

ВОССТАНОВЛЕНИЕ ТРАЕКТОРИИ ДВИЖЕНИЯ ЖИВЫХ ОБЪЕКТОВ ПРИ РАДИОЛОКАЦИОННОМ НАБЛЮДЕНИИ

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

Доклад посвящен технологиям построения 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.

Введение

В настоящее время все более широкое применение получают системы радиолокации, предназначены 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 настоящей статье 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.

Все радиолокационные методы наблюдения за движущимся объектом основаны на периодическом сканировании наблюдаемого пространства, в котором присутствуют как живые подвижные объекты, так и неподвижные местные предметы (МП). Информация о МП сохраняется в эхосигнале постоянной на протяжении всего времени сканирования. Поэтому, вычитая ее, можно выделить информацию о подвижных живых объектах.

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. Когда фазы принятого и опорного сигналов совпадают, выходной сигнал ФД принимает значение нуля, что эквивалентно отсутствию цели. Чтобы избежать этой неопределенности, используют два квадратурных выхода, опорные сигналы которых

сдвинуты друг относительно друга на 90 градусов. Каждая из квадратур является функцией синуса и косинуса от фазы принятого сигнала.

Для некоторых задач биорадиолокации, связанных с обнаружением движения тела, достаточно использования одной квадратуры. Однако решение вопросов, связанных с определением характеристик движения или восстановление траектории движения объекта усложняется из-за нелинейности детекторной характеристики ФД. Использование двух квадратур и их объединение в соответствии с методами, предложенными в [1,2], усложняется наличием большого числа отражений от МП, как будет показано ниже.

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

В первом разделе рассмотрены особенности движения наблюдаемого объекта, представлена математическая модель радиолокационного наблюдения за объектом и рассмотрены случаи слежения за целевым объектом в отсутствие и при наличии множества местных предметов. Описаны выходы одной квадратуры фазового детектора в зависимости от положения цели при наличии и отсутствии пассивных помех.

Во втором разделе описан новый аналитический метод восстановления траектории движения цели по двум квадратурам ФД и его преимущества по сравнению с известными методами.

1. Особенности движения наблюдаемого объекта. Сложности наблюдения радиолокационными методами

Неподвижное человеческое тело содержит два независимых меняющихся во времени возвратно-поступательных источника движения с частотой, близкой к единицам герц, поэтому движение поверхности тела есть сумма движений, вызываемых дыханием и сердцебиением. Частота дыхания человека – 0.1 – 0.5 герца, частота сердцебиения находится в диапазоне от 1 до 3 герц.

Радионаблюдение биологического тела имеет свои особенности. Даже собственно взаимодействие биологических структур с электромагнитными волнами имеет множество особенностей. Электромагнитные свойства поверхности живых организмов рассмотрены в [3,4]. Тем более специфичными оказываются характеристики движения биологического тела, измеренные посредством радиолокации. В указанных работах было показано и экспериментально подтверждено, что существует возможность обнаружения и регистрации движения поверхности живых организмов, вызванных дыханием и сердцебиением, при помощи радиолокационных методов.

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.

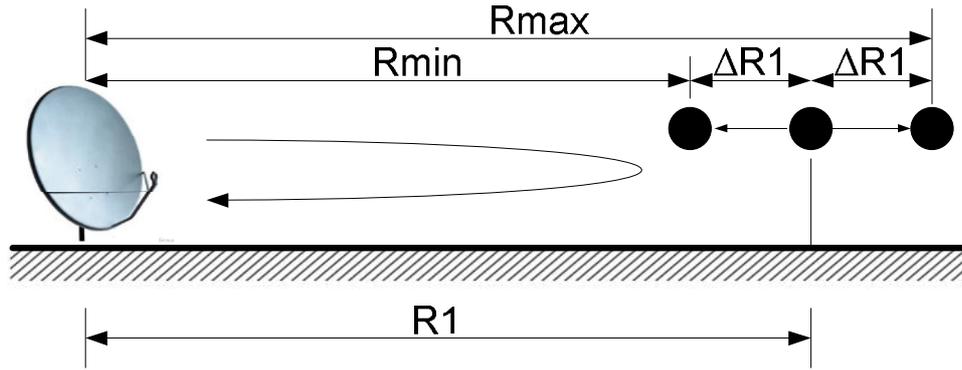


Рис. 1. Одноточечная цель, движущаяся возвратно-поступательно с амплитудой ΔR_1 и частотой F .

При прохождении точки с отметкой R_1 цель имеет максимальную скорость, а при достижении точек с отметками R_{MIN} и R_{MAX} цель имеет нулевую скорость (рис. 2).

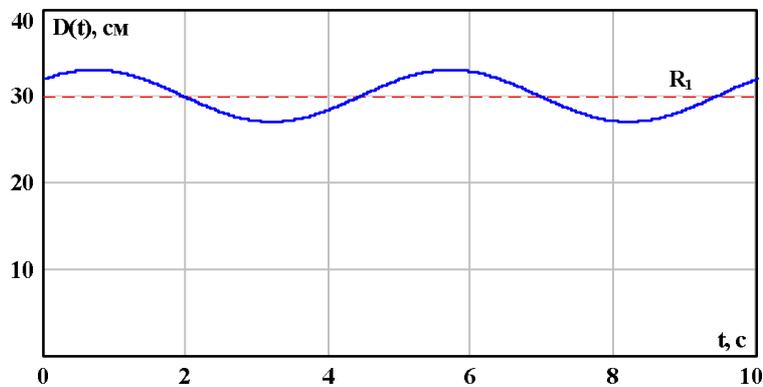


Рис. 2. Изменения расстояния между радаром и целью.

Такая модель лежит в основе большинства методов построения систем биорадиолокации [1].

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 (рис.3), то отраженный от цели сигнал описывается следующей формулой [1]:

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

- 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;
 $\Delta R_1 = |R_{MAX} - R_{MIN}|$ – 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_l – расстояние до цели;
 c – скорость света;
 u – напряжение на выходе ФД.

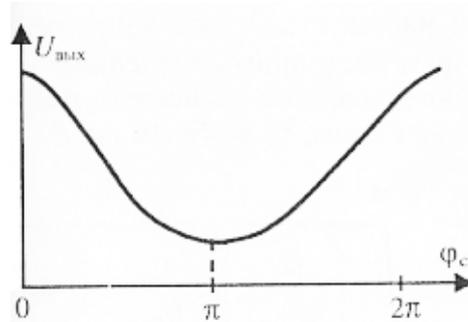


Рис. 3 Передаточная характеристика ФД.

Формула (1) показывает зависимость напряжения на выходе коррелятора от расстояния до наблюдаемого объекта. Построенная по формуле модель позволяет рассмотреть выходной сигнал коррелятора при различных параметрах движения. На рисунках 4-6 приведены выходной сигнал ФД и спектр этого сигнала для различных случаев отношения длины волны λ_0 к амплитуде возвратно-поступательного движения цели.

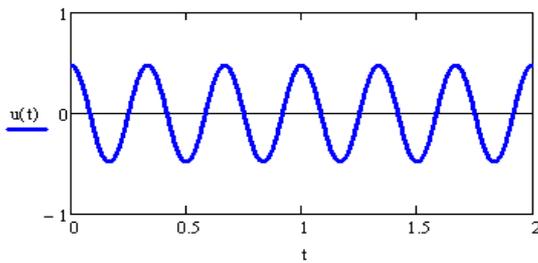


Рис. 4а. Временная диаграмма выходного сигнала коррелятора при наблюдении за целью, колеблющейся на расстоянии $n\lambda_0/4$ ($n = 1, 2, 3, \dots$) от радара, $\Delta R1/\lambda_0 = 1/10$.

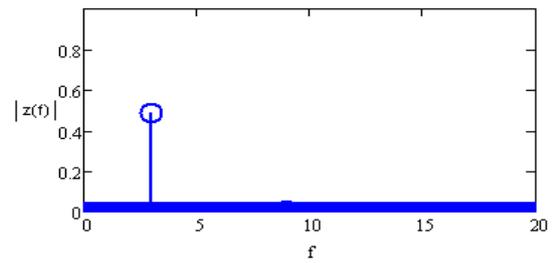


Рис. 4б. Амплитудно-частотный спектр выходного сигнала коррелятора при наблюдении за целью, колеблющейся на расстоянии $n\lambda_0/4$ ($n = 1, 2, 3, \dots$) от радара, $\Delta R1/\lambda_0 = 1/10$.

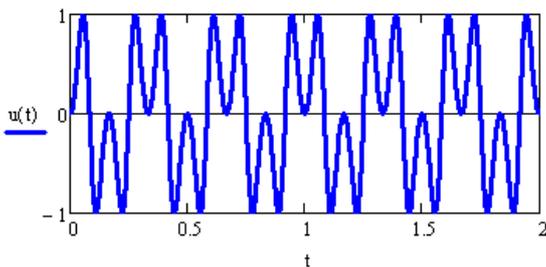


Рис. 5а. Временная диаграмма выходного сигнала коррелятора при наблюдении за целью, колеблющейся на расстоянии $n\lambda_0/4$ ($n = 1, 2, 3, \dots$) от радара, $\Delta R1/\lambda_0 = 1/2$.

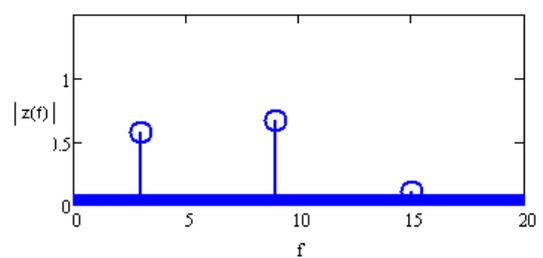


Рис. 5б. Амплитудно-частотный спектр выходного сигнала коррелятора при наблюдении за целью, колеблющейся на расстоянии $n\lambda_0/4$ ($n = 1, 2, 3, \dots$) от радара, $\Delta R1/\lambda_0 = 1/2$.

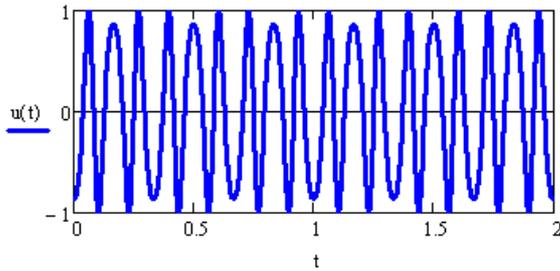


Рис. 6а. Временная диаграмма выходного сигнала коррелятора при наблюдении за целью, колеблющейся на расстоянии $n\lambda_0/4$ ($n = 1, 2, 3, \dots$) от радара, $\Delta R1/\lambda_0 = 1/1.5$.

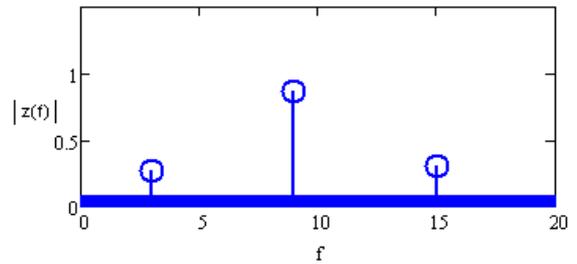


Рис. 6б. Амплитудно-частотный спектр выходного сигнала коррелятора при наблюдении за целью, колеблющейся на расстоянии $n\lambda_0/4$ ($n = 1, 2, 3, \dots$) от радара, $\Delta R1/\lambda_0 = 1/1.5$.

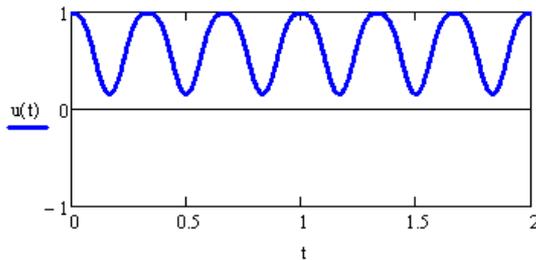


Рис. 7а. Временная диаграмма выходного сигнала коррелятора при наблюдении за целью, колеблющейся на расстоянии $n\lambda_0/8$ ($n = 1, 3, 5, \dots$) от радара, $\Delta R1/\lambda_0 = 1/5$.

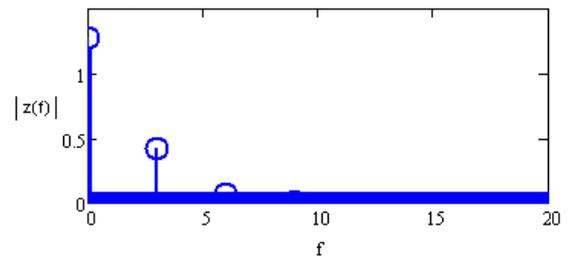


Рис. 7б. Амплитудно-частотный спектр выходного сигнала коррелятора при наблюдении за целью, колеблющейся на расстоянии $n\lambda_0/8$ ($n = 1, 3, 5, \dots$) от радара, $\Delta R1/\lambda_0 = 1/5$.

Из графиков видно, что при увеличении амплитуды движения выходной сигнал начинает искажаться, в его составе появляются дополнительные гармоники с кратными частотами. Этот факт затрудняет прямое измерение частоты движения цели при определенных значениях амплитуд движения, а в некоторых случаях делает невозможным это измерение (когда амплитуда основной гармоники равна нулю). 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 расстоянием называют $R1 = n\lambda_0/4$ ($n = 1, 2, 3, \dots$) от радара, когда траектории движения тела, колеблющегося вблизи этой точки, передается на выход ФД без частотных изменений. Во всех остальных случаях для извлечения информации из сигнала необходима дополнительная фильтрация и обработка, результаты которой не всегда могут быть удовлетворительны.

Если радар используется при наличии множества местных предметов (задачи биорадиолокации [6,7,8]), 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. 7).

Каждый из эхосигналов, принятых приемником, создает напряжение, изменяющееся по синусоидальному закону с частотой зондирующего сигнала (при условии, что цель мало подвижна, и приращением доплеровской частоты можно пренебречь) и с амплитудой, пропорциональной эффективной площади рассеяния (ЭПР). Так как ЭПР целей неизвестны, то амплитуды эхосигналов можно считать меньшими, чем амплитуда зондирующего сигнала, на неизвестную величину. Фаза отраженного от цели

сигнала определяется отношением длины волны к расстоянию до объекта. Результат сложения отраженных сигналов представлен на рис. 8. 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.

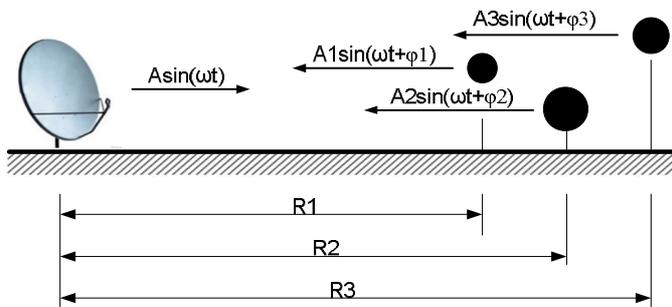


Рис. 7. Отражение монохроматической волны от нескольких целей.

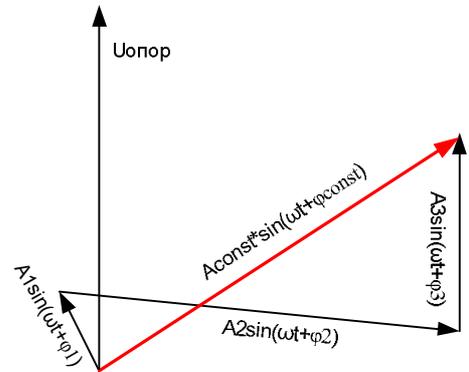


Рис. 8. Сложение отражений от местных предметов.

На основе рассмотренной модели можно сделать следующие выводы о пригодности использования фазового метода для задач биорадиолокации:

1. Линейная зависимость изменения выхода приемника от смещения грудной клетки существует только вблизи $R_1 = n\lambda_0/4$ ($n = 1, 2, 3, \dots$) при условии, что смещение ΔR_1 мало по сравнению с длиной волны λ_0 .
2. Выходное напряжение приемника приобретает дополнительные гармоники с кратными частотами в случае, когда $\Delta R_1 \geq \lambda_0$.
3. Помимо частотных изменений сигнала, происходит появление постоянной составляющей (полезная ПС), когда расстояние до объекта отклоняется от оптимального.
4. Наличие пассивных помех приводит к большому уровню постоянной составляющей, отличить который от постоянной составляющей, вызванной отклонением расстояния от оптимального, не представляется возможным.

Сделанные выводы говорят о том, что фазовый метод, использующий один квадратурный выход для определения характеристик движения грудной клетки человека, подходит лишь небольшого ряда задач. Метод может применяться только в условиях, когда амплитуда колебания цели во много раз меньше длины волны сигнала, расстояние до цели определено близко к оптимальной точке.

Изменение фазы рассчитывается относительно фазы опорного сигнала. Через каждый период сигнала, когда фазы принятого и опорного сигнала совпадают, выходное напряжение ФД принимает нулевое значение, что эквивалентно состоянию ФД, когда цель отсутствует. Чтобы избежать такой неоднозначности, используется дополнительный выход, опорный сигнал которого смещен на 90 градусов относительно опорного сигнала первого канала. Оба канала называются квадратурами. Если выходное напряжение одной из квадратур равно нулю, то выходное напряжение второй квадратуры имеет максимальное значение. Так как детекторная характеристика ФД имеет линейный участок

в окрестностях «нулевой» точки, то чувствительность квадратуры, состояние которой близко к нулю, максимальна и может однозначно характеризовать перемещение цели. Вблизи точки максимума детекторная характеристика имеет максимальный изгиб, что делает нелинейной зависимость изменения выходного напряжения квадратуры от изменения расстояния до цели. По этому принципу можно отобрать одну из квадратур для использования в методах, работающих с одной квадратурой.

Выходы первой и второй квадратур являются функциями синуса и косинуса от фазы принятого сигнала, это дает возможность восстановления значений фазы по двум квадратурам:

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

где $\sin(\varphi(t))$ и $\cos(\varphi(t))$ выход первой и второй квадратуры соответственно.

Формула (2) справедлива при отсутствии МП. А так как локаторы малого радиуса действия используются при наличии местных предметов, то в приемник попадают отражения и от них. Как было показано на модели, отражения от пассивных помех вводят в сигнал постоянную составляющую, поэтому перед взятием арктангенса необходимо отфильтровать ее. Эта задача не может быть выполнена использованием фильтра низких частот, так как в этом случае может быть отфильтрована постоянная составляющая, вызванная смещением цели относительно оптимальной точки. В следующем разделе рассматриваются методы использования двух квадратур для восстановления изменения фазы принятого сигнала.

2. Восстановление траектории движения по двум квадратурам

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

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

Устранение постоянной составляющей позволяет избавиться от нежелательного постоянного смещения, появившегося из-за отражений от неподвижных предметов, и сохранить информацию о постоянной составляющей, необходимую для операции арктангенса (2).

Постоянную составляющую можно удалить с помощью фильтра. Однако, в рассматриваемом методе имеется полезная постоянная составляющая, которая должна быть отделена от нежелательной постоянной составляющей, вызванной отражением от неподвижных объектов. Постоянная составляющая, обычно на несколько порядков больше, чем амплитуда периодического сигнала, вызванного сердечной деятельностью, что делает непрактичным метод оцифровку всего сигнала с разумным разрешением. Поэтому в данной работе используются методы разделения постоянной составляющей и

переменного сигнала с информацией о движении, чтобы преодолеть уменьшить динамический диапазон для предусилителей и АЦП без потери желаемых данных. В данной работе описаны результаты испытания модели с арктангенс-демодуляцией при нескольких различных положениях объекта, которые подтверждают сохранение информации о движении, вызванном сердечно-дыхательной деятельностью, и нечувствительность системы к положению цели. В каждом случае частота биения сердца, полученная с помощью комбинирования квадратурных выходов, совпадала с частотой контактного метода в пределах стандартного отклонения менее 5 %.

На рис. 9 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. Квадратурные выходы могут быть выражены следующим образом:

$$u1(t) = \frac{E_0 E_1}{2} n T_0 \sin \left[2\omega_0 \left(\frac{R_1 + \Delta R_1 \sin(\Omega_1 t + \theta)}{c} \right) \right] \quad (3)$$

$$u2(t) = \frac{E_0 E_1}{2} n T_0 \cos \left[2\omega_0 \left(\frac{R_1 + \Delta R_1 \sin(\Omega_1 t + \theta)}{c} \right) \right] \quad (4)$$

В (3) и (4) можно проанализировать оптимальные и неоптимальные крайние случаи выходного сигнала по отношению к R1. Когда R1 кратно на $\lambda_0/4$, сигнал второй квадратуры находится в оптимальной точке, тогда как сигнал первой квадратуры – в неоптимальной. И наоборот, когда R1 нацело не делится на $\lambda_0/4$, сигнал первой квадратуры находится в оптимальной точке, а сигнал второй квадратуры – не в оптимальной.

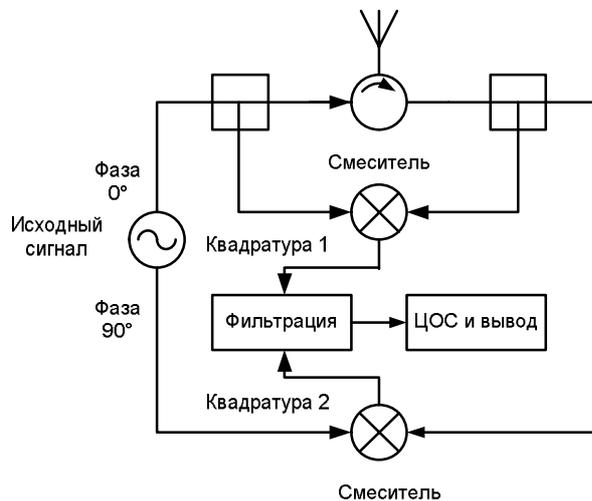


Рис. 9. Блок схема радара для измерения сердечно-дыхательной деятельности.

При наличии отражений от неподвижных предметов квадратурный выход ФД представляет собой сумму следующих составляющих:

1. изменяющийся сигнал от грудной клетки человека;
2. постоянная составляющая, вызванная смещением расстояния относительно оптимального;
3. постоянная составляющая, вызванная отражениями от неподвижных предметов.

Полезная постоянная составляющая сигнала меньше постоянной составляющей вызванной отражением от местных предметов и это отношение пропорционально отношению ЭПР цели и ЭПР все МП, отражение от которых попадает в приемник.

Формула (1) содержит первый и второй пункт, как было показано в первой части. Для того, что бы воспользоваться формулой арктангенса (2) необходимо из сигнала отфильтровать постоянное смещение, вызванное отражениями от неподвижных предметов, оставив постоянную составляющую, вызванную смещением расстояния относительно оптимального. Делая этот вывод можно написать формулу описывающую выход квадратуры в условиях наличия отражений от МП:

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

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

где P_s и P_c постоянная составляющая, вызванная отражением от МП в первой и второй квадратурах.

Использование фильтра низких частот для отделения информации внесенной только движущейся целью не решает поставленную задачу, поскольку информация о подвижном объекте может нести в себе полезную ПС. Фильтрация лишь уменьшает уровень постоянной составляющей в сигнале, но не ликвидирует его совсем. Этот метод используют для увеличения эффективной разрядности АЦП, что увеличивает точность при восстановлении траектории.

Поскольку функция изменения напряжения выхода ФД является гладкой и непрерывной, то ее можно дифференцировать по времени:

$$\frac{d(Z_s)}{dt}, \frac{d(Z_c)}{dt}$$

Так как обе квадратуры включают в себя функциями синуса и косинус одного и того же аргумента, то дифференциал синусной квадратуры содержит косинус того же аргумента. Соответственно дифференциал косинусной квадратуры включает в себя функцию синуса от общего аргумента:

$$\left[2\omega_0 \left(\frac{R_1 + \Delta R_1 \sin(\Omega_1 t + \theta)}{c} \right) \right]$$

Производные от сложных функций раскладываются по следующей формуле:

$$\frac{d(Z_s)}{dt} = \frac{d(A \cdot \sin(\varphi(t)) + P_s)}{dt} = \frac{d(A \cdot \sin(\varphi(t)) + P_s)}{d\varphi(t)} \cdot \frac{d\varphi(t)}{dt}$$

$$\frac{d(Zc)}{dt} = \frac{d(A \cdot \cos(\varphi(t)) + Ps)}{dt} = \frac{d(A \cdot \cos(\varphi(t)) + Ps)}{d\varphi(t)} \cdot \frac{d\varphi(t)}{dt}$$

$$\text{где } \varphi(t) = \left[2\omega_0 \left(\frac{R_1 + \Delta R_1 \sin(\Omega_1 t + \theta)}{c} \right) \right], A = \frac{E_0 E_1}{2} n T_0$$

$$\frac{d(A \cdot \sin(\varphi(t)) + Ps)}{dt} = A \cdot \cos(\varphi(t)) \cdot \frac{d\varphi(t)}{dt}$$

$$\frac{d(A \cdot \cos(\varphi(t)) + Ps)}{dt} = -A \cdot \sin(\varphi(t)) \cdot \frac{d\varphi(t)}{dt}$$

или

$$\frac{d(Zs)}{dt} = A \cdot \cos(\varphi(t)) \cdot \frac{d\varphi(t)}{dt} \quad (3)$$

$$\frac{d(Zc)}{dt} = -A \cdot \sin(\varphi(t)) \cdot \frac{d\varphi(t)}{dt} \quad (4)$$

Разделим уравнения (3), (4) одно на другое, предполагая, что $\frac{d\varphi(t)}{dt} \neq 0$ т.е. цель движется.

Тогда

$$\frac{d(Zs)}{d(Zc)} = - \frac{A \cdot \sin(\varphi(t)) \cdot \frac{d\varphi(t)}{dt}}{A \cdot \cos(\varphi(t)) \cdot \frac{d\varphi(t)}{dt}}$$

или

$$- \frac{d(Zs)}{d(Zc)} = \operatorname{tg}(\varphi)$$

Возьмем арктангенс от обеих частей уравнения:

$$\operatorname{arcTg}\left(-\frac{d(Zs)}{d(Zc)}\right) = \varphi(t) \quad (5)$$

или

$$\operatorname{arcTg}\left(-\frac{d(Zs)}{d(Zc)}\right) = \left[2\omega_0 \left(\frac{R_1 + \Delta R_1 \sin(\Omega_1 t + \theta)}{c} \right) \right]$$

Если разделить полученную формулу на $2\omega_0/c$ то результат характеризует перемещение цели в пространстве:

$$\frac{C}{2\omega_0} \operatorname{arcTg}\left(-\frac{d(Zs)}{d(Zc)}\right) = R_1 + \Delta R_1 \sin(\Omega_1 t + \theta)$$

В качестве примера рассмотрим движение объекта с частотой 1 Гц при $\Delta R_1/\lambda_0 = 1/1.5$ и наличии отражений от неподвижных предметов. Выходы квадратур до и после дифференцирования представлены на рис. 10 и рис. 11 соответственно.

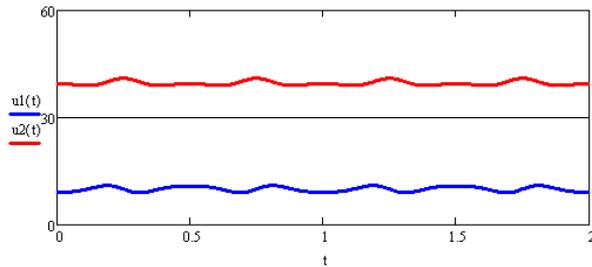


Рис. 10. Выходы квадратур при гармоничном движении цели с частотой 1 Гц, $\Delta R_1/\lambda_0 = 1/1.5$ в условиях наличия пассивных помех, что обуславливает большой уровень постоянного смещения.

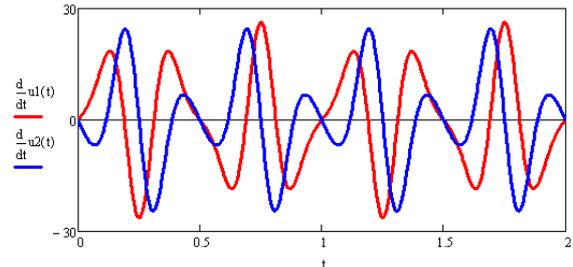


Рис. 11. Выходы квадратур после дифференцирования при гармоничном движении цели с частотой 1 Гц, $\Delta R_1/\lambda_0 = 1/1.5$.

Из графиков видно, что постоянное смещение, присутствующее на рис. 10 исчезло после дифференцирования. Рис. 11 отображает сигнал, описанный формулами (3) и (4), сохранивший в себе информацию, необходимую для восстановления изменения фазы с помощью арктангенс-демодуляции.

Рис. 12 отображает обработанный сигнал после операции арктангенса, который описывает фазу отраженного сигнала, зависящую от времени. Но периодические изломы фазы, происходящие из-за того, что в момент взятия частного от двух производных (5), функция перестает быть непрерывной, не позволяют восстановить траекторию движения цели. В тех точка, где знаменатель переходит через нуль выходная функция делает скачек на $(+\pi)$ или $(-\pi)$. Для устранения этого недостатка, необходимо произвести программную обработку, которая заключается в коррекции скачков функции (рис.13).

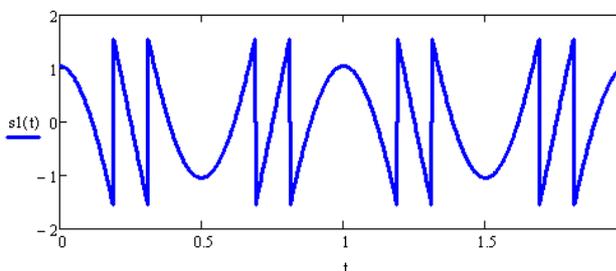


Рис. 12. Результат объединения двух квадратур.

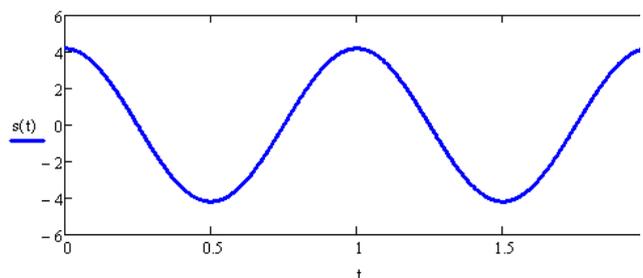


Рис. 13. Результат объединения квадратур с последующей коррекцией скачков.

Выводы

Радары, использующие одну квадратуру, предназначенные для наблюдения за сердечной и дыхательной активностью человека, основанные на методе фазового детектирования, обладают рядом функциональных ограничений, к которым относится чувствительность к положению цели, искажение сигнала, зависящее от амплитуды движения цели. Объединение двух квадратур фазового приемника, с предварительным дифференцированием и последующей арктангенс-демодуляцией, позволяет получить траекторию движения цели, для дальнейшего анализа частоты и характера этого движения. Нежелательная постоянная составляющая, вызванная отражением от неподвижных предметов, была 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. Immoreev I. Ivashow S. REMOTE MONITORING OF HUMAN CARDIORESPIRATORY SYSTEM PARAMETERS BY RADAR AND ITS APPLICATIONS, Ultrawideband and Ultrashort Impulse Signals, 15-19 September, 2008, Sevastopol, Ukraine.
2. 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.
3. 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.
4. 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.
5. 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.
6. 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.
7. Immoreev I., Samkov S., Teh-Ho Tao. Short – Distance Ultrawideband Radars, IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine. v.20, № 6, 2005, pp 9-14.
8. Immoreev I., Teh-Ho Tao. UWB Radar for Patient Monitoring, IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine. v.23, № 11, 2008, pp 11-18.
9. Иммореев И.Я. Сверхширокополосные радары. Особенности и возможности, Радиотехника и электроника, 2009, том 54, №1, стр. 5-31.