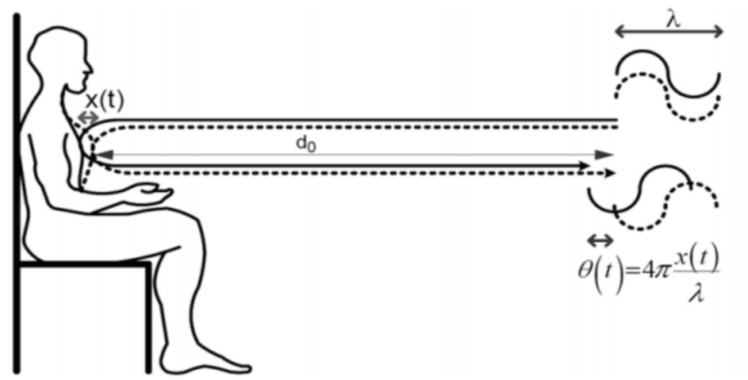

Рисунок 2 – Сутність експерименту та його постановка

Грудна клітина, що перебуває на відстані $R1$ від радара, робить зворотно-поступальні рухи у напрямку нормалі до радара. Вона наближається до радара на мінімальну відстань $R_{\min}$ і віддаляється на максимальну – $R_{\max}$.

За методом фазового детектування, параметром сигналу, що характеризує положення грудної клітини у просторі, є фаза. Так як характеристика фазового детектора, що описує залежність напруги виходу від різниці фаз прийнятого та опорного сигналів, є функцією косинуса, то відбитий від грудної клітини сигнал описується наступним виразом:

$$u(t)=\frac{E_0E_1}{2}nT_0\cos\left[2\omega_0\left(\frac{R1+\Delta R1\sin(\Omega_1 t+\theta)}{c}\right)\right], \qquad (4)$$

де T_0 – період коливань зондувального сигналу;

n – ціле число періодів коливань, що використовуються у розрахунках;

$\omega_0 = 2\pi f_0$ — кутова частота випромінюваного сигналу;

$\Delta R1 = \left|R_{\max} - R_{\min}\right| / 2$ – амплітуда руху грудної клітини;

$\Omega_1 = 2\pi F_1$ – кутова частота руху грудної клітини;
θ – початкова фаза руху грудної клітини;
E_0, E_1 – амплітуди прийнятого та опорного сигналів;
$R1$ – відстань до грудної клітини;
c – швидкість світла;
$u(t)$ – напруга на виході фазового детектора.

Вищевказаний вираз показує залежність напруги на виході корелятора від відстані до спостережуваного об’єкта. Така модель дозволяє розглянути вихідний сигнал корелятора при різних параметрах руху. При збільшенні амплітуди руху, форма вихідного сигналу починає змінюватися. У його складі з’являються додаткові гармоніки із кратними частотами. Цей факт ускладнює прямий вимір частоти руху грудної клітини при певних значеннях амплітуд цього руху.

Якщо радар використовується при наявності безлічі місцевих об’єктів, то в приймач попадають відбиття й від них. Так як сигнали, відбиті від декількох об’єктів, інтерферують, то положення цих об’єктів не ідентифікується (рис. 3 та рис. 4).

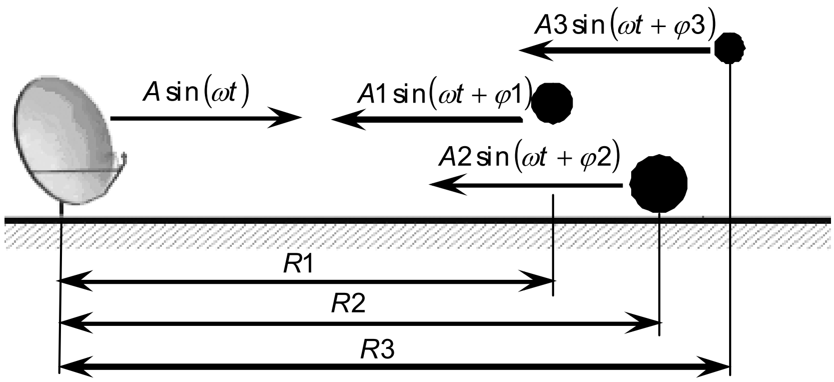

Рисунок 3 – Відбиття монохроматичної хвилі від декількох об’єктів

Сигнал, викликаний відбиттями від декількох об’єктів, викликає в приймачі напругу, що змінюється за синусоїдальним законом із частотою зондувального сигналу, фаза та амплітуда якого залежать від відстаней до цих об’єктів.

Таким чином встановлено, що:

– лінійна залежність зміни вихідної напруги приймача від зсуву грудної клітини існує тільки поблизу $R1 = {n\lambda_0}/{4}$ $(n = 1, 2, 3,...)$ за умови, що зсув $\Delta R1$ є малим в порівнянні з довжиною хвилі λ_0;
– вихідна напруга приймача набуває додаткових гармонік із кратними частотами у випадку, коли $\Delta R1 \geq \lambda_0$;
– крім частотних змін сигналу, відбувається поява постійної складової («корисна постійна складова»), що є пропорційною відстані до об’єкта спостереження.

– наявність відбиттів від місцевих об’єктів призводить до появи в сигналі великої постійної складової, відрізнити яку від корисної постійної складової не є можливим.

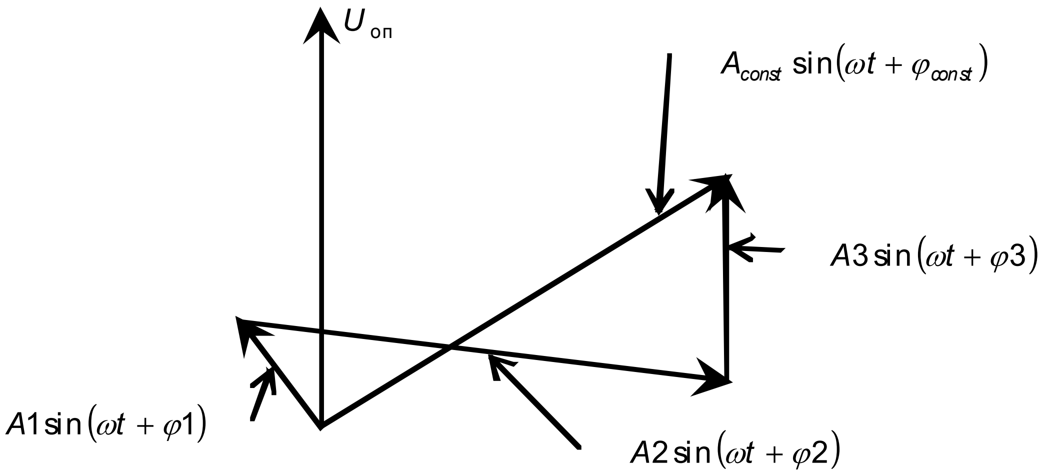

Рисунок 4 – Додавання відбиттів від місцевих об’єктів
до корисного біометричного сигналу

Для усунення вищевказаних проблем доцільно відновлювати траєкторію руху грудної клітини з використанням двох квадратур, що дозволить подолати чутливість радара до положення цілі.

При наявності відбиттів від місцевих об’єктів, вихідні напруги квадратур несуть у собі велику постійну складову, яку можна виділити за допомогою арктангенс-демодуляції та радаром із двома квадратурами, що забезпечують збереження інформації про рух, викликаний серцево-дихальною діяльністю.

Математичні моделі вихідних сигналів квадратур (рис. 5) можна описати наступними виразами:

$$Z_S(t)=\frac{E_0E_1}{2}nT_0\sin\left[2\omega_0\left(\frac{R1+\Delta R1\sin(\Omega_1 t+\theta)}{c}\right)\right]+P_S; \quad (5)$$

$$Z_C(t)=\frac{E_0E_1}{2}nT_0\cos\left[2\omega_0\left(\frac{R1+\Delta R1\sin(\Omega_1 t+\theta)}{c}\right)\right]+P_C, \quad (6)$$

де P_S, P_C – постійні складові, що викликані відбиттями від місцевих об’єктів.

Використання фільтру низьких частот для відокремлення інформації про об’єкт, що рухається, не вирішує поставлену задачу, оскільки інформація про рухомий об’єкт може нести в собі корисну постійну складову. Фільтрація лише зменшує її рівень в сигналі, але не ліквідовує зовсім.

Оскільки функція зміни напруги на виході фазового детектору є гладкою та неперервною, то її можна диференціювати за часом: $\frac{d(Z_S(t))}{dt}$; $\frac{d(Z_C(t))}{dt}$.

Так як вирази (5) та (6) є функціями синуса і косинуса одного й того ж аргументу, то диференціал синусної квадратури містить косинус того ж аргументу. Відповідно, диференціал косинусної квадратури включає функцію синуса від загального аргументу: $\left[2\omega_0\left(\frac{R1+\Delta R1\sin(\Omega_1 t+\theta)}{c}\right)\right]$.

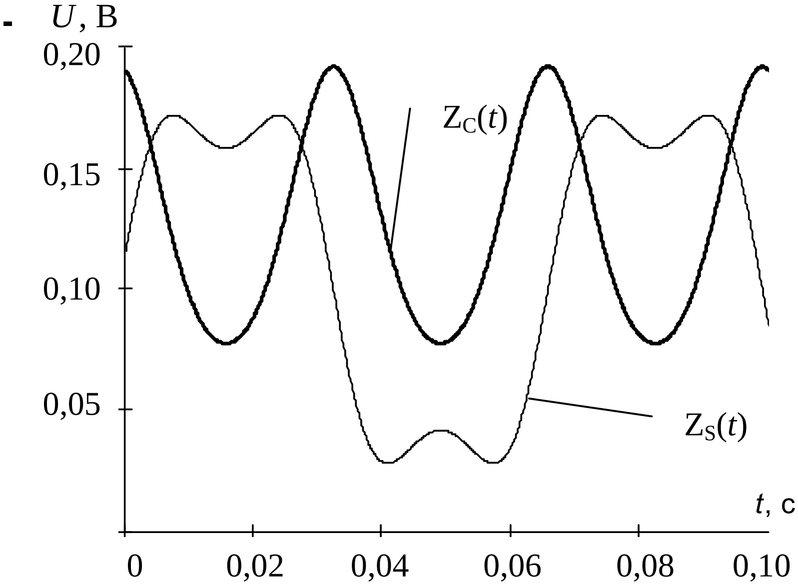

Рисунок 5 – Вихідні сигнали квадратур

Похідні від складних функцій розкладаються за наступною формулою:

$$\frac{d(Z_S(t))}{dt}=\frac{d(A\cdot\sin(\varphi(t))+P_S)}{dt}=\frac{d(A\cdot\sin(\varphi(t))+P_S)}{d\varphi(t)}\cdot\frac{d\varphi(t)}{dt}; \tag{7}$$

$$\frac{d(Z_C(t))}{dt}=\frac{d(A\cdot\cos(\varphi(t))+P_C)}{dt}=\frac{d(A\cdot\cos(\varphi(t))+P_C)}{d\varphi(t)}\cdot\frac{d\varphi(t)}{dt}, \tag{8}$$

де $\varphi(t)=\left[2\omega_0\left(\frac{R1+\Delta R1\sin(\Omega_1 t+\theta)}{c}\right)\right]$, $A=\frac{E_0 E_1}{2}nT_0$,

або

$$\frac{d(Z_S(t))}{dt}=A\cdot\cos(\varphi(t))\cdot\frac{d\varphi(t)}{dt}; \tag{9}$$

$$\frac{d(Z_C(t))}{dt}=-A\cdot\sin(\varphi(t))\cdot\frac{d\varphi(t)}{dt}. \tag{10}$$

Після взяття арктангенсу від співвідношення двох вищевказаних складових, отримаємо:

$$arctg\left(-\frac{d(Z_C(t))}{d(Z_S(t))}\right)=\left[2\omega_0\left(\frac{R1+\Delta R1\sin(\Omega_1 t+\theta)}{c}\right)\right]. \tag{11}$$

Якщо розділити вираз (11) на $\frac{2\omega_0}{c}$, то результат буде характеризувати переміщення об’єкту у просторі (рис. 6).

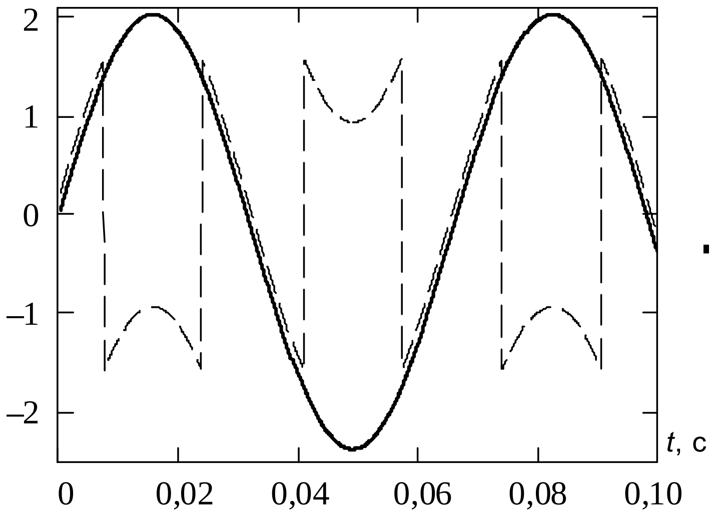

Рисунок 6 – Фазова характеристика отриманого сигналу

У **третьому розділі** розглянуто особливості побудови передавальної та приймальної частин біомедичного засобу, запропоновано варіант його реалізації та методи фільтрації отриманого біометричного сигналу. На рис. 7 наведена структурна схема розробленого біомедичного засобу.

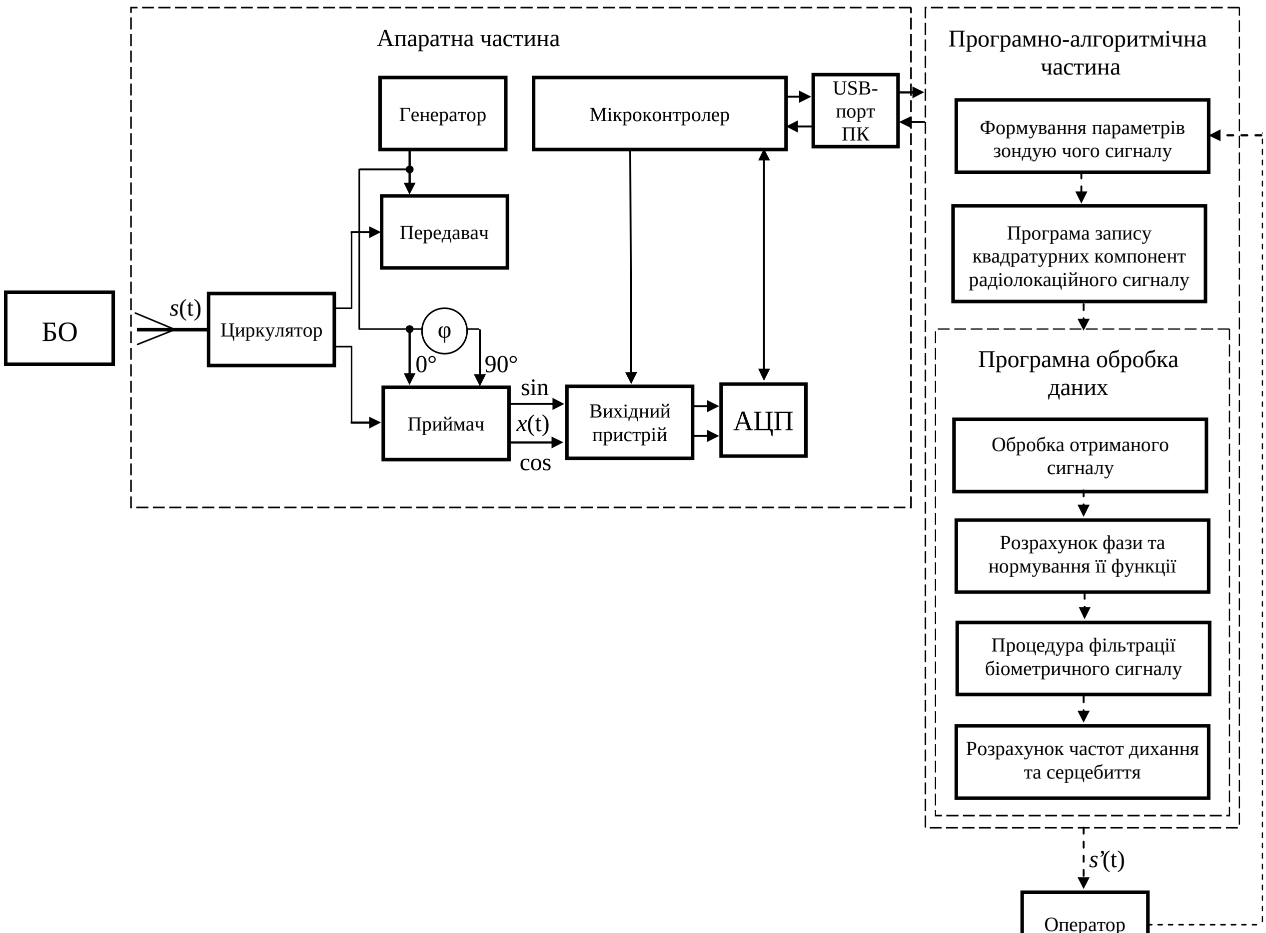

Рисунок 7 – Структурна схема розробленого біомедичного засобу

Вихідний сигнал $x(t)$ надходить на вхід вихідного пристрою, що містить підсилювачі. Двоканальний АЦП забезпечує оцифровку кожної з двох квадратурних складових.

Мікроконтролер призначений для управління синтезатором частот в передавачі та приймачі, а також забезпечує запис оцифрованих значень у файл, який передається в персональний комп’ютер для подальшої обробки.

Апаратна частина біомедичного засобу дистанційного моніторингу дихання та серцебиття містить приймально-передавальну антену, що з’єднана з циркулятором; тракт формування НВЧ-сигналу, що включає послідовно з’єднані задаючий генератор НВЧ-сигналу, дільник потужності, помножувач частоти на «3», що підключений до циркулятора; приймач відбитого сигналу, що має синфазний та квадратурний канали, кожний з яких включає послідовно з’єднані змішувач та фільтр нижніх частот. При цьому входи змішувачів з’єднані з виходом циркулятора, а виходи змішувачів – з входами логарифмічних підсилювачів. Надалі сигнали проміжної частоти надходять на фазові детектори; тракт опорних сигналів, що включає послідовно з’єднані дільник потужності, помножувач частоти на «3» та фазо-зсувне коло. Виходи помножувача частоти на «3» з’єднані з другими входами змішувачів квадратурного каналу приймача. Вихід дільника потужності з’єднаний також з другими входами логарифмічних підсилювачів синфазного каналу приймача. Надалі сигнал надходить на пристрій знаходження арктангенса кута, тобто значення кута φ; послідовно з’єднані блок відображення інформації та блок обробки, з’єднаний з виходами АЦП.

Приймальний та передавальний блоки, поєднуються в загальний блок, що має загальну антену, яка працює одночасно як на прийом, так й на передачу сигналу. Антена підключається до НВЧ-блоків через циркулятор. Задача циркулятора – розвести по різним хвилеводним шляхам переданий від передавача сигнал та прийнятий сигнал, відбитий від об’єкта, що дозволяє більш раціонально використовувати енергію НВЧ-сигналу, який генерується.

При наявності відбиттів від місцевих об’єктів, кожен квадратурний вихід фазового детектора є сумою змінної складової корисного сигналу, постійної складової цього сигналу та постійної складової, що викликана відстанню до грудної клітини.

Програмно-алгоритмічна частина розробленого засобу виконує наступні функції:

- формування параметрів зондувального сигналу – завдання алгоритму перемикання частот, тобто визначення початкової частоти, кроку за частотою, кінцевою частоти, рівня вихідної потужності і швидкості зміни. Ці дані передаються в мікроконтролер, який безпосередньо формує регістри управління і передає їх в синтезатор, виставляючи необхідну послідовність даних на шину SPI;
- програма запису квадратурних компонент радіолокаційного сигналу – прийом файлу з даними, що сформований мікроконтролером;

– програмна обробка даних – включає в себе алгоритм оцінювання реалізацій та спектрів складових біометричного сигналу (дихання і серцебиття).

Таким чином, функціонування розробленого засобу і системи збору інформації про стан біологічного об’єкту може бути представлено як композиція прямого і зворотного перетворення сигналів.

Проведене моделювання фільтра верхніх частот Бесселя 8-го порядку із частотою зрізу 0,5 Гц для поділу реалізацій дихання та серцебиття показало, що ефективне подавлення сигналу дихання та виділення ритмів серцебиття досягається при частотах серцебиття, що значно перевищують частоту дихання, але практично є неможливим при частотах серцебиття, порівнянних із частотою дихання.

У зв’язку с цим було запропоновано алгоритм смугової фільтрації сигналу з використанням віконних функцій на основі дослідження спектра фазової характеристики отриманого сигналу, що характеризує процес дихання та серцебиття людини, як взаємозалежний і взаємновпливаючий. Обробка сигналів поділяється на аналоговий та цифровий етапи.

На першому етапі проводиться обробка прийнятого сигналу за двома квадратурами.

На другому етапі проводиться розрахунок повної фази відбитого сигналу, який містить інформацію про відстань до поверхні тіла людини, що зондується, а також компоненти серцебиття та дихання.

На третьому етапі проводиться нормування отриманої функції фази, з метою видалення з її складу постійної складової, пропорційної відстані до поверхні, що зондується.

На четвертому етапі проводиться смугова фільтрація отриманої функції фази з метою виділення із загального сигналу компоненти дихання. Подальший спектральний аналіз отриманого сигналу дозволяє визначити частоту дихання.

Для аналізу вибирається поточна серія відліків отриманих сигналів і розраховується модуль амплітудного спектра. За місцем розташування максимальної спектральної компоненти в заданому інтервалі частот визначається усереднений у даному часовому вікні період дихання і серцебиття.

Вибір вікна диктується характеристиками сигналу. Параметром, який впливає на остаточний вибір вагової функції, є динамічний діапазон сигналу. У випадку, якщо сигнал несе в собі декілька гармонійних складових (в нашому випадку основними складовими сигналу є компоненти дихання та серцебиття), його динамічний діапазон можна визначити як відношення амплітуди максимальної гармоніки до амплітуди мінімальної.

Правильний вибір форми вікна важливий також для забезпечення точного аналізу параметрів досліджуваного сигналу при наявності флуктуаційних перешкод, і для виявлення окремих тонів у сигналі, що містить множину гармонійних складових.

Додаткове використання допоміжного фільтру з передаточною функцією:

$$F(s)=\frac{s-1}{s} \tag{12}$$

дозволяє позбавити отриманий біометричний сигнал від постійної складової, що пропорційна відстані радара до грудної клітини:

$$\frac{2\omega_0 d_0}{c}. \tag{13}$$

Для виділення компонента дихання запропоновано використання цифрового нерекурсивного смугового фільтру порядку M=256 зі смугою пропускання 0,2–2,5 Гц. Показано, що частота дихання може бути оцінена на стадії початкової фільтрації сигналу, проте, оцінка слабкого сигналу серцебиття, як у часовій, так й у частотній області ускладнена наявністю гармонік сигналу дихання та інтермодуляційних складових між диханням та серцебиттям, що вимагає додаткової смугової фільтрації отриманого сигналу у діапазоні 0,75–2,5 Гц (рис. 8).

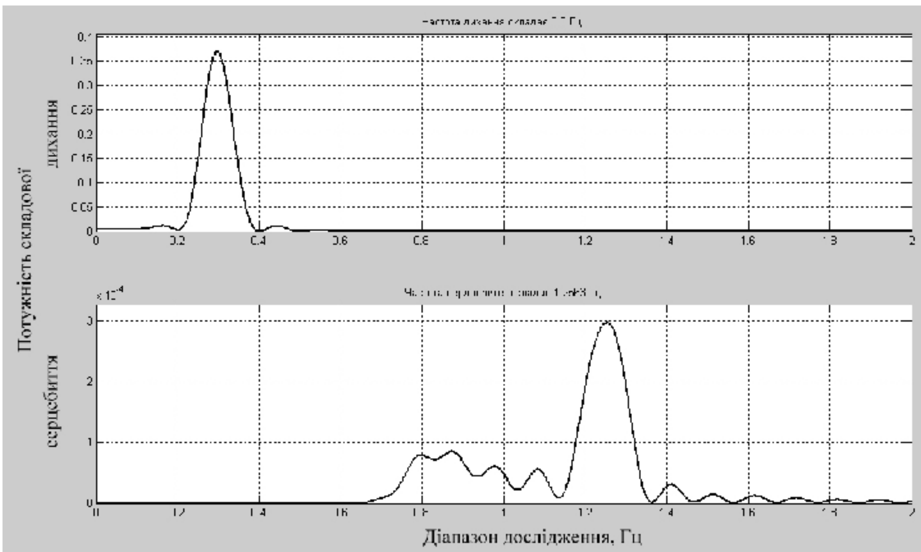

Рисунок 8 – Спектрограми дихання та серцебиття

Однак при деяких умовах стану організму, частота дихання може бути вкрай близька до частоти серцебиття, що затрудняє аналіз параметрів останнього. У більшості ж випадків, вищі гармоніки складової дихання мають параметри, близькі до параметрів серцебиття.

Для усунення вищевказаних складових запропоновано використання гармонійного компенсатора з попередньою смуговою фільтрацією складової серцебиття, для автоматичного видалення гармонік сигналу дихання, а також інтермодуляційних складових у випадку, коли частота першої гармоніки дихання та/або інтермодуляційних складових є близькими до частоти серцебиття, що ускладнює визначення параметрів останнього.

Частотна характеристика такого компенсатора має вигляд:

$$H(\omega)=\left(1-e^{-j\frac{\omega}{f_b}}\right)^K, \tag{14}$$

де K – кількість послідовно включених каскадів з однаковими частотними характеристиками.

З (14) можна побачити, що фільтр позбавляє сигнал від гармонік з частотами, що є кратними f_b. Однак, збільшення порядку фільтра K також збільшує пропускну здатність компенсатора, що, в свою чергу, може негативно вплинути на точність визначення частоти серцебиття.

Використання компенсатора також може позбавити сигнал від складової серцебиття, або спотворити інформацію про неї, у випадку коли частота серцебиття співпаде або буде близькою до частоти, що є кратною частоті сигналу дихання. Тому компенсатор вмикається лише у випадку, коли основна частота сигналу дихання попадає у діапазон смугового фільтру складової серцебиття. В інших випадках потреби у його використанні немає.

Верхня частина рис. 9 ілюструє спектрограму складової дихання на відповідному етапі фільтрації. Складова серцебиття, пік якої знаходиться праворуч від сплеску, що характеризує частоту дихання, практично непомітна на його фоні. Після застосування гармонійного компенсатора складова дихання відфільтровується, що дозволяє отримати спектр складової серцебиття та визначити частоту серцебиття (нижня частина рис. 9).

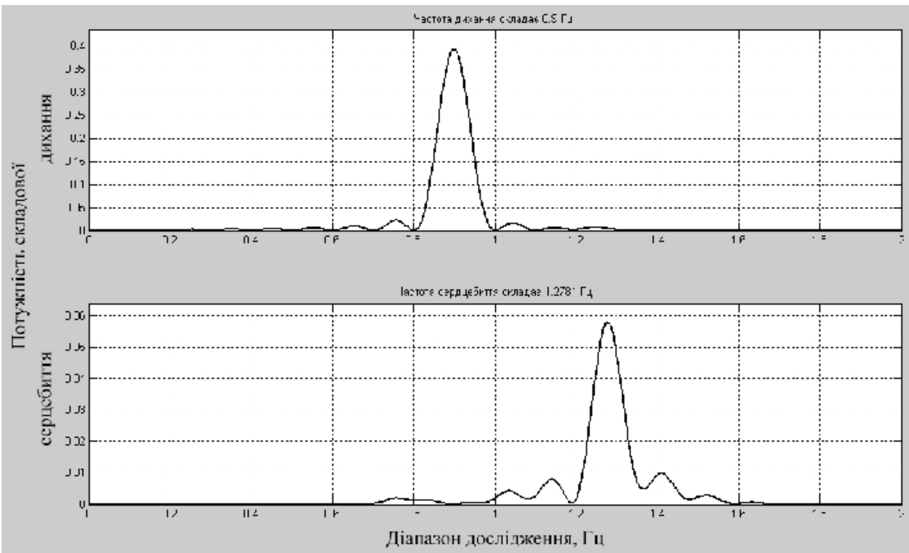

Рисунок 9 – Спектрограми складових дихання та серцебиття до та після використання гармонійного компенсатора 2-го порядку

Отриманий результат дозволяє зробити висновок про доцільність використання гармонійного компенсатора з метою виділення складової серцебиття з отриманого сигналу, у випадку коли частота дихання наближається до частоти серцебиття.

На основі розроблених методів аналізу було реалізовано біомедичний засіб реєстрації параметрів дихання та серцебиття людини, та визначені медико-технічні вимоги до нього.

У **четвертому розділі** розроблено технологію проведення біорадіолокаційного дослідження, що дозволить застосовувати запропонований біомедичний засіб в клінічній медицині.

Для перевірки правильності результатів вимірів параметрів серцебиття, проведено порівняння даних біомедичного засобу та електрокардіографа при одночасному вимірюванні пульсу людини обома приладами (рис. 10).

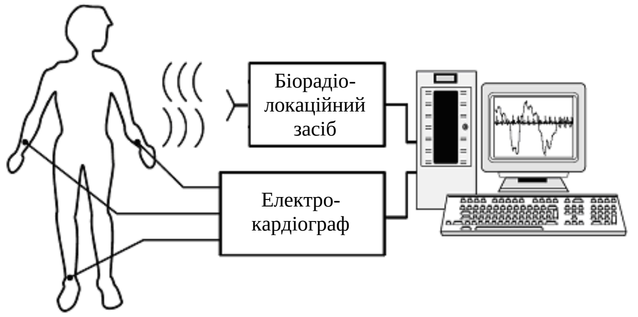

Рисунок 10 – Схема вимірювань

Дані, отримані від електрокардіографа, так само як і дані від біомедичного засобу (рис. 11, а), проходять попередню обробку (згладжування) для видалення високочастотних складових (шумів, мережних наведень), частоти яких лежать вище частоти серцебиття. Після цього виконується гранична обробка сигналів електрокардіографа, у результаті якої визначається положення максимумів ударів серця, викликаних зміною його електричного потенціалу.

Програма дозволяє відобразити одночасно на екрані дисплея розташування максимумів ударів серця, визначених за допомогою біомедичного засобу та електрокардіографа (рис. 11, б). Роздільне положення максимумів сигналів біомедичного засобу та електрокардіографа, отриманих при їх синхронному записі, пояснюється різною природою вимірюваних параметрів. Максимуми ЕКГ викликані зміною електричного потенціалу серця, а максимуми біометричного сигналу – механічним рухом серця. Зсув у часі між цими максимумами пов’язаний із запізнюванням скорочення м’язів серця щодо моменту виникнення електричного потенціалу, що викликає це скорочення.

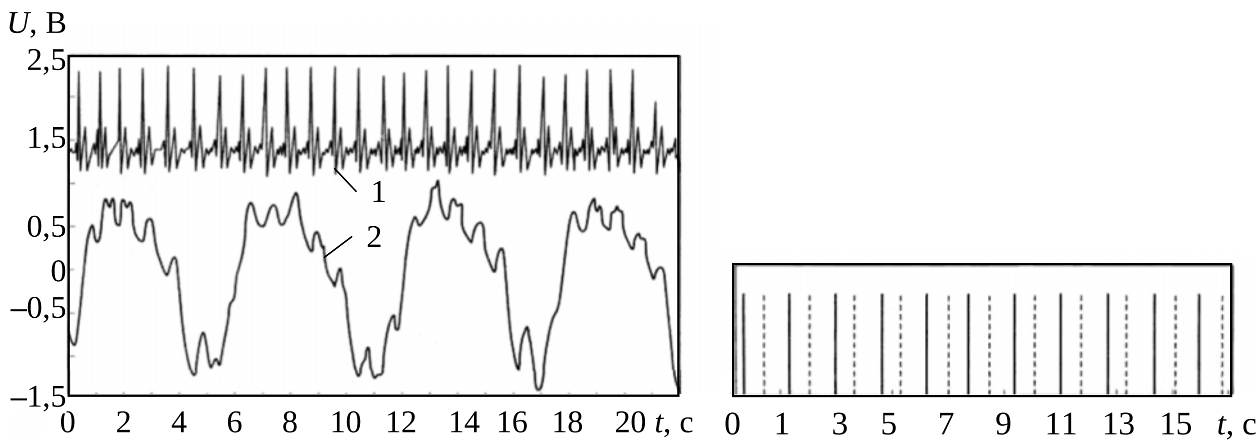

Рисунок 11 – Вихідні дані синхронного дослідження:
а) електрокардіографа (1) та біомедичного засобу (2);
б) максимуми сигналів, визначені за допомогою біомедичного засобу (суцільна лінія) та електрокардіографа (штрихова лінія)

Отримані значення максимумів ударів серця дозволяють побудувати графіки залежності часових інтервалів між ударами серця від порядкового номера удару як для біометричного сигналу, так і для сигналу електрокардіографа, а потім порівняти показання цих пристроїв і визначити похибку дистанційного моніторингу серцевої активності, виконаного за допомогою розробленого біомедичного засобу, приймаючи за еталонний сигнал електрокардіографа. На рис. 12 наведено приклад запису біометричного сигналу та сигналу електрокардіографа на інтервалі 96 с.

Одним із завдань дисертаційної роботи була розробка ефективного алгоритму поділу реалізацій дихання та серцебиття. Ефективність розробленої методики можна довести, використовуючи три підходи:

- ФВЧ Бесселя;
- смугову фільтрацію (СФ);
- метод ЕМД без попереднього пригнічення дихальної складової (ЕМД).

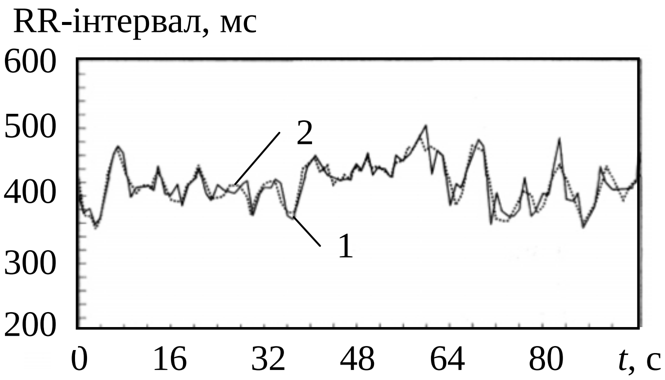

Рисунок 12 – Варіабельність серцевого ритму:
1 – біометричний сигнал; 2 – сигнал електрокардіографа

Для вибору оптимального методу визначення частоти серцебиття, отримані за допомогою цих підходів експериментальні дані (результати біорадіолокаційного зондування у стані спокою) порівнювались з аналогічними результатами, отриманими за допомогою Реокардіомонітора.

Вірогідність контролю характеризує якість контролю, кількісною оцінкою якої є ймовірність того, що результат контролю відповідає дійсному стану об’єкта. Загальна безумовна вірогідність D прийняття засобом контролю правильного рішення визначається як:

$$D = 1 - (\alpha + \beta), \tag{15}$$

де α – помилка першого роду (хибна тривога); β – помилка другого роду (пропуск сигналу).

Поле допуску на параметр, що контролюється, задається у вигляді номінального значення параметра і допустимих відхилень від нього.

За умови розподілу центрованого значення досліджуваного параметру за нормальним законом згідно:

$$p(f_c) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left[-\frac{\overline{f_c}^2}{2\sigma^2}\right], \quad (16)$$

де σ – середньоквадратичне відхилення центрованого значення частоти серцевих скорочень; $\overline{f_c} = f_c - f_{c\,ном}$ – центроване значення частоти серцевих скорочень; $f_{c\,ном}$ – номінальне значення частоти серцевих скорочень, визначення помилок α та β проводилось за допомогою програмного пакету Mathcad та інтегральної функції розподілу ймовірностей $pnorm(f_c, \mu, \sigma)$, що входить до його складу:

$$\alpha(f_c) = pnorm(f_c, \mu, \sigma) - pnorm\left(f_c - \frac{\delta_c}{2}, \mu, \sigma\right), \quad (17)$$

$$\beta(f_c) = pnorm\left(f_c + \frac{\delta_c}{2}, \mu, \sigma\right) - pnorm(f_c, \mu, \sigma). \quad (18)$$

Для значень частоти серцевих скорочень за методом СФ, значення величини математичного очікування та середньоквадратичного відхилення для даної вибірки становлять:

$$\mu = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} f_{ci} = 1{,}278, \qquad \sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N}(f_{ci} - \mu)^2} = 0{,}239.$$

При фіксованому значенні похибки вимірювання частоти серцебиття ($\delta_c = 0{,}02$ Гц) максимуми функцій (17) та (18) практично співпадають як за рівнем так й за частотою (рис. 13) – $\alpha \approx \beta = 0{,}017$.

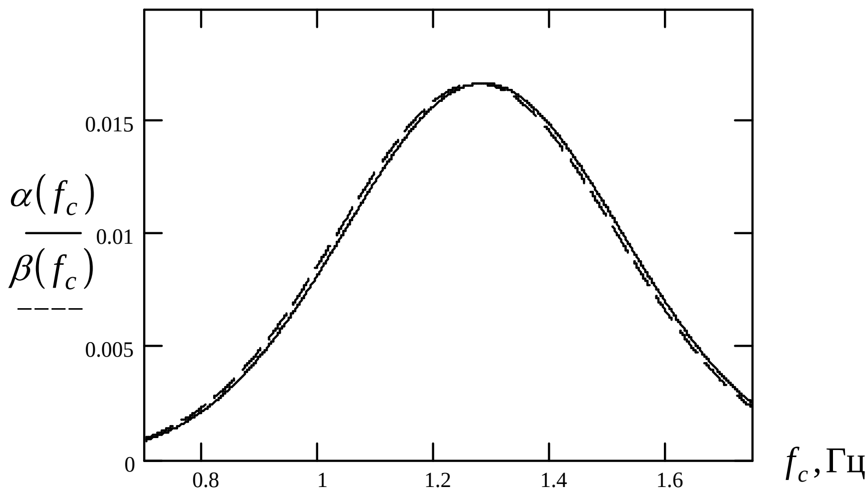

Рисунок 13 – Залежність функцій похибок першого та другого роду від частоти серцебиття

Звідки вірогідність правильного результату становить $D = 1 - (0{,}017 + 0{,}017) = 0{,}966$ (96,6%).

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі розв’язано актуальну науково-прикладну задачу розробки методу безконтактного радіолокаційного моніторингу основних параметрів організму – дихання і серцебиття, та створення малогабаритного біомедичного засобу для реалізації цього методу.

Основні результати роботи полягають у наступному.

1. Проведено аналіз сучасного стану методів моніторингу серцево-респіраторної активності людини, що підтвердило актуальність створення біомедичного засобу дистанційного моніторингу малих переміщень біологічних структур з метою проведення скринінгових обстежень населення.
2. Отримали подальший розвиток фізичні і математичні моделі взаємодії ЕМП і біологічних об’єктів. Удосконалено процес параметризації взаємодії ЕМП з біологічним об’єктом шляхом представлення його у вигляді тришарової шаруватої структури. Показано, що в діапазоні частот 8,5-12 ГГц діелектрична проникність тканин практично не залежать від частоти зондувального сигналу.
3. Запропоновано метод біорадіолокаційного моніторингу та розроблено біомедичний засіб, апаратна складова якої базується на об’єднанні двох квадратур фазового детектора з їх попереднім диференціюванням та арктангенс-демодуляцією, що дозволяє отримати дійсну траєкторію руху грудної клітини, необхідну для подальшого аналізу складових дихання та серцебиття з одночасним вилученням із сигналу небажаної постійної складової, що пов’язана з відстанню до об’єкта дослідження.
4. Запропоновано алгоритм смугової фільтрації отриманого біометричного сигналу з використанням віконних функцій на основі дослідження спектра його фазової характеристики, що характеризує процес дихання та серцебиття людини, як взаємозалежний і взаємновпливаючий.
5. Показано, що частота дихання може бути оцінена на стадії стартової фільтрації сигналу, проте, оцінка слабкого сигналу серцебиття, як у часовій, так й у частотній області ускладнена наявністю гармонік сигналу дихання та інтермодуляційних складових між диханням та серцебиттям, що вимагає додаткової смугової фільтрації.
6. Запропоновано використання гармонійного компенсатора з попередньою смуговою фільтрацією складової серцебиття, для автоматичного видалення гармонік сигналу дихання та інтермодуляційних складових у випадку, коли їх частоти є близькими до частоти серцебиття, що ускладнює визначення параметрів останнього.
7. Проведено порівняльний аналіз існуючих систем та розробленого біомедичного засобу. Показано, що результати безконтактного моніторингу параметрів дихання та серцебиття практично співпадають з результатами контактних тестових випробувань. Достовірність отриманих результатів становить 0,966.
8. Розроблено технологію проведення біорадіолокаційного дослідження, що дозволить застосовувати розроблений біомедичний засіб в клінічній медицині.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Хоменко Ж.М. Особливості радіолокаційного виявлення цілей, що роблять зворотно-поступальний рух / Ж.М. Хоменко // Вісник Житомирського державного технологічного університету. Технічні науки. – 2011.– № 2 (57). – С. 114-119. – ISSN 1728-4260.

2. Хоменко Ж.М. Методи вимірювання траєкторії руху об’єкта у процесі побудови медичних радарів / Ж.М. Хоменко // Метрологія та прилади. – 2011. – №6. – С. 56-59. – ISSN 2307-2180.

3. Хоменко Ж.М. Методи визначення траєкторії руху цілі при побудові медичних радарів / Ж.М. Хоменко // Восточно-европейский журнал передовых технологий. – 2012.– № 6/11 (60). – С. 56-59. – ISSN 1729-3774.

4. Хоменко Ж.М. Дистанційна діагностика стану людини з використанням засобів цифрової обробки сигналів / Ж.М. Хоменко, С.М. Злепко, С.В. Тимчик // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2012. – № 2. – С. 128-135. – ISSN 2219-9365.

5. Хоменко Ж.М. Характеристики відбиття поверхневих тканин організму людини при опроміненні хвилями НВЧ діапазону / Ж.М. Хоменко, Д.Х. Штофель, Д.О. Попіль // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2012. – № 3. – С. 110-116. – ISSN 2219-9365.

6. Хоменко Ж.М. Методи вимірювання траєкторії об’єктів, що роблять зворотно-поступальний рух / Ж.М. Хоменко // Міжвузівська науково-практична конференція, присвячена Дню науки: тези доповідей, м. Житомир, 17-18 травня 2012 р. – Житомир: ЖДТУ, 2012. – Т. 1. - С. 124-125. – ISBN 978-96-683-337-5.

7. Хоменко Ж.М. Методи визначення цілей при побудові медичних радарів / Ж.М. Хоменко // Фізико-технологічні проблеми радіотехнічних пристроїв, засобів телекомунікацій, нано- та мікроелектроніки: матеріали ІІ міжнародної науково-практичної конференції, м. Чернівці, 25-27 жовтня 2012 р. – Чернівці: ТОВ «Видавництво «Наші книги», 2012. – С. 57-58.

8. Хоменко Ж.М. Методы определения целей, совершающих возвратно-поступательное движение, при построении медицинских радаров / В.Ф. Манойлов, Ж.Н. Хоменко, Н.Ф Хоменко // СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии: материалы 22-й Международной Крымской конференции (КрыМиКо’2012), г. Севастополь, 10-14 сентября 2012 г. – Севастополь: Вебер, 2012. – Т. 2. – С. 991-992. – ISBN 978-966-335-370-8.

9. Хоменко Ж.М. Дистанційна діагностика стану людини з використанням засобів цифрової обробки сигналів / Ж.М. Хоменко, С.М.Злепко, С.В. Тимчик // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах: матеріали XI міжнародної науково-технічної конференції, м. Хмельницький, 5-8 червня 2012 р. – Хмельницький: ХНУ, 2012. – С. 41-42.

10. Хоменко Ж.М. Дистанційна діагностика людини з використанням засобів цифрової обробки сигналів / Ж.М. Хоменко // Всеукраїнська науково-практична on-line конференція аспірантів, молодих учених та студентів, присвячена Дню

науки: тези доповідей, м. Житомир, 15-17 травня 2013 р. – Житомир: ЖДТУ, 2013. – Т. 1. – С. 207-208. – ISBN 978-966-683-378-8.
11. Хоменко Ж.М. Дистанційна діагностика людини з використанням засобів цифрової обробки сигналів / Ж.М. Хоменко, М.Ф. Хоменко // Актуальные проблемы биофизической медицины: материалы VIII международного симпозиума, г. Киев, 14-17 мая 2014 г. – Киев: ГП «Информационно-аналитическое агенство», 2014. – С. 121-122.
12. Хоменко Ж.М. Обработка биометрического сигнала при радиолокационной дистанционной диагностике сердечно-дыхательной активности человека / В.Ф. Манойлов, Ж.Н. Хоменко, Н.Ф Хоменко // СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии: материалы 24-й Международной Крымской конференции (КрыМиКо’2014), г. Севастополь, 7-13 сентября 2014 г. – Севастополь: Вебер, 2014. – Т. 2. – С. 1049-1051. – ISBN 978-966-335-412-5.

АНОТАЦІЯ

Хоменко Ж.М. Метод і біорадіолокаційний засіб моніторингу частоти дихання та серцебиття людини. – На правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи. – Вінницький національний технічний університет, Вінниця, 2015.

В дисертації розроблено біомедичний засіб реєстрації параметрів дихання і серцебиття людини та визначені медико-технічні вимоги до нього. Удосконалено метод біорадіолокаційного моніторингу, який полягає у відновленні траєкторії руху грудної клітини людини, об’єднанні двох квадратур фазового детектора з їх попереднім диференціюванням та арктангенс-демодуляцією, що дозволяє отримувати дійсну траєкторію руху.

Отримано подальший розвиток фізичних і математичних моделей взаємодії електромагнітного поля і біологічних об’єктів в частині визначення залежності зміни фази розсіяного поля від частоти. Удосконалено процес параметризації взаємодії електромагнітного поля з біологічним об’єктом шляхом застосування тришарової моделі шаруватої структури.

Запропоновано алгоритм смугової фільтрації сигналу з використанням віконних функцій на основі дослідження спектра його фазової характеристики, що характеризує процес дихання і серцебиття людини. Показано, що частота дихання може бути оцінена на стадії стартової фільтрації сигналу, проте, для оцінки слабкого рівня серцебиття необхідна додаткова фільтрація, для чого було розроблено відповідний алгоритм.

Ключові слова: біорадіолокаційний моніторинг, біологічний об’єкт, фазовий детектор, біометричний сигнал, дихання, серцебиття, смугова фільтрація, шарувата структура, біомедичний засіб.

АННОТАЦИЯ

Хоменко Ж.Н. Метод и биомедицинское устройство мониторинга частоты дыхания и сердцебиения человека. – На правах рукописи.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.11.17 – Биологические и медицинские аппараты и системы. – Винницкий национальный технический университет, Винница, 2015.

В диссертации усовершенствован метод биорадиолокационного мониторинга, который заключается в восстановлении траектории движения грудной клетки человека, объединении двух квадратур фазового детектора с их предварительным дифференцированием и арктангенс-демодуляцией, что позволяет получать истинную траекторию движения, необходимую для дальнейшего анализа с одновременным изъятием из сигнала нежелательной постоянной составляющей.

Получили дальнейшее развитие физические и математические модели взаимодействия электромагнитного поля и биологических объектов в части определения зависимости изменения фазы рассеянного поля от частоты.

Усовершенствован процесс параметризации взаимодействия электромагнитного поля с биологическим объектом путем применения трехслойной модели слоистой структуры, с помощью которой получены математические выражения для определения коэффициентов отражения слоев структуры.

Предложен алгоритм полосовой фильтрации сигнала с использованием оконных функций на основе исследования спектра фазовой характеристики полученного сигнала, характеризующего процесс дыхания и сердцебиения человека. При этом показано, что частота дыхания может быть оценена на стадии стартовой фильтрации сигнала, однако, для оценки слабого уровня сердцебиения необходима дополнительная фильтрация, для чего был разработан соответствующий алгоритм обработки отраженного от грудной клетки человека биометрического сигнала.

При некоторых условиях состояния организма, частота дыхания может быть крайне близка к частоте сердцебиения, что затрудняет анализ параметров последнего. В большинстве же случаев, высшие гармоники составляющей дыхания имеют параметры, близкие к параметрам сердцебиения. Для устранения этих составляющих было предложено использовать так называемый гармонический компенсатор, который представляет собой фильтр, избавляющий сигнал от гармоник с частотами, кратными частоте дыхания.

Последовательное соединение каскадов с одинаковыми частотными характеристиками позволяет получить компенсатор любого порядка. Однако, увеличение порядка приводит к увеличению пропускной способности компенсатора, что, в свою очередь, негативно влияет на точность определения частоты сердцебиения. Наилучшие результаты были получены при использовании компенсатора второго порядка. Компенсатор включается лишь в том в случае, когда основная частота составляющей дыхания попадает в диапазон полосового фильтра, отвечающего за фильтрацию составляющей сердцебиения. В других случаях необходимости в его использовании нет.

Полученные результаты стали основой создания биомедицинского устройства регистрации параметров дыхания и сердцебиения человека, а также определения медико-технических требований к нему. Устройство включает в себя аппаратную и программно-алгоритмическую части.

В аппаратной части происходит генерация зондирующего сигнала с центральной частотой спектра излучения 10,5 ГГц, а также первичная обработка полученного от биологического объекта биометрического сигнала.

Программно-алгоритмическая часть предназначена для цифровой обработки полученного биометрического сигнала с целью выделения из него составляющих дыхания и сердцебиения, определения их параметров и визуализации полученных результатов в диапазоне 0,1-40 Гц.

Таким образом, функционирование разработанного устройства и системы сбора информации о состоянии биологического объекта может быть представлено как композиция прямого и обратного преобразования сигналов.

Разработана технология проведения биорадиолокационного исследования, что позволяет применять предложенное биомедицинское устройство в клинической медицине. Для проверки правильности результатов измерений параметров сердцебиения, проведено сравнение полученных данных от разработанного биомедицинского устройства и электрокардиографа при одновременном измерении пульса человека обеими приборами. Анализ результатов бесконтактного мониторинга параметров дыхания и сердцебиения показал, что они практически совпадают с результатами контактных тестовых испытаний с достоверностью 0,966.

Ключевые слова: биорадиолокационный мониторинг, биологический объект, фазовый детектор, биометрический сигнал, дыхание, сердцебиение, полосовая фильтрация, слоистая структура, биомедицинское устройство.

ABSTRACT

Khomenko J.M. Method and biomedical device of human respiratory and heartbeat monitoring. – The manuscript.

Thesis for the degree of candidate of technical sciences, specialty 05.11.17 – biological and medical devices and systems. – Vinnytsia National Technical University, Vinnytsia, 2015.

The biomedical device of respiratory and human heartbeat monitoring and its medical and technical requirements are developed in the thesis. The method of bioradar monitoring which is aimed at restoring a movement trajectory of a human chest, fusing two quadratures of a phase detector with their pre-differentiation and arctangent demodulation to obtain a valid motion trajectory necessary for a further analysis with the simultaneous withdrawal of a signal of unwanted constant component is improved.

There has been a further evolution of physical and mathematical models of electro-magnetic field and biological objects interaction as far as it concerns a phase change of a scattered field dependence on the frequency.

There has been improved parameterization of electro-magnetic field interaction with a biological object by means of using three-layer model of a layered structure to obtain mathematical expressions to determine reflection coefficients of the structure layers.

The algorithm of bandpass filtering of a signal using window functions based on a research of the phase characteristic spectrum of the received signal which defines respiratory and human heartbeat parameters has been offered. It is shown that a respiration rate can be evaluated at the initial stage of a signal filtering, however in order to check a weak heartbeat level an additional filtering is required, hence a corresponding procession algorithm has been developed.

Keywords: bioradar monitoring, biological object, phase detector, biometric signal, respiratory, heartbeat, bandpass filtering, layered structure, biomedical device.

Підписано до друку 02.11.2015 р. Формат 21×29,7 1/4.
Папір друкарський. Друк офсетний.
Гарнітура Time New Roman. Ум. друк. арк. 0,9.
Наклад 100 прим. Зам. № 674.
Віддруковано з готових оригінал-макетів автора
у Житомирському державному технологічному університеті
вул. Черняховського, 103, Житомир, 10005
Свідоцтво про внесення до Державного реєстру суб'єктів видавничої справи
ЖТ №08 від 26.03.2004 р.