

УДК 621.396.3

# МЕТОДИ ВИЗНАЧЕННЯ РУХУ ЦІЛІ ПРИ ПОБУДОВІ МЕДИЧНИХ РАДАРІВ

Ж.М. Хоменко

Асистент

Кафедра радіотехніки та телекомунікацій  
Житомирський державний технологічний

університет

вул. Черняхівського, 103, м. Житомир,

Україна, 10005

Контактний тел.: 093-349-27-11

E-mail: jannet-05@mail.ru

*Стаття присвячена побудові медичних радарів, що призначені для одержання траєкторії механічного руху грудної клітини людини. Розглянуто особливості радіолокаційного виявлення цілей, що роблять зворотно-поступальний рух. Розглянуто проблеми, пов'язані з одержанням та обробкою даних, досліджені методи відновлення вихідної траєкторії руху об'єкта з використанням двох квадратур, ліквідації постійної складової та арктангенс-демодуляція. Запропоновано методи обробки отриманих сигналів*

*Ключові слова: медичний радар, біорадіолокація, дихання, серцебиття*

*Статья посвящена построению медицинских радаров, предназначенных для получения траектории механического движения грудной клетки человека. Рассмотрены особенности радиолокационного обнаружения объектов, совершающих возвратно-поступательное движение. Рассмотрены проблемы, связанные с получением и обработкой данных, исследованы методы восстановления исходной траектории движения объекта с использованием двух квадратур, ликвидации постоянной составляющей и арктангенс-демодуляция. Предложены методы обработки полученных сигналов*

*Ключевые слова: медицинский радар, биорадиолокация, дыхание, сердцебиение*

## 1. Вступ

У цей час все більш широке застосування одержують системи радіолокації, призначені для спостереження за живими організмами, так звана біорадіолокація. Особливістю біорадіолокації є те, що спостережувані об'єкти (серце та грудна клітина людини), як правило, виконують не прямолінійний, а зворотно-поступальний рух. Спостереження зводиться до визначення характеристик цих рухів: амплітуди, частоти, а також траєкторії переміщення поверхні тіла у часі. Одержання адекватних результатів моніторингу органів людини ускладнюється тим, що спостереження виконується на фоні відбиття радіолокаційного сигналу від нерухомих об'єктів навколо.

У статті розглядається обробка сигналів, відбитих від живих, рухомих та нерухомих об'єктів, на фоні великої кількості віддзеркалень, що заважають, а також запропоновано аналітичний метод відновлення траєкторії руху об'єкта за двома квадратурами фазового приймача, що працює в умовах безлічі місцевих 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. Вимір руху органів та якісне визначення наявності води в легенях людини були одними з перших застосованих радарів у медичній діагностиці [1, 2].

Використання радіолокаторів може бути корисним при безконтактному моніторингу серцево-легеневої активності в медичних цілях, таких як вимір серцебит-

тя та параметрів дихання в ситуаціях, коли контактна вимірювальна апаратура викликає дискомфорт, подразнення шкіри (наприклад при опіках) або обмежує необхідну свободу руху, що дозволить контролювати життєво важливі параметри організму [3–7].

Існує багато прикладів того, як серцебиття та дихання контролюється за допомогою різних технологій, у тому числі за допомогою радарів у широкому діапазоні частот. Хоча є приклади застосування радіолокаційних систем у клінічних умовах [8, 9], більшість експериментів, що описуються в літературі, були проведені в лабораторних умовах. Таким чином, можливість реальної реалізації радіолокаційного моніторингу життєво важливих параметрів поки залишається відкритим. Також залишається відкритим питання про те, які частоти щонайкраще підходять для моніторингу серцебиття та дихання.

Для досягнення найкращих характеристик радіолокаційних комплексів потрібна розробка адекватних моделей радіолокаційних сигналів, які повинні бути побудовані на фізичних моделях взаємодії радіовиль із об'єктами. Побудова цих моделей дозволить розробити алгоритми оптимальної обробки сигналу, які дадуть можливість отримувати більше інформації про об'єкт, що зондується, а також про характеристики його руху.

## 3. Мета та задачі дослідження

Першопричиною наявності біометричної інформації у відбитому радіосигналі є скорочення серця, судин, легенів та інших внутрішніх органів, таким чином мета дослідження полягає в:

– дослідженні механізмів впливу зондуючого сигналу на біологічні об’єкти та подальшої його реєстрації;

– створенні біорадіолокаційної системи, що дозволяє з великою точністю дистанційно реєструвати параметри дихання і пульсу, а також оцінювати рухову активність біологічного об’єкта.

Для досягнення вказаної мети були сформульовані наступні задачі:

– проведено математичне моделювання взаємодії електромагнітних хвиль радіочастотного діапазону з об’єктами біорадіолокації з метою виявлення оптимальних значень частоти та інтенсивності зондуючого сигналу;

– розроблені алгоритми виділення сигналів дихання і серцебиття та оцінки параметрів рухової активності при обробці даних біорадіолокаційного зондування;

– запропонована установка для реєстрації біоритмів живих організмів, а також створено макет.

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

#### 4. Експериментальні данні та їх обробка

Радіолокаційну інформацію від біологічного об’єкта можна отримати за допомогою методу фазового детектування, який базується на використанні фазового детектора (ФД), вихідна напруга якого залежить від різниці фаз прийнятого та опорного сигналів. Щоб уникнути неоднозначності для визначення характеристики руху, використовують два квадратурних виходи, опорні сигнали яких мають зсув на 90°.

За методом фазового детектування параметром сигналу, що характеризує положення цілі в просторі, є фаза. Так як передатна характеристика ФД, що описує залежність напруги на виході від різниці фаз прийнятого й опорного сигналів, є функцією косинуса, то відбитий від цілі сигнал можна описати наступним виразом [10]:

$$u(t) = \frac{E_0 E_1}{2} n T_0 \cos \left[ 2\omega_0 \left( \frac{d_0 + d_b \sin(2\pi f_b t) + d_h \sin(2\pi f_h t)}{c} \right) \right], \quad (1)$$

де  $T_0$  – період коливань зондуючого сигналу;  $n$  – ціле число періодів коливань, що приймають участь у розрахунках;  $\omega_0 = 2\pi f_0$  – кутова частота зондуючого сигналу;  $d_b$  і  $d_h$  – амплітуди дихання та серцебиття відповідно;  $f_b$  і  $f_h$  – частоти дихання та серцебиття відповідно;  $E_0, E_1$  – амплітуди прийнятого та опорного сигналів;  $d_0$  – відстань до поверхні спостережуваного об’єкта;  $c$  – швидкість світла;  $u(t)$  – напруга на виході ФД.

Вираз (1) характеризує залежність напруги на виході корелятора від відстані до спостережуваного об’єкта. Застосування виразу (1) дозволяє розглянути вихідний сигнал корелятора при різних параметрах 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, тобто даний метод не дозволяє відокремити картину серцевої діяльності від зворотно-поступального руху грудної клітки, амплітуда якого значно перевищує амплітуду серцебиття.

Щоб уникнути неоднозначності при аналізі отриманого сигналу, використовують два квадратурних виходи, опорні сигнали яких мають зсув на 90°. Використання двох квадратур ФД дозволяє значно знизити чутливість радару до положення відносно об’єкту. Так як дві квадратури дають можливість представити сигнал на комплексній площині, то залежність фази від часу можна виразити як [11, 12]:

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

При наявності відбиттів від місцевих об’єктів (МО), що знаходяться поруч, вихідні напруги квадратур несуть у собі велику постійну складову (ПС), наявність якої не дає можності використовувати вираз (2).

На рис. 1 запропоновано структурну схему радару з двома квадратурами, що дозволяє запобігти цьому недоліку. Генератор НВЧ формує зондуючий та опорний сигнали. Опорний сигнал розділяється за допомогою дільника на два ортогональних вихідних опорних сигнали із затримкою на 90° між ними.

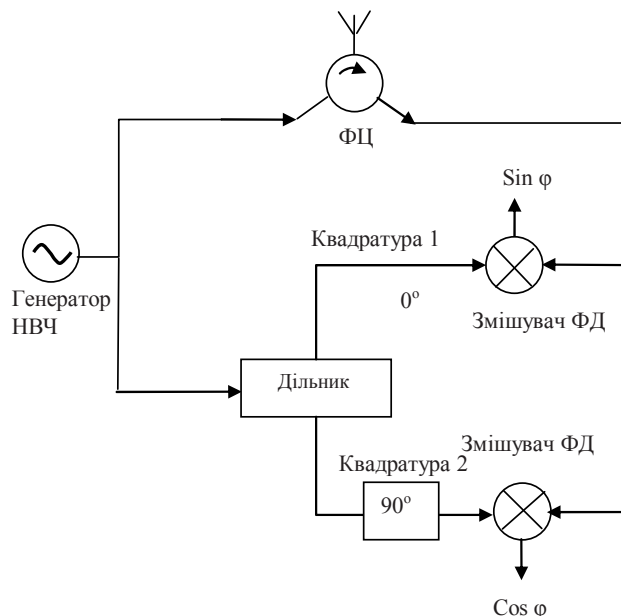


Рис. 1. Блок-схема радару для вимірювання серцевої та дихальної діяльності.

Математичні моделі вихідних сигналів квадратур в цьому випадку можна описати наступними виразами:

$$Z_s(t) = \frac{E_0 E_1}{2} n T_0 \sin \left[ 2\omega_0 \left( \frac{d_0 + d_b \sin(2\pi f_b t) + d_h \sin(2\pi f_h t)}{c} \right) \right] + P_s, \quad (3)$$

$$Z_c(t) = \frac{E_0 E_1}{2} n T_0 \cos \left[ 2\omega_0 \left( \frac{d_0 + d_b \sin(2\pi f_b t) + d_h \sin(2\pi f_h t)}{c} \right) \right] + P_c, \quad (4)$$

де  $P_s$ ,  $P_c$  – ПС, викликані відбиттям від МО.

Оскільки функції зміни напруги (3) та (4) на виході ФД є гладкими і неперервними, то їх можна диференціювати за часом.

Після взяття арктангенсу від співвідношення розрахованих диференціалів, отримуємо фазову характеристику сигналу, яка буде містити у собі інформацію про рух об'єкта, який викликаний диханням та серцебиттям:

$$\phi(t) = \arctg\left(-\frac{d(Z_c(t))}{d(Z_s(t))}\right) = \left[2\omega_0 \left(\frac{d_0 + d_b \sin(2\pi f_b t) + d_h \sin(2\pi f_h t)}{c}\right)\right]. \quad (5)$$

Результати проведених експериментів та загальний вид розробленого пристрою для реєстрації серцевої та дихальної діяльності наведено [13].

Надалі отриману характеристику можна використовувати для визначення дійсних значень амплітуд та частот дихання і серцебиття за допомогою методів спектрального аналізу сигналів [14].

## 5. 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 і спотворення сигналу, що залежить від амплітуди руху цілі.

Таким чином, об'єднання двох квадратур фазового приймача, з їх попереднім диференціюванням і подальшою арктангенс-демодуляцією, дозволяє отримати дійсну траєкторію руху цілі, необхідну для подальшого аналізу частоти та характеру цього руху. Небажана постійна складова, викликана відбиттям від МО, успішно вилучається. При цьому зберігається корисна постійна складова, необхідна для коректного взяття арктангенсу. Описана модель може застосовуватися в системах реального часу для спостереження за частотою дихання та серцебиття 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 [Текст] / 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 [Текст] / 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 [Текст] / 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 [Текст] / Т. Suzuki, К. Kameyama, К. Ouchi appl.02.10.07;pub.31.01.08.
7. Apparatus for detection of heart activity: i.e. 2007010460 WO [Текст] / 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. 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.
12. 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.
13. Хоменко Ж.М. Особливості радіолокаційного виявлення цілей, що роблять зворотно-поступальний рух [Текст] / Ж.М. Хоменко // Вісник ЖДТУ. Технічні науки. – 2011. – № 2 (57). – с. 114-119.
14. Хоменко, Ж.М. Дистанційна діагностика стану людини з використанням засобів цифрової обробки сигналів [Текст] / Ж.М. Хоменко // Міжнародний науково-технічний журнал. Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. м. Хмельницький – 2012. – № 2. – с. 128-135.

## Abstract

*Despite a number of publications concerning the use of different fields and types of radars for the study of human tissue, there is considerable uncertainty as to what is actually measured, and which frequencies are the best for heartbeat and breathing monitoring. Most of the experiments described were conducted in laboratory conditions. Therefore, the actual bioengineering problem is the research and development of the radar-reflection methods of remote sensing of slight displacements of biological structures, such as breathing and heartbeat. A peculiarity of bioradiolocation is that the observed objects (heart and human chest) usually move reciprocally.*

*With the variety of local objects, reflections of a probing signal get to the radar receiver. They interfere these objects and do not allow the identification of their position in space.*

*The results of the experiments show that the use one quadrature registration scheme of the received signal does not permit to separate the picture of cardiac activity from the reciprocal motion of the chest, whose amplitude exceeds the amplitude of the heartbeat.*

*The article suggests an analytical method of restoration of the motion trajectory of an object according to two quadratures of the phase receiver, which works in a variety of local objects.*

*The combination of two quadratures of the phase receiver of the radar with their previous differentiation and subsequent arctangent-demodulation provides an actual trajectory of the object motion, necessary for further analysis of the frequency and nature of this movement*

**Keywords:** radar, bioradiolocation, breathing, heartbeat

**В статті представлені результати створення корпусів світлодіодів (LED) високої потужності на основі друкованої плати та подвійного шару склотекстоліту FR4. Перш за все, створюється деталізована модель корпусу LED на підкладці. Потім модель оптимізується з урахуванням виду, кількості та розташування теплових міжшарових з'єднань, ширини теплових каналів та розсіювання потужності LED**

**Ключові слова:** світлодіод, оптимізація, керування температурними режимами, друкована плата

**В статье представлены результаты создания корпусов светодиодов (LED) высокой мощности на основе печатной платы и двойного слоя стеклотекстолита FR4. Прежде всего, создается детализированная модель корпуса LED на подложке. Затем модель оптимизируется с учетом вида, количества и расположения тепловых межслойных соединений, ширины тепловых каналов и рассеиваемой мощности LED**

**Ключевые слова:** светодиод, оптимизация, управление температурными режимами, печатная плата

УДК 004.89

# LED PCB THERMAL SIMULATION USING FLOEFD

**A. Andonova**

Professor

Department of Microelectronics  
Technical University of Sofia, Bulgaria

Kl. Ohridski 8, Sofia, 1797

Contact tel.: +359-2-965-32-63

E-mail: ava@ecad.tu-sofia.bg

## 1. Introduction

Heat dissipation of the light source and the dependence of its parameters on the ambient temperature, the energy balance of the source, optical and heat transfer characteristics of the materials are used in the evaluation and calculation of the thermal mode of the light source [3]. The article presents the results from thermal simulations of power LED's mounted on PCB. Simulations were performed using the method CFD (computational fluid dynamics) via the software Mentor Graphics FLOEFD. Simulation experiments were conducted to optimize the distribution of heat in terms of type, number and location of the vias, width of the conductive paths and dissipated power of the LEDs.

## 2. Computational simulations using FLOEFD

Since FloEFD is based on solving the time-dependent equations of Navier-Stokes problems in steady state are solved by stationary approach. For quicker acquisition of

the stationary solution a method of local computational steps in time is used. Multigrid method is used to accelerate convergence of the solution and to suppress oscillations. In order to optimize the time of termination of the calculation and to determine more accurately the physical parameters of interest, that oscillate in iterations. Physical parameters of interest could be determined as calculation purposes. Prior to starting creating a model and a FloEFD project, it is necessary to choose the geometrical and physical characteristics of the engineering problem which most significantly affect the solution to this problem. If the model has already been created when designing the object, i.e. it is fully adequate to the object, then the solution of engineering problems using FloEFD, may be required to simplify the model or add auxiliary parts of the model. Proper use of these two activities can be crucial for obtaining reliable and accurate solution. As soon as the main part of a FloEFD project, that is unlikely to change is build, the next step is to choose a strategy to solve the engineering problem using FloEFD, i.e. obtaining reliable and accurate solution to a problem. The strategy for solving engineering problems includes the following important steps: