

Особенности радиолокационного обнаружения целей, совершающих возвратно-поступательное движение

Д.А. Охотников

Научно-исследовательский центр сверхширокополосных технологий Московского Авиационного Института (НИЦ СШП МАИ). 107078 Москва, Новая Басманная ул. дом 16А. ком. 409. denisoffice@mail.ru

Доклад посвящен построению медицинских радаров, предназначенных для получения траектории механического движения грудной клетки живых организмов. Рассмотрены особенности радиолокационного обнаружения целей, 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 и расчета полученных сигналов.

The report focuses on the construction of medical radar designed for the trajectory of the mechanical movement of the chest of living organisms.

Введение

В настоящее время все более широкое применение получают системы радиолокации, предназначенные для наблюдения за живыми организмами, так называемая биорадиолокация. Особенность биорадиолокации заключается в том, что наблюдаемые объекты, как правило, совершают не прямолинейное, а поступательно-возвратное движение (сердце, грудная клетка человека). Получение правильных результатов наблюдения осложняется еще тем, что слежение производится на фоне отражений радиолокационного сигнала от неподвижных предметов, затрудняющих мониторинг органов человека. В настоящем докладе рассматривается обработка сигналов, отраженных от живых, подвижных и неподвижных объектов, на фоне большого количества мешающих отражений.

Неподвижное человеческое тело содержит два источника независимых, меняющихся во времени, возвратно-поступательных движения: грудная клетка и сердце. Наблюдение за телом сводится к определению характеристик этого движения: амплитуды, частоты, а также получению траектории перемещения поверхности тела во времени.

Радиолокационную информацию от биологического объекта можно получить с помощью хорошо известного метода фазового детектирования, позволяющего выделять сигналы, отраженные от движущегося объекта на фоне сигналов, отраженных от неподвижных объектов, по доплеровскому приращению частоты сигнала.

Метод базируется на использовании фазового детектора (ФД), выходное напряжение которого зависит от разности фаз принятого и опорного сигналов. Чтобы избежать неоднозначности, используют два квадратурных выхода, опорные сигналы которых сдвинуты на 90 градусов. Для обнаружения движения тела, достаточно одной квадратуры. Однако для определения характеристик движения или восстановления траектории движения объекта необходимо использование двух квадратур из-за нелинейности детекторной характеристики ФД.

В данной работе предложен новый аналитический метод восстановления траектории движения объекта по двум квадратурам фазового приемника, работоспособный в условиях множества местных предметов (МП).

1 Особенности движения наблюдаемого объекта

В работах [1,2] было показана возможность регистрации движения поверхности живых организмов, в том числе и органов человека. Характер движения грудной клетки человека, находящегося в покое, можно описать квазипериодической функцией (рис.1). Цель, находящаяся на расстоянии R_1 от радара, совершает возвратно-поступательные движения по направлению нормали к радару. Цель приближается к радару на минимальное расстояние R_{MIN} и удаляется на максимальное расстояние R_{MAX} . (рис.2). Для простоты рассматривается случай периодического движения в одной плоскости с постоянной частотой.

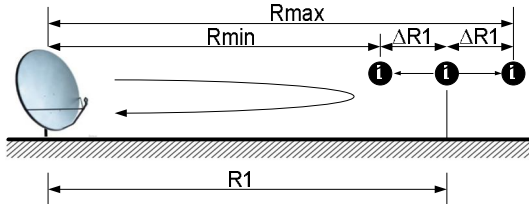


Рис. 1. Одноточечная цель, движущаяся возвратно-поступательно с амплитудой ΔR_1 и частотой F

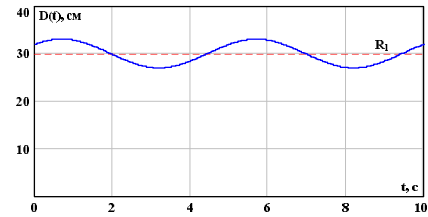


Рис. 2. Изменения расстояния между радаром и целью

В методе фазового детектирования параметром сигнала, характеризующим положение цели в пространстве, является фаза. Так как передаточная характеристика ФД, описывающая зависимость напряжения выхода от разности фаз принятого и опорного сигналов, представляет собой функцию косинуса, то отраженный от цели сигнал описывается следующей формулой[3]:

$$u = \frac{E_0 E_1}{2} n T_0 \cos \left[2\omega_0 \left(\frac{R_1 + \Delta R_1 \sin(\Omega_1 t + \theta)}{c} \right) \right], \quad (1)$$

где T_0 – период колебаний зондирующего сигнала; n – целое число периодов колебаний, участвующих в процессе интегрирования; $\omega_0 = 2\pi f_0$ – круговая частота излучаемого сигнала; $\Delta R_1 = |R_{MAX} - R_{MIN}|/2$ – амплитуда движения цели; $\Omega_1 = 2\pi F_1$ – круговая частота движения цели; θ – начальная фаза движения цели; E_0, E_1 – амплитуды принятого и опорного сигналов; R_1 – расстояние до цели; c – скорость света; u – напряжение на выходе ФД.

Формула (1) показывает зависимость напряжения на выходе коррелятора от расстояния до наблюдаемого объекта. Построенная по формуле (1) модель позволяет рассмотреть выходной сигнал коррелятора при различных параметрах движения. На рисунках 4а,б показан выходной сигнал ФД сигнала для различных случаев отношения длины волны λ_0 к амплитуде возвратно-поступательного движения цели ΔR_1 с частотой 3 Гц.

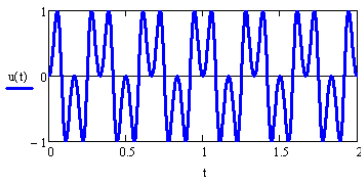


Рис. 4а. Временная диаграмма выходного сигнала коррелятора при наблюдении за целью, колеблющейся на расстоянии $n\lambda_0/4$ ($n = 1, 2, 3, \dots$) от радара, $\Delta R_1/\lambda_0 = 1/2$.

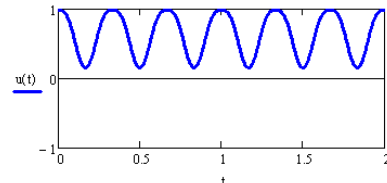


Рис. 4б. Временная диаграмма выходного сигнала коррелятора при наблюдении за целью, колеблющейся на расстоянии $n\lambda_0/8$ ($n = 1, 3, 5, \dots$) от радара, $\Delta R_1/\lambda_0 = 1/5$

Из графиков видно, что при увеличении амплитуды движения форма выходного сигнала начинает изменяться. В его составе появляются дополнительные гармоники с кратными частотами. Этот факт затрудняет прямое измерение частоты движения цели при определенных значениях амплитуд движения. Можно показать, что изменение сигнала происходит на расстояниях до цели, удовлетворяющих условию $R1 = n\lambda_0/8$ ($n = 1, 3, 5, \dots$), в этом случае сигнал приобретает постоянную составляющую. Оптимальным называют расстояние $R1 = n\lambda_0/4$ ($n = 1, 2, 3, \dots$) от радара, когда траектории движения тела, колеблющегося на этом расстоянии, передается на выход ФД практически без изменений. Если радар используется при наличии множества местных предметов (задачи биорадиолокации [4,5,6]), то в приемник попадают отражения и от них. Так как сигналы, отраженные от нескольких объектов, интерферируют, то положение предметов, от которых сигналы отражены, не идентифицируется (рис. 5,6).

Сигнал, вызванный отражениями от нескольких целей, вызывает в приемнике напряжение, изменяющееся по синусоидальному закону с частотой зондирующего сигнала, фаза и амплитуда которого зависят от расстояний до целей и их ЭПР.

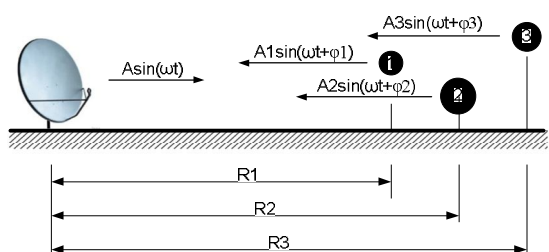


Рис. 5. Отражение монохроматической волны от нескольких целей

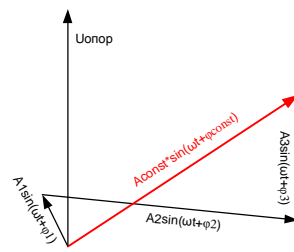


Рис. 6. Сложение отражений от местных предметов

На основе рассмотренной модели можно сделать следующие выводы: 1) Линейная зависимость изменения выходного напряжения приемника от смещения грудной клетки существует только вблизи $R1 = n\lambda_0/4$ ($n = 1, 2, 3, \dots$) при условии, что смещение $\Delta R1$ мало по сравнению с длиной волны λ_0 ; 2) Выходное напряжение приемника приобретает дополнительные гармоники с кратными частотами в случае, когда $\Delta R1 \geq \lambda_0$; 3) Помимо частотных изменений сигнала, происходит появление постоянной составляющей («полезная ПС»), когда расстояние до объекта отклоняется от оптимального; 4) Наличие отражений от МП приводит к появлению в сигнале большой постоянной составляющей, отличить которую от полезной ПС, не представляется возможным.

2 Восстановление траектории движения по двум квадратурам

Выше был рассмотрен метод наблюдения за объектом, использующий одну квадратуру. Для восстановления траектории движения цели необходимо использовать две квадратуры. Использование обеих квадратур позволяет преодолеть чувствительность радара к положению цели.

Так как две квадратуры дают возможность представить сигнал на комплексной плоскости, то зависимость фазы от времени можно выразить формулой (2) [3,7]. Однако в первом разделе было показано, что при наличии отражений от МП выходные напряжения квадратур несут в себе большую постоянную составляющую, наличие которой не дает возможности использовать эту формулу.

$$\varphi(t) = \text{arcTg}\left(\frac{\sin(\varphi(t))}{\cos(\varphi(t))}\right), \quad (2)$$

Постоянную составляющую можно удалить из сигнала с помощью фильтра. Однако, в этом сигнале имеется полезная ПС, которая должна быть отделена от постоянной составляющей, вызванной отражениями от МП. Ниже приведены результаты испытания модели с арктангенс-демодуляцией, которые подтверждают сохранение информации о движении, вызванном сердечно-дыхательной деятельностью, и нечувствительность системы к положению цели.

На рис. 7 показана структурная схема радара с двумя квадратурами. Общий генератор формирует зондирующий и опорный сигналы. Опорный сигнал разделяется далее с помощью делителя с задержкой на 90° , что дает два ортогональных выходных опорных сигнала.

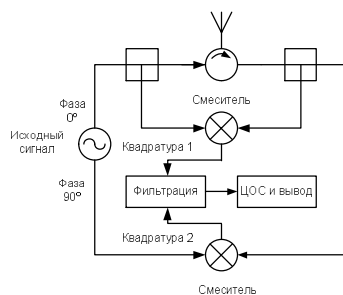


Рис. 7. Блок схема радара для измерения сердечно-дыхательной деятельности

При наличии отражений от МП каждый квадратурный выход ФД представляет собой сумму переменной составляющей полезного сигнала, постоянную составляющую этого сигнала и постоянную составляющую, вызванную отклонением цели от оптимального расстояния. Математические модели выходных сигналов квадратур можно описать формулами:

$$Z_s = \frac{E_0 E_1}{2} n T_0 \sin \left[2\omega_0 \left(\frac{R_1 + \Delta R_1 \sin(\Omega_1 t + \theta)}{c} \right) \right] + P_s \quad Z_c = \frac{E_0 E_1}{2} n T_0 \cos \left[2\omega_0 \left(\frac{R_1 + \Delta R_1 \sin(\Omega_1 t + \theta)}{c} \right) \right] + P_c$$

где P_s и P_c - постоянные составляющие, вызванные отражениями от МП.

Поскольку функция изменения выходного напряжения ФД является гладкой и непрерывной, то ее можно дифференцировать.

Пришедший сигнал можно представить вектором r , который является суммой векторов p и s , представляющих собой сигналы, отраженные от МП и от цели соответственно (рис.8). Если цель за время наблюдения проходит расстояние больше длины волны излучаемого сигнала, то измерения располагаются на всей окружности, если же цель движется в пределах части длины волны, то измерения представляют собой часть окружности (дугу окружности).

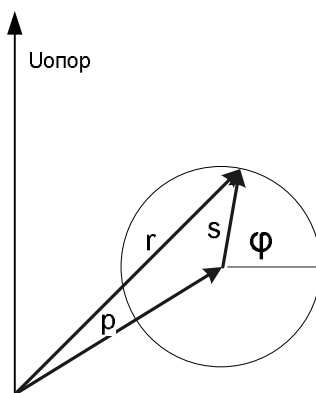


Рис. 8. Изображение сигнала на комплексной плоскости

При отсутствии МП модуль вектора p равен нулю, вектор s совпадает с вектором r , тогда угол φ вычисляется по формуле:

$$\varphi = \arctan(|s| \sin(\varphi) / |s| \cos(\varphi)) \quad (3)$$

где $|s| \sin(\varphi)$ и $|s| \cos(\varphi)$ есть выходы первой и второй квадратуры.

Для того, чтобы воспользоваться формулой (2) [Бакулев] при наличии МП, необходимо определить центр окружности и перенести ее в центр координат.

Измерения можно представлять точками на комплексной плоскости, принадлежащими одной окружности. Центр ее определяется отражением от МП

Использование более 3 точек

Имея N измерений ($N > 3$), мы имеем N точек на комплексной плоскости. Для наибольшей точности нахождения центра окружности имеет смысл использовать информацию всех имеющихся точек. Для этого необходимо найти окружность, сумма квадратов расстояний от которой до каждой точки была бы минимальной:

$$S = \sum_{k=1}^N [R - \sqrt{(x_k - a)^2 + (y_k - b)^2}]^2 \rightarrow \min_{R,a,b} \quad (4)$$

Выполнением такого условия является решение следующей системы уравнений:

$$\begin{aligned} \frac{dS}{dR} &= \sum_{k=1}^N [2R - 2\sqrt{(x_k - a)^2 + (y_k - b)^2}] = 0 \\ \frac{dS}{da} &= \sum_{k=1}^N \frac{[R - \sqrt{(x_k - a)^2 + (y_k - b)^2}](2a - 2x_k)}{\sqrt{(x_k - a)^2 + (y_k - b)^2}} = 0 \\ \frac{dS}{db} &= \sum_{k=1}^N \frac{[R - \sqrt{(x_k - a)^2 + (y_k - b)^2}](2b - 2y_k)}{\sqrt{(x_k - a)^2 + (y_k - b)^2}} = 0 \end{aligned} \quad (5)$$

Получение центра окружности из системы (5) дает возможность использования формулы (2) для корректного восстановления фазы сигнала, отраженного от цели, движущейся возвратно-поступательно.

Выводы

Радары, использующие одну квадратуру, предназначенные для наблюдения за сердечной и дыхательной активностью человека и основанные на методе фазового детектирования, обладают рядом функциональных ограничений, к которым относятся чувствительность к положению цели и искажение сигнала, зависящее от амплитуды движения цели. Объединение двух квадратур фазового приемника, с их предварительным дифференцированием и последующей арктангенс-демодуляцией, позволяет получить истинную траекторию движения цели, необходимую для дальнейшего анализа частоты и характера этого движения. Нежелательная постоянная составляющая, вызванная отражением от неподвижных предметов, успешно удалена, при сохранении полезной постоянной составляющей, необходимой для корректного взятия арктангенса. Описанная в статье модель может применяться в системах реального времени для слежения за частотой дыхания и пульса человека. Технология может быть реализована на микроконтроллере, что позволит разрабатывать автономные устройства, не зависящие от компьютера.

Литература

1. 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.
2. Microwave Life-Detection System for Searching Human Subjects Under Earthquake Rubble or Behind Barrier./Kun-Mu Chen, Yong Huang, Jianping Zhang, A. Norman. // IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 27, No 1, January 2000, pp 105-114.
3. Immoreev, S. Ivashov. Remote monitoring of human cardio-respiratory system parameters by radar and its applications, Ultrawideband and Ultrashort Impulse Signals, Sevastopol, Ukraine, 15-19 September, 2008.
4. 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, No. 4, pp. 404-407.
5. Immoreev I.J., Fedotov D.V., Detection of ultra wideband radar signals scattered from complex targets, Radio Physics and Radio Astronomy (Ukraine), 2002, v.7, No. 4, pp. 408-412.
6. Обнаружение и дистанционная диагностика людей за препятствиями с помощью РЛС./ Бугаёв А.С., Васильев И.А., Ивашов С.И. и др. // Радиотехника. – 2003. - №7. - С. 42-47.
7. Olga Boric-Lubecke “Arctangent Demodulation With DC Offset Compensation in Quadrature Doppler Radar Receiver Systems”, IEEE TRANSACTIONS ON MICROWAVE THEORY AND TECHNIQUES, VOL. 55, NO. 5, MAY 2007.
8. Immoreev I., Samkov S., Teh-Ho Tao. Short - Distance Ultra-Wideband Radars. Theory and Designing, International Conference on Radar Systems (RADAR 2004). 18-23 October 2004.Toulouse, France.
9. Immoreev I., Samkov S., Teh-Ho Tao. Short – Distance Ultrawideband Radars, IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine. v.20, № 6, 2005, pp 9-14.
10. Immoreev I., Teh-Ho Tao. UWB Radar for Patient Monitoring, IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine. v.23, № 11, 2008, pp 11-18.
11. Иммореев И.Я. Сверхширокополосные радары. Особенности и возможности, Радиотехника и электроника, 2009, том 54, №1, стр. 5-31.