

УДК 621.396.3

Ж.М. ХОМЕНКО¹, С.М. ЗЛЕПКО²

МЕТОДИ ВИЗНАЧЕННЯ ІНФОРМАТИВНИХ СИГНАЛІВ, ВІДБИТИХ ВІД БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ, ПРИ ПОБУДОВІ МЕДИЧНИХ РАДАРІВ

¹Державний університет «Житомирська політехніка»,

вул. Чуднівська, 103, м. Житомир, Україна. E-mail: joanekhomenko@gmail.com

²Вінницький національний технічний університет,

Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, Україна.

Анотація. У статті розглядаються методи відновлення вихідної траєкторії руху грудної клітини людини при побудові медичних радарів з використанням двох квадратур, ліквідації постійної складової та використанню арктангенс-демодуляції. Запропоновано методи обробки та розрахунки отриманих сигналів.

Незважаючи на ряд публікацій, що стосуються використання різних полів та типів радарів для дослідження тканин людини, існує значна невизначеність щодо того, що ж насправді вимірюється, та які частоти згодом найкраще підходять для моніторингу серцебиття та дихання. Більшість експериментів, що описуються, були проведені в контрольованих лабораторних умовах. Таким чином, можливість реальної реалізації радіолокаційного моніторингу життєво важливих параметрів поки залишається неясним, тому актуальною біоінженерною проблемою є дослідження та розробка радіолокаційних методів дистанційного зондування малих переміщень біологічних структур, зокрема дихання та скорочень серцевого м'яза.

Особливістю біорадіолокації є те, що спостережувані об'єкти (серце та грудна клітина людини), як правило, виконують не прямолінійний, а зворотно-поступальний рух. Одержання адекватних результатів моніторингу ускладнюється тим, що спостереження виконується на фоні відбиття радіолокаційного сигналу від нерухомих об'єктів навколо.

При наявності безлічі місцевих об'єктів в приймачі радару попадають відбиття зондуючого сигналу від них, що інтерферують та не дозволяють ідентифікувати положення цих об'єктів у просторі.

Результати проведених експериментів показують, що використання одноквадратурної схеми реєстрації отриманого сигналу не дозволяє відокремити картину серцевої діяльності від зворотно-поступального руху грудної клітини, амплітуда якого значно перевищує амплітуду серцебиття.

У статті запропоновано аналітичний метод відновлення траєкторії руху об'єкта за двома квадратурами фазового приймача, що працює в умовах безлічі місцевих об'єктів.

Об'єднання двох квадратур фазового приймача радару, з їх попереднім диференціюванням і подальшою арктангенс-демодуляцією, дозволяє отримати дійсну траєкторію руху цілі, необхідну для подальшого аналізу частоти та характеру цього руху.

Таким чином, використання радіолокаторів може бути корисним при неконтактному моніторингу серцево-легеневої активності та дозволить проводити скрінінгові обстеження населення з метою виявлення розладів.

Ключові слова: медичний радар; арктангенс-демодуляція; фазовий детектор; дихання; серцебиття.

DOI: 10.31649/1681-7893-2019-37-1-92-103

ВСТУП

Одним з основних напрямів вдосконалення методів і технічних засобів функціональної діагностики є створення безконтактних первинних перетворювачів і бездротових пристроїв передачі медико-біологічної інформації [1-4]. Їх використання в різних областях медицини, в тому числі у біологічних системах контролю стану організму людини дозволяє мінімізувати вплив на об'єкт дослідження і контролю, підвищує інформативність й достовірність контролю і діагностики.

В даний час добре розвинені біотелеметричні системи передачі медико-біологічної інформації [2-9]. У значно меншому обсязі на ринку медичної техніки та в наукових публікаціях представлені безконтактні первинні перетворювачі медико-біологічних величин. У зв'язку з цим, актуальною біоінженерною проблемою є дослідження радіолокаційних методів дистанційного зондування малих переміщень біологічних структур, зокрема, дихання та серцебиття.

Безконтактний дистанційний моніторинг дихання і серцебиття біорадіолокаційним методом є важливим доповненням до полісомнологічних досліджень, дозволяючи підвищити комфортність пацієнта при проведенні нічних досліджень, підвищити стабільність даних, що реєструються.

Дистанційна реєстрація частот дихання та серцевих скорочень дозволить проводити профілактичні обстеження населення з метою виявлення дихальних розладів і порушень сну, проводити дистанційний моніторинг порушень дихання і сну у дітей, у тому числі для запобігання синдрому раптової смерті у немовлят.

Все частіше застосовують системи радіолокації, призначені для спостереження за живими організмами, так звана біорадіолокація. Нерухоме людське тіло містить два незалежних джерела зворотно-поступального руху: грудна клітина та серце. Спостереження за тілом зводиться до визначення характеристик цих рухів: амплітуди, частоти, а також одержання траєкторії переміщення поверхні тіла у часі.

Радіолокаційну інформацію від біологічного об'єкта можна одержати за допомогою добре відомого методу фазового детектування, що дозволяє виділяти сигнали, відбиті від об'єкту, що рухається, на тлі сигналів, відбитих від нерухомих об'єктів.

2. Аналіз літературних даних та постановка проблеми

Радіолокаційні технології в медичних цілях не розглядалися серйозно до початку 70-х років 20-го століття. До цього часу увага була обмежена вивченням побічних ефектів нагрівання тканини або можливого впливу в лікувальних цілях, зокрема для лікування артриту. Вимір руху органів та якісне визначення наявності води в легенях людини були одними з перших застосувань радарів у медичній діагностиці [3, 4].

Здатність радіолокатора отримувати цінну інформацію про складну структуру, якою є людський організм, в значній мірі обумовило використання радіолокаційних технологій у медичній галузі.

Використання радіолокаторів може бути корисним при безконтактному моніторингу серцево-легеневої активності в медичних цілях, таких як вимір серцебиття та параметрів дихання в ситуаціях, коли контактна вимірювальна апаратура викликає дискомфорт, подразнення шкіри (наприклад при опіках) або обмежує необхідну свободу переміщення, а також зменшує необхідність відвідування лікарських закладів з метою контролю стану серцевої та дихальної активності.

Використання таких радіолокаторів у медицині та біології надає можливість дослідникам дистанційно контролювати життєво важливі параметри організму і дистанційно визначати параметри їх переміщень [5-8].

Так неперервно-хвильові випромінювачі є дуже чутливими приладами для виявлення руху в процесі різних фізіологічних явищ.

В 1993 році було запропоновано використовувати випромінювачі з відео-імпульсами тривалістю порядку 200 пс, що у свою чергу означає більшу роздільну та проникну здатність. Збільшення роздільної здатності дозволило досліджувати об'єкти, у тому числі й людський організм, на великих відстанях. Використання імпульсного сигналу дало можливість фіксувати як сам рух, так і відстань до джерела руху [6].

Наприкінці 80-х років 20-го століття з'явився новий клас випромінювачів, що отримали назву надширококустових, зі смугою пропускання більш ніж 500 МГц [7].

Поява малогабаритних надширококустових випромінювачів, що працюють на коротких відстанях з високою роздільною здатністю, розширили інтерес від простого моніторингу серцебиття до якісного визначення симптомів і кількісних вимірів фізіологічних параметрів, таких як артеріальний тиск [8], а також їх використання в ролі мобільних пристроїв моніторингу серцебиття [9, 10]. До інших завдань з використанням надширококустових випромінювачів відносяться виявлення живих організмів у завалах, розподіл сигналів серцебиття та дихання, вивчення фізіологічної активності [11, 12, 14].

Збільшення роздільної здатності випромінювача разом із правильним вибором частоти вважається перспективним підходом у розумінні того, які фізіологічні явища можуть дистанційно вимірюватись та аналізуватись [6]. У той час, як на початку 21-го століття концепція використання надширококустових випромінювачів у медичних цілях все ще перебуває в стадії розвитку, використання неперервно-хвильових випромінювачів все ще залишається актуальним.

Для досягнення найкращих характеристик радіолокаційних комплексів потрібна розробка адекватних моделей радіолокаційних сигналів, які повинні бути побудовані на фізичних моделях взаємодії радіохвиль з 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. Важливо також визначити найбільш перспективні напрямки використання розглянутої технології, тому що не всі з описуваних завдань можуть по тим чи інших причинах мати адекватне вирішення.

Радіолокаційні системи виявлення руху звичайно передають неперервний випромінюючий сигнал, що відбивається від об'єкта, а потім демодулюється у приймачі.

Об'єкт, у даному випадку грудна клітина людини, відбиває сигнал і модулює фазу, пропорційну його часовому положенню. Демодуляція фази створює сигнал, пропорційний цьому положенню, та містить інформацію про рух, пов'язаним з серцебиттям та диханням.

3. Мета та задачі дослідження

Першопричиною наявності біометричної інформації у відбитому радіосигналі є скорочення серця, судин, легенів та інших внутрішніх органів.

Радіолокаційні системи виявлення руху звичайно передають неперервний хвильовий сигнал, що відбивається від цілі, а потім демодулюється у приймач. Ціль, з положенням, що змінюється у часі, відбиває сигнал і модулює фазу, пропорційну часовому положенню цілі. Таким чином, радар одержує сигнал від грудної клітини, що є ціллю, схожий на переданий сигнал, але з фазою, що модульована положенням грудної клітини в часі. Демодуляція фази створює сигнал, пропорційний положенню грудної клітини, та містить інформацію про рух, пов'язаним з серцебиттям та диханням.

Метою дослідження є обґрунтований вибір методу відновлення вихідної траєкторії руху об'єкта з використанням двох квадратур, ліквідації постійної складової та арктангенс-демодуляція. Особливості радіолокаційного виявлення цілей що роблять зворотно-поступальний рух.

Для досягнення вказаної мети були поставлені наступні основні задачі:

- обґрунтувати вибір інструментальних засобів і методів біорадіолокаційного моніторингу;
- обґрунтувати вибір методу відновлення вихідної траєкторії руху об'єкта з використанням двох квадратур;
- розробка блок-схеми для виміру серцево-дихальної діяльності;

Для розробки спеціалізованих біорадіолокаторів та оптимізації їх характеристик необхідна система вихідних даних, що містить оцінки параметрів циклічних переміщень біоструктур у системах дихання та кровообігу, а також інформація про електрофізичні властивості тканин, що визначають їх взаємодію з електромагнітним випромінюванням.

Проблема збору та аналізу даних, що відносяться до біомеханіки дихання та кровообігу, ускладнена тим, що немає достовірних кількісних характеристик коливань «зовнішніх» біоструктур, таких як поверхня тіла та підповерхневі тканини, від яких в основному відбивається зондувальна радіохвиля. Тому актуальною біоінженерною проблемою є дослідження та розробка радіолокаційних методів дистанційного зондування малих переміщень біологічних структур, зокрема дихання та скорочень серцевого м'яза.

Відсутність у проаналізованих публікаціях медико-технічних вимог до біорадіолокаційної апаратури, змістовної інформації про алгоритми фільтрації перешкод, у тому числі перевідбиттів зондувального сигналу від місцевих об'єктів, обробки медико-біологічних сигналів, методик медико-біологічного тестування для різних біологічних моделей, також підтверджує актуальність проблеми.

Дистанційна реєстрація дихання та серцебиття дозволить проводити скрінінгові обстеження населення з метою виявлення дихальних розладів і порушень сну.

Таким чином, розробка ефективних засобів безконтактного дистанційного моніторингу дихання та серцебиття біологічного об'єкта є актуальним завданням медичного приладобудування.

4. Матеріали та методи дослідження

Як вже відмічалось, нерухоме людське тіло містить два незалежних джерела зворотно-поступального руху, що змінюються у часі: грудна клітина та серце. Спостереження за організмом зводиться до визначення характеристик цих рухів: амплітуди, частоти, а також одержання траєкторії переміщення поверхні тіла у часі.

Метод базується на використанні фазового детектора (ФД), вихідна напруга якого залежить від різниці фаз прийнятого та опорного сигналів. Щоб уникнути неоднозначності, використовують два квадратурних виходи, опорні сигнали яких мають зсув у 90° . Для виявлення руху тіла, досить однієї квадратури. Однак для визначення характеристик руху, або для відновлення траєкторії руху грудної клітини, необхідне використання двох квадратур через нелінійність детекторної характеристики ФД.

У даній роботі запропонований новий метод відновлення траєкторії руху грудної клітини людини за двома квадратурами фазового приймача, що працює в умовах безлічі місцевих об'єктів (МО).

4.1 Особливості руху спостережуваного об'єкта

У [8, 9] було показано можливість реєстрації руху поверхні живих організмів, у тому числі й органів людини. Характер руху грудної клітини людини, що перебуває у спокої, наведено на рис. 1, а. На рис. 1, б показана сутність експерименту.

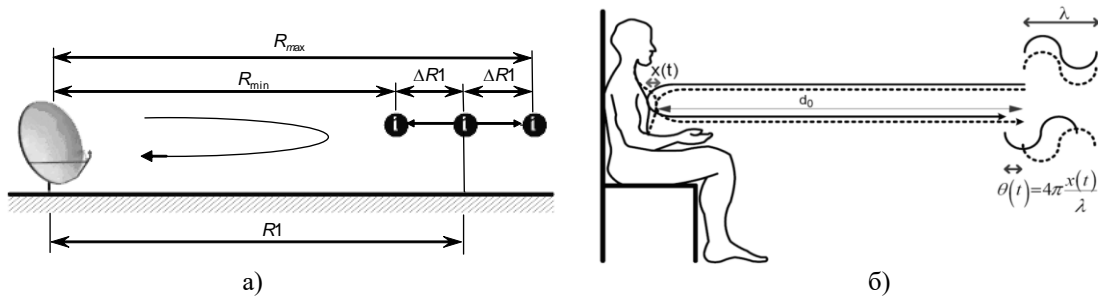


Рис. 1. Сутність експерименту по реєстрації руху поверхні грудної клітини:

- а) точкова ціль, що поступально рухається з амплітудою $\Delta R1$ та частотою F_1 ;
- б) постановка експерименту

Біологічний об'єкт, що перебуває на відстані $R1$ від випромінювача, робить зворотно-поступальні рухи у напрямку нормалі до випромінювача. БО наближається до випромінювача на мінімальну відстань R_{\min} і віддаляється на максимальну відстань R_{\max} (рис. 1). Для простоти розглядається випадок періодичного руху в одній площині з постійною частотою.

За методом фазового детектування, параметром сигналу, що характеризує положення БО у просторі, є фаза. Так як характеристика ФД, що описує залежність напруги виходу від різниці фаз прийнятого та опорного сигналів, є функцією косинуса, то відбитий від БО сигнал описується наступною формулою [11]:

$$u(t) = \frac{E_0 E_1}{2} n T_0 \cos \left[2\omega_0 \left(\frac{R1 + \Delta R1 \sin(\Omega_1 t + \theta)}{c} \right) \right], \quad (1)$$

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;

$\Delta R1 = \frac{|R_{\max} - R_{\min}|}{2}$ – амплітуда руху БО;

$\Omega_1 = 2\pi F_1$ – кутова частота руху БО;

θ – початкова фаза руху БО;

E_0, E_1 – амплітуди прийнятого та опорного сигналів;

$R1$ – відстань до цілі;

c – швидкість світла;

$u(t)$ – напруга на виході ФД.

Вираз (1) показує залежність напруги на виході корелятора від відстані до спостережуваного об'єкта. Модель, побудована за формулою (1), дозволяє розглянути вихідний сигнал корелятора при різних параметрах руху. На рис. 2 та рис. 3 наведено вихідний сигнал ФД для різних випадків відносини

довжини хвилі λ_0 до амплітуди зворотно-поступального руху грудної клітини $\Delta R1$ із частотою 3 Гц.

З рис. 2 та рис. 3 видно, що при збільшенні амплітуди руху, форма вихідного сигналу починає змінюватися. У його складі з'являються додаткові гармоніки із кратними частотами. Цей факт ускладнює пряме вимірювання частоти руху БО при певних значеннях амплітуд руху.

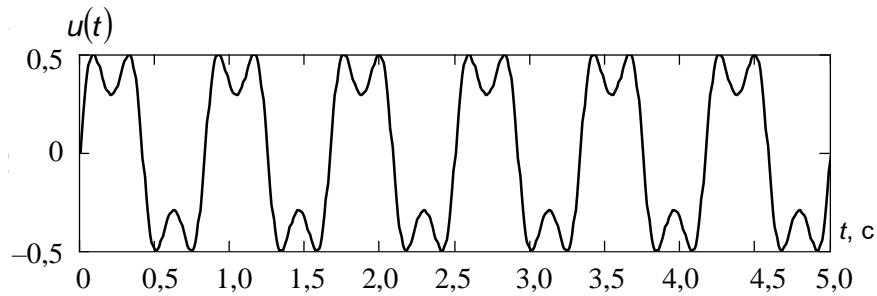


Рис. 2. Часова діаграма вихідного сигналу корелятора при спостереженні за БО на відстані

$$n\lambda_0/4 \quad (n = 1, 2, 3, \dots) \text{ від випромінювача, } \Delta R1/\lambda_0 = \frac{1}{2}$$

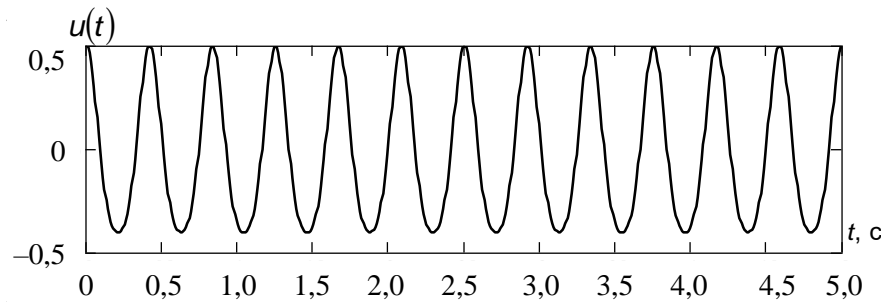


Рис. 3. Часова діаграма вихідного сигналу корелятора

при спостереженні за БО на відстані $n\lambda_0/8 \quad (n = 1, 3, 5, \dots)$ від випромінювача, $\Delta R1/\lambda_0 = \frac{1}{5}$

Можна показати, що зміна сигналу відбувається на відстанях до БО, що задовольняють умові $R1 = n\lambda_0/8 \quad (n = 1, 3, 5, \dots)$. У цьому випадку сигнал отримує постійну складову.

Таким чином встановлено, що:

- Лінійна залежність зміни вихідної напруги приймача від зсуву грудної клітини існує тільки поблизу $R1 = n\lambda_0/4 \quad (n = 1, 2, 3, \dots)$ 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 $\Delta R1 \geq \lambda_0$ [6].
- Крім частотних змін сигналу, відбувається поява постійної складової («корисна ПС»), що залежить від відстані до об'єкта.
- Наявність відбиттів від МО призводить до появи в сигналі великої постійної складової, відізнати яку від корисної ПС не є можливим.

4.2 Відновлення траєкторії руху з використанням двох квадратур

У [10] був розглянутий метод спостереження за об'єктом, що використовує одну квадратуру. Для відновлення траєкторії руху цілі необхідно використовувати дві квадратури. Використання двох квадратур дозволяє подолати чутливість радару до положення цілі.

Так як дві квадратури дають можливість представити сигнал на комплексній площині, то залежність фази від часу можна виразити як [13]:

$$\varphi(t) = \arctg\left(\frac{\sin(\varphi(t))}{\cos(\varphi(t))}\right). \quad (2)$$

При наявності відбиттів від МО, вихідні напруги квадратур несуть у собі велику постійну складову (ПС), наявність якої не дає можливості використовувати формулу (2).

ПС можна видалити із сигналу за допомогою фільтра. Однак, у цьому сигналі є й корисна ПС, що повинна бути відокремлена від постійної складової, що викликана відбиттями від МО. Нижче наведені результати випробування моделі з арктангенс-демодуляцією, що підтверджують

збереження інформації про рух, який викликаний серцево-дихальною діяльністю, і нечутливість системи до положення цілі.

На рис. 4 наведена структурна схема радара із двома квадратурами. Загальний генератор формує зондувальні та опорний сигнали. Опорний сигнал розділяється за допомогою дільника на два ортогональних вихідних опорних сигнали із затримкою у 90° між ними.

При наявності відбиттів від МО, кожен квадратурний вихід ФД є сумою змінної складової корисного сигналу, постійної складової цього сигналу та постійної складової, що викликана відхиленням цілі від оптимальної відстані. Математичні моделі вихідних сигналів квадратур можна описати наступними виразами:

$$\begin{aligned} Z_s(t) &= \frac{E_0 E_1}{2} n T_0 \sin \left[2\omega_0 \left(\frac{R1 + \Delta R1 \sin(\Omega_1 t + \theta)}{c} \right) \right] + P_s; \\ Z_c(t) &= \frac{E_0 E_1}{2} n T_0 \cos \left[2\omega_0 \left(\frac{R1 + \Delta R1 \sin(\Omega_1 t + \theta)}{c} \right) \right] + P_c, \end{aligned} \quad (3)$$

де T_0 – період коливань зондувального сигналу;

n – ціле число періодів коливань, що беруть участь у процесі інтегрування;

$\omega_0 = 2\pi f_0$ – кругова частота випромінюваного сигналу;

$\Delta R1 = \frac{|R_{\max} - R_{\min}|}{2}$ – амплітуда руху цілі;

$\Omega_1 = 2\pi F_1$ – кругова частота руху цілі;

θ – початкова фаза руху цілі;

E_0, E_1 – амплітуди прийнятого та опорного сигналів;

$R1$ – відстань до цілі;

c – швидкість світла;

P_s, P_c – постійні складові, що викликані відбиттями від МО.

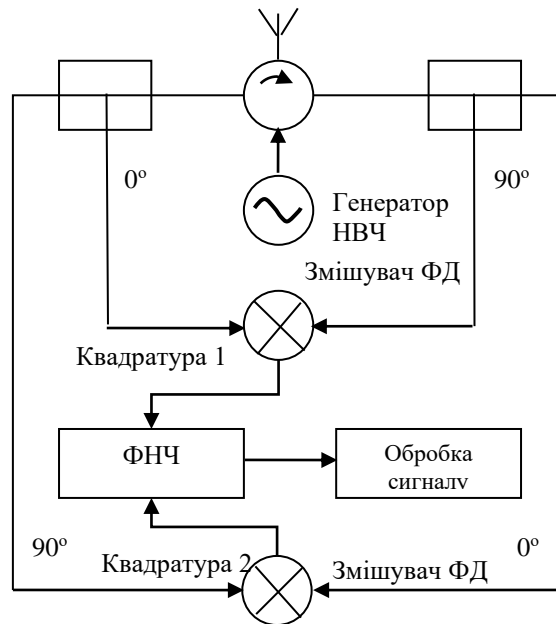


Рис. 4. Блок-схема радара для виміру серцево-дихальної діяльності

Використання фільтра 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 ПС. Фільтрація лише зменшує рівень ПС в сигналі, але не ліквідує її зовсім. Цей метод використовують для збільшення ефективної розрядності АЦП, що збільшує точність при відновленні траєкторії.

Оскільки функція зміни напруги на виході ФД є гладкою та безперервною, то її можна диференціювати за часом:

$$\frac{d(Z_s(t))}{dt}; \frac{d(Z_c(t))}{dt}.$$

Оскільки обидві квадратури 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:

$$\left[2\omega_0 \left(\frac{R1 + \Delta R1 \sin(\Omega_1 t + \theta)}{c} \right) \right].$$

Похідні від складних функцій розкладаються за наступною формулою:

$$\begin{aligned} \frac{d(Z_s(t))}{dt} &= \frac{d(A \cdot \sin(\varphi(t)) + P_s)}{dt} = \frac{d(A \cdot \sin(\varphi(t)) + P_s)}{d\varphi(t)} \cdot \frac{d\varphi(t)}{dt}; \\ \frac{d(Z_c(t))}{dt} &= \frac{d(A \cdot \cos(\varphi(t)) + P_c)}{dt} = \frac{d(A \cdot \cos(\varphi(t)) + P_c)}{d\varphi(t)} \cdot \frac{d\varphi(t)}{dt}, \end{aligned} \quad (4)$$

де $\varphi(t) = \left[2\omega_0 \left(\frac{R1 + \Delta R1 \sin(\Omega_1 t + \theta)}{c} \right) \right]$, $A = \frac{E_0 E_1}{2} n T_0$.

З (4) отримуємо:

$$\begin{aligned} \frac{d(A \cdot \sin(\varphi(t)) + P_s)}{dt} &= A \cdot \cos(\varphi(t)) \cdot \frac{d\varphi(t)}{dt}; \\ \frac{d(A \cdot \cos(\varphi(t)) + P_c)}{dt} &= -A \cdot \sin(\varphi(t)) \cdot \frac{d\varphi(t)}{dt}, \end{aligned}$$

або

$$\frac{d(Z_s(t))}{dt} = A \cdot \cos(\varphi(t)) \cdot \frac{d\varphi(t)}{dt}; \quad (5)$$

$$\frac{d(Z_c(t))}{dt} = -A \cdot \sin(\varphi(t)) \cdot \frac{d\varphi(t)}{dt}. \quad (6)$$

Розділимо рівняння (6) на рівняння (5), припускаючи, що об'єкт рухається, тобто $\frac{d\varphi(t)}{dt}$.

Тоді:

$$\frac{d(Z_c(t))}{d(Z_s(t))} = - \frac{A \cdot \sin(\varphi(t)) \cdot \frac{d\varphi(t)}{dt}}{A \cdot \cos(\varphi(t)) \cdot \frac{d\varphi(t)}{dt}},$$

або

$$- \frac{d(Z_c(t))}{d(Z_s(t))} = \operatorname{tg}(\varphi(t)).$$

Візьмемо арктангенс від обох частин рівняння:

$$\operatorname{arctg} \left(- \frac{d(Z_c(t))}{d(Z_s(t))} \right) = \varphi(t). \quad (7)$$

або

$$\operatorname{arctg} \left(- \frac{d(Z_c(t))}{d(Z_s(t))} \right) = \left[2\omega_0 \left(\frac{R1 + \Delta R1 \sin(\Omega_1 t + \theta)}{c} \right) \right]. \quad (8)$$

Якщо розділити (8) на $\frac{2\omega_0}{c}$, то отриманий результат буде характеризувати переміщення об'єкту у просторі:

$$\frac{c}{2\omega_0} \cdot \operatorname{arctg} \left(- \frac{d(Z_c(t))}{d(Z_s(t))} \right) = R1 + \Delta R1 \sin(\Omega_1 t + \theta). \quad (9)$$

Графічне зображення функцій (3) при $R1 = 1 \text{ м}$ та $\Delta R1 = 0,005 \text{ м}$ наведено на рис. 5.

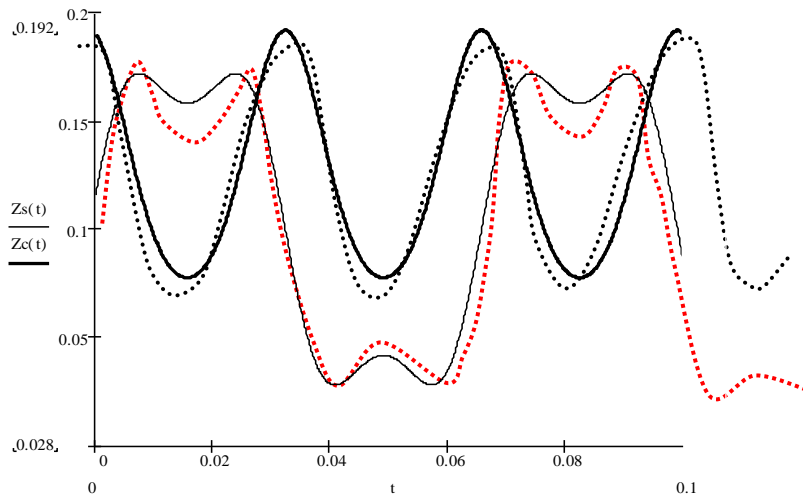


Рис. 5. Вихідні сигнали квадратур

Результат диференціювання наведено на рис. 6.

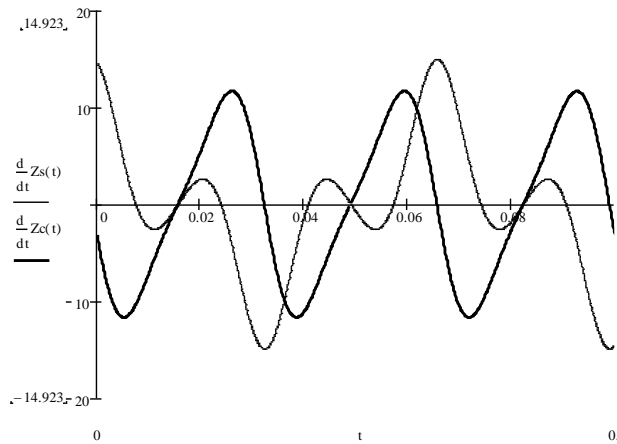


Рис 6. Результат диференціювання вихідних сигналів квадратур

Пряме використання виразу (7) для знаходження фази $\varphi(t)$ недоцільно завдяки особливостям функції арктангенсу при переході через $\pm \pi/2$ (пунктирний графік на рис. 4). Тому для знаходження фази використовуємо вираз (8) (рис. 7).

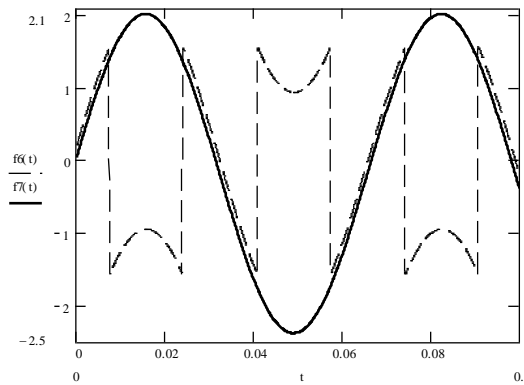


Рис. 7. Фазова характеристика отриманого сигналу

4.3 Представлення сигналу на комплексній площині

Сигнал, що надходить, можна представити вектором r , що є сумою векторів p та s , які представляють собою сигнали, відбиті від МО і від цілі відповідно (рис. 8). Якщо цілі за час

спостереження проходить відстань більшу довжини хвилі випромінюваного сигналу, то виміри розташовуються на всьому колі, якщо ж ціль рухається в межах частини довжини хвилі, то виміри є частиною кола (дуга кола).

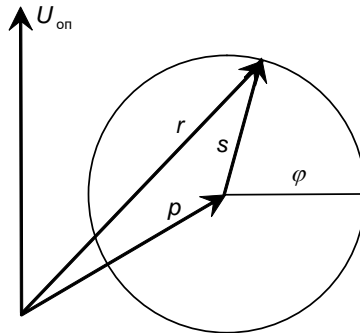


Рис. 8. Зображення сигналу на комплексній площині

При відсутності МО, модуль вектора p дорівнює нулю, а вектор s збігається з вектором r , тоді кут φ обчислюється за формулою:

$$\varphi(t) = \arctg\left(\frac{|s \sin(\varphi(t))|}{|s \cos(\varphi(t))|}\right), \quad (10)$$

де $|s \sin(\varphi(t))|$ та $|s \cos(\varphi(t))|$ є виходами першої та другої квадратури.

Для того, щоб скористатися формулою (2) при наявності МО, необхідно визначити центр окружності та перенести його до центру координат.

Виміри можна представляти точками на комплексній площині, що належать одному колу. Центр його визначається відбиттям від МО.

5. Обговорення результатів досліджень

Для перевірки достовірності результатів вимірів параметрів дихання та серцебиття був використаний біорадіолокатор (рис. 9) розроблений на кафедрі біомедичної інженерії та телекомунікацій ЖДТУ.



Рис. 9. Прилад дистанційної реєстрації серцевої та дихальної діяльності

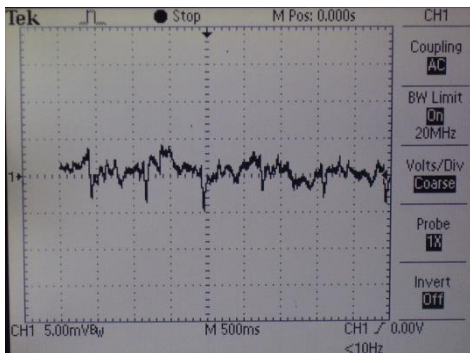


Рис. 10. Реєстрація серцевої діяльності

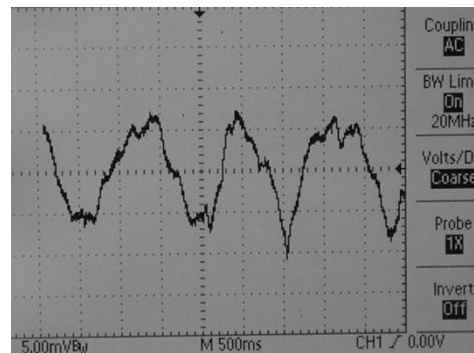


Рис. 11. Загальна реєстрація серцевої та дихальної діяльності

Графічне зображення функцій (3) при $R1 = 1 \text{ і}$ та $\Delta R1 = 0,005 \text{ і}$ наведено на рис. 12.

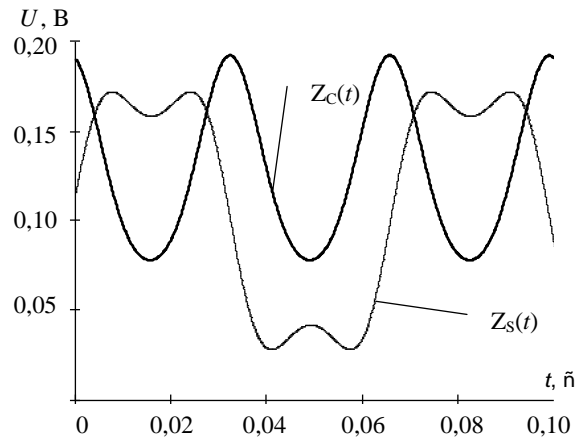


Рис. 12. Вихідні сигнали квадратур

Результат експериментальних досліджень наведено на рис. 13.

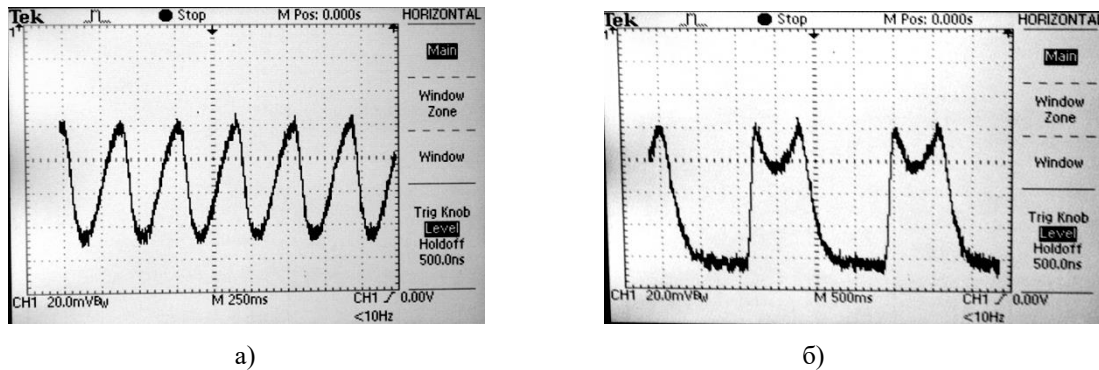


Рис. 13. Результати експериментальних досліджень квадратурного детектора: а) синус-канал; б) косинус-канал

Результати проведених експериментів підтвердили теоретичні розрахунки та моделювання. Надалі отримані результати в ході експерименту можна використовувати для визначення дійсних значень амплітуд та частот дихання і серцебиття за допомогою методів спектрального аналізу сигналів.

ВИСНОВКИ

Радари що використовують одну квадратуру і призначені для спостереження за серцево-дихальною активністю людини та засновані на методі фазового детектування, володіють рядом функціональних обмежень, до яких відносяться чутливість до положення цілі спотворення сигналу, що залежить від амплітуди руху цілі.

Об'єднання двох квадратур фазового приймача, з їхнім попереднім диференціюванням і наступною арктангенс-демодуляцією, дозволяє одержати дійсну траєкторію руху цілі, необхідну для подальшого аналізу частоти та характеру цього руху. Небажана постійна складова, викликана відбиттям від нерухомих предметів, успішно вилучена. При цьому зберігається корисна постійна складова, яка необхідна для коректного взяття арктангенса. Описана в статті модель може застосовуватися в системах реального часу для спостереження за частотою подиху та пульсу людини.

ЛІТЕРАТУРА

1. Kazamias T.M., Gander M.P., Ross J.Jr., Braunwald E. Detection of left-ventricular-wall motion disorders in coronary-artery disease by radarkymography. N Engl J Med. – 1971. – №285(2). – pp.63-71.
2. Susskind C. Possible use of microwaves in management of lung disease (Proc. IEEE, vol. 61). 1973, pp. 673-674.

3. Способ мониторинга функционального состояния человека: а.с. 2258455 РФ / В.А. Годунов, Д.А. Третьяков, Б.Б. Некрасов, А.В. Бандурин заявл. 05.11.03; опубл. 20.08.05.Бюлл.№23.
4. Способ оценки психофизиологического состояния пациента и устройство для доплеровской локации: а.с. 2071718 РФ / В.А. Федоров заявл. 18.02.94; опубл. 20.01.97.
5. Способ регистрации артериального пульса и частоты дыхания и устройство для доплеровской локации: а.с. 2000080 РФ / В.А. Федоров, Л.А. Крохин заявл.09.01.92;опубл.07.09.93.
6. Apparatus for and method of biotic sleep state determining: i.e. 20080027331 US/ T. Suzuki, K. Kameyama, K. Ouchi appl.02.10.07;pub.31.01.08.
7. Apparatus for detection of heart activity: i.e. 2007010460 WO/ J. A. Thijs, R.B. Elfring, T.J. Muehls, O. Such appl. 14.07.06; pub.25.01.07.
8. Immoreev I, Tao T.H. UWB radar for patient monitoring. IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine. – 2008. – №11. – pp. 11-18.
9. Lin J., Li C. Wireless non-contact detection of heartbeat and respiration using low-power microwave radar sensor (Proceedings of the 19th Asia Pacific Microwave Conference, Vol. 1). Bangkok, Thailand, 2007, pp. 393-396.
10. Immoreev I, Ivashov S. Remote monitoring of human cardio-respiratory system parameters by radar and its applications (Proceedings of Ultrawideband and Ultrashort Impulse Signals Conference). Sevastopol, Ukraine, 2008, pp. 34-38.
11. Хоменко Ж.М. Особливості радіолокаційного виявлення цілей, що роблять зворотно-поступальний рух. Вісник ЖДТУ. Технічні науки. – 2011. – № 2 (57). – с. 114-119.
12. Immoreev I.J., Samkov S.V., Ultra wideband (UWB) radar for the remote measuring of main parameters of patient's vital activity. Radio Physics and Radio Astronomy (Ukraine). – 2002. – v.7. – №4. – pp. 404-407.
13. Boric-Lubecke O. Arctangent demodulation with DC offset compensation in quadrature doppler radar receiver systems. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques. – 2007. – v.55. – №5. – pp. 1073-1079.
14. Greneker E.F. Radar Sensing of Heartbeat and Respiration at a Distance with Application at the Technology. IEE Conference RADAR-97, 14-16 October 1997, Conf. Publication Number 449, P 150-154

REFERENCES

1. Kazamias T.M., Gander M.P., Ross J.Jr., Braunwald E. Detection of left-ventricular-wall motion disorders in coronary-artery disease by radarkymography. N Engl J Med, 1971, №285(2), pp.63-71.
2. Susskind C. Possible use of microwaves in management of lung disease (Proc. IEEE, vol. 61). 1973, pp. 673-674.
3. Method for functional state monitoring of human: i.e. 2258455 RF/ V.A. Godunov, D.A. Tretyakov, B.B. Nekrasov, A.V. Bandurin appl.05.11.03; pub.20.08.05 [Sposob monitoringa funkcional'nogo sostojanija cheloveka: i.e. 2258455 RF / i.e. 2258455 RF/ V.A. Godunov, D.A. Tretyakov, B.B. Nekrasov, A.V. Bandurin appl.05.11.03; pub.20.08.05].
4. Aparatus for and method of evaluating the patient's psychophysiological state with Dopler's radiolocation: i.e. 2071718 RF/ V.A. Fedorov appl.18.02.94; pub.20.01.97 [Sposob ocenki psihofiziologicheskogo sostojania paczienta I ustrojstvo dlja doplerovskoj lokaczii: i.e. 2071718 RF/ V.A. Fedorov appl.18.02.94; pub.20.01.97].
5. Method for arterial pulse and respiratory rate registration and a device for Doppler radiolocation: i.e. 2000080 RF/ V.A. Fedorov, L.A. Krohin appl. 09.01.92; pub.07.09.93 [Sposob registraczii arterial'nogo pul'sa i chastity dyhanija i ustrojstvo dlja doplerovskoj lojaczii: i.e. 2000080 RF/ V.A. Fedorov, L.A. Krohin appl. 09.01.92; pub.07.09.93].
6. Apparatus for and method of biotic sleep state determining: i.e. 20080027331 US/ T. Suzuki, K. Kameyama, K. Ouchi appl.02.10.07; pub.31.01.08.
7. Apparatus for detection of heart activity: i.e. 2007010460 WO/ J. A. Thijs, R.B. Elfring, T.J. Muehls, O. Such appl. 14.07.06; pub.25.01.07.
8. Immoreev I, Tao T.H. UWB radar for patient monitoring. IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine, 2008, №11, pp. 11-18.
9. Lin J., Li C. Wireless non-contact detection of heartbeat and respiration using low-power microwave radar sensor (Proceedings of the 19th Asia Pacific Microwave Conference, Vol. 1). Bangkok, Thailand, 2007, pp. 393-396.
10. Immoreev I, Ivashov S. Remote monitoring of human cardio-respiratory system parameters by radar and its applications (Proceedings of Ultrawideband and Ultrashort Impulse Signals Conference). Sevastopol, Ukraine, 2008, pp. 34-38.

11. Khomenko J.N. Features radar target detection, making reciprocity [Osoblyvosti radiolokacijnogo vyjavlennja czilej, shzo roblyat' zvorotno-postupal'nyj ruh]. Visnyk ZDTU. Technichni nauky – Journal of ZSTU. Technical sciences, 2011, № 2 (57), pp. 114-119.
12. Immoreev I.J., Samkov S.V., Ultra wideband (UWB) radar for the remote measuring of main parameters of patient's vital activity. Radio Physics and Radio Astronomy (Ukraine), 2002, v.7, №4, pp. 404-407.
13. Boric-Lubecke O. Arctangent demodulation with DC offset compensation in quadrature doppler radar receiver systems. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2007, v.55, №5, pp. 1073-1079.
14. Greneker E.F. Radar Sensing of Heartbeat and Respiration at a Distance with Application at the Technology. IEE Conference RADAR-97, 14-16 October 1997, Conf. Publication Number 449, pp. 150-154

Надійшла до редакції: 26.05.2019

ЖАННА МИКОЛАЇВНА ХОМЕНКО – ст. викладач кафедри Біомедичної інженерії та телекомунікацій, Державний університет «Житомирська Політехніка», Житомир, Україна.

СЕРГІЙ МАКАРОВИЧ ЗЛЕПКО – д.т.н., професор, завідувач кафедри біомедичної інженерії, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.