

УДК 51-76

DOI 10.51691/2541-8327_2021_12_14

МОДЕЛЬ СИСТЕМЫ ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИНГА ДЫХАНИЯ ЧЕЛОВЕКА

Сидоркина Ю.А.

доктор технических наук, доцент, профессор

*Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования «Московский государственный технический университет
имени Н. Э. Баумана (национальный исследовательский университет)»,
Москва, Россия*

Глазков В.В.

кандидат технических наук, доцент

*Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования «Московский государственный технический университет
имени Н. Э. Баумана (национальный исследовательский университет)»,
Москва, Россия*

Кичигин А.А.

старший преподаватель

*Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования «Московский государственный технический университет
имени Н. Э. Баумана (национальный исследовательский университет)»,
Москва, Россия*

Князева Е. Д.

бакалавр

*Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования «Московский государственный технический университет
имени Н. Э. Баумана (национальный исследовательский университет)»,
Москва, Россия*

Аннотация

Показана возможность моделирования биорадиолокационных систем с использованием прикладных пакетов вычислительной среды Matlab/ Simulink. Представлена разработанная имитационная модель системы радиолокационного мониторинга состояния человека на основе экспериментальных данных в среде Simulink и приведено ее математическое описание. Путем имитационной моделирования проведен анализ влияния шума квантования на выделение основной гармоники сигнала разностной частоты. На основании анализа сделаны выводы о необходимых характеристиках аналогово-цифрового преобразователя.

Ключевые слова: Биорадиолокация, мониторинг дыхания, имитационное моделирование, шумы квантования, цифро-аналоговое преобразование.

HUMAN BREATHING REMOTE MONITORING SYSTEM

Sidorkina Y.A.

Ph.D, associate professor, professor in

Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education «The Bauman Moscow State Technical University»,

Moscow, Russia

Glazkov V.V.

PhD, associate professor in

Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education «The Bauman Moscow State Technical University»,

Moscow, Russia

Kichigin A.A.

Senior Lecturer in

Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education «The Bauman Moscow State Technical University»,

Moscow, Russia

Kniazeva E.D.

bachelor,

Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education «The Bauman Moscow State Technical University»,

Moscow, Russia

Abstract

The possibility of modeling bioradiological systems using the applied packages of the Matlab / Simulink computing environment is shown. The developing simulation of the sensor operation human breathing monitoring model based on experimental data in the Simulink and its mathematical model is described. An analysis of the effect of quantization noise on the selection of the fundamental harmonic of the difference frequency signal is carried out by means of simulation modeling. Based on the analysis, conclusions were drawn about the required characteristics of the analog-to-digital converter.

Keywords: Bioradiolocation, respiration monitoring, simulation modeling, quantization noise, analog-to-digital conversion.

Введение

Исследования в области биорадиолокации в нашей стране и за рубежом направлены не только на создание новых типов аппаратуры, но и на решение ряда теоретических задач. Для достижения наилучших характеристик биорадиолокационных комплексов, требуется разработка адекватных моделей радиолокационных сигналов, которые должны быть построены на физических моделях взаимодействия радиоволн с объектами, формирующими зондируемую сцену.

В последнее время в связи с удешевлением вычислительных ресурсов, необходимых для обработки сигнала, а также миниатюризацией СВЧ устройств наблюдается интерес к использованию радиолокаторов в задачах, когда отражающим объектом является тело человека в целом или отдельные его части и

внутренние органы. Эти процессы отражения носят квазипериодический характер и вызывают модуляцию отраженного радиолокационного сигнала (фазовая модуляция эхо-сигнала) [1, 2].

Метод дистанционного обнаружения и диагностики людей, в том числе за оптически непрозрачными препятствиями, основанный на модуляции радиолокационного сигнала колебательными движениями и перемещениями органов человека называется биорадиолокацией [3].

При регистрации сигнала основной задачей является выделение из общего сигнала полезной составляющей и максимальное подавление шумов и помех и последующего принятия решения о наличии или отсутствии цели в исследуемой области пространства. При этом к помехам, которые оказывают наибольшее влияние на вероятность правильного обнаружения, и относятся отражения зондирующих колебаний от подвижных объектов вне зоны ответственности локатора (окружающих локатор предметов, посторонних людей, отражения от которых попадают на вход приемника датчика по боковым лепесткам антенны, работающей техники и т.п.). К помехам также можно отнести шумы квантования, вызванные переходом на цифровую элементную базу к последующим устройствам обработки сигнала.

Цель данного исследования – разработка имитационной модели системы дистанционного мониторинга дыхания человека и анализ влияния шумов квантования на процесс выделения основной гармоники сигнала разностной частоты в этой системе в пакете MATLAB/Simulink.

1 Разработка математической модели работы системы дистанционного мониторинга показателей дыхания человека

Имитационная модель системы дистанционного мониторинга показателей дыхания человека, разработанная в пакете Simulink, приведена на рис. 1.

В блоке FMCW (Frequency Modulated Continuous Wave) осуществляется генерация непрерывного сигнала с линейной частотной модуляцией. Сигнал в точке 1, рис. 1 имеет вид:

$$s_1(t) = A \cdot \exp \left(j \cdot 2\pi \cdot \left(f_0 t + \frac{B_s t^2}{2T_c} + \varphi(t) \right) \right),$$

где: $A=1$ – амплитуда исходящего сигнала; f_0 – начальная частота; B_s – девиация частоты, T_c – период исходящих импульсов.

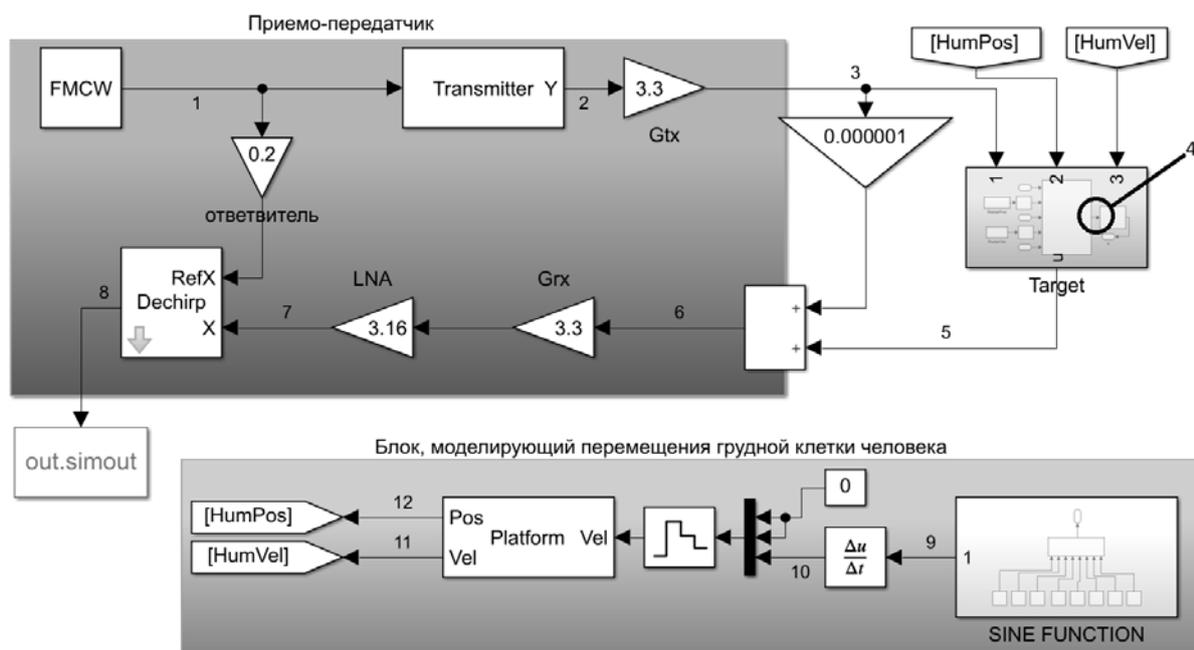


Рис. 1. Имитационная модель датчика дыхания в пакете Simulink¹

Блок передатчика (Transmitter) домножает сигнал на коэффициенты приемо-передатчика, таким образом, в точке 2 рис. 1 имеем:

$$s_2(t) = s_1(t) \cdot G_{peak-power} = \exp \left(j \cdot 2\pi \cdot \left(f_0 t + \frac{B_s t^2}{2T_c} + \varphi(t) \right) \right) \cdot 0,2, \quad (1)$$

где $G_{peak-power} = -14$ Дб.

Блок Gtx (Transmitter Gain) производит усиление передаваемого сигнала антенны (точка 3, рис. 1):

$$s_3(t) = s_2(t) \cdot G_{tx} = \exp \left(j \cdot 2\pi \cdot \left(f_0 t + \frac{B_s t^2}{2T_c} + \varphi(t) \right) \right) \cdot 0,2 \cdot 3,3,$$

¹ Рисунок составлен авторами.

где $G_{tx} = 10.36$ Дб.

В подсистеме моделирования цели (Target) представлены два блока: Free Space и Target.

Блок Free Space изменяет свои параметры в зависимости от движения объекта. Когда радар и объект неподвижны относительно друг друга, выходные данные блока могут быть записаны как

$$y(t) = x(t - \tau) / L_{fsp},$$

где τ - это величина задержки, а L_{fsp} - потери при распространении. Задержка вычисляется из формулы:

$$\tau = R(t) / c,$$

где R - расстояние распространения, а c - скорость распространения. Потери при распространении сигнала в свободном пространстве определяются выражением

$$L_{fsp} = \frac{(4\pi R)^2}{\lambda^2}, \quad (2)$$

ниже, где λ - длина волны сигнала.

Для определения того, как в этом случае искать потери при распространении сигнала, найдена длина волны, соответствующая сигналу с частотой 24 ГГц:

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{300 \times 10^6}{24 \times 10^9} = 12.5 \times 10^{-3} \text{ м.}$$

В модели задано $R=1.5$ метра до объекта, и $R > \lambda/2\pi$, поэтому потери не будут равными 1, а будут рассчитаны по формуле 2.

Сигнал в точке 4 рис. 1 в заданных условиях:

$$s_4(t) = \frac{s_3\left(t - \frac{R(t)}{c}\right) \cdot \lambda^2}{(4\pi R)^2} =$$

$$= \exp\left(j \cdot 2\pi \cdot \left(f_0\left(t - \frac{R(t)}{c}\right) + \frac{B_s\left(t - \frac{R(t)}{c}\right)^2}{2T_c} + \varphi\left(t - \frac{R(t)}{c}\right)\right)\right) 0,66 \cdot \frac{\lambda^2}{(4\pi R)^2}.$$

Когда существует относительное движение между радаром и конечной точкой, блок Free space (рис. 1) вносит частотный сдвиг. Этот сдвиг

соответствует доплеровскому сдвигу между радаром и объектом. Сдвиг частоты составляет $2v/\lambda$ для двустороннего распространения, где v – относительная скорость объекта по отношению к радару.

Блок Target моделирует отраженный сигнал, заданный формулой:

$$s_5(t) = s_4(t) \cdot \sqrt{4 \times \pi i \times \frac{\sigma}{\lambda^2}},$$

где: σ – радиолокационное сечение цели, безразмерная величина; λ – длина волны входящего сигнала [4].

Эффект просачивания антенны моделируется связью между точкой 3 имитационной модели и сумматором с заданным коэффициентом. В результате в точке 6 сигнал

$$s_6(t) = s_5(t) + s_3(t) \cdot 0,000001.$$

Усиление пришедшего в приемо-передатчик сигнала произведено с помощью антенного усилителя G_{rx} (Transmitter Gain) и малошумящего усилителя LNA (Low Noise Amplifier):

$$s_7(t) = s_6(t) \cdot G_{rx} \cdot LNA, \quad (3)$$

где $G_{rx} = 10,36$ Дб, $LNA = 10$ Дб.

На выходе подсистемы, моделирующей перемещение грудной клетки, блоком Platform генерируется вектор, определяющий положение объекта и его скорость в каждый момент времени:

$$s_{12}(t) = R_0 + \int s_{10}(t) dt;$$

$$s_{11}(t) = V_0 + s_{10}(t),$$

где: $s_{10}(t)$ – это скорость перемещения грудной клетки (небольшого условного объекта); R_0 – заданное в блоке начальное расстояние до объекта в 3-х мерной системе координат, V_0 – начальная скорость движения грудной клетки, полагается равной нулю.

Опираясь на экспериментальные данные, положено, что сигнал в точках 9 и 10 рис. 1.:

$$s_9(t) = a1 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot b1 \cdot t + c1) + a2 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot b2 \cdot t + c2) +$$

$$+a_3 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot b_3 \cdot t + c_3) + a_4 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot b_4 \cdot t + c_4) + \\ +a_5 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot b_5 \cdot t + c_5) + a_6 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot b_6 \cdot t + c_6) + \\ +a_7 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot b_7 \cdot t + c_7) + a_8 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot b_8 \cdot t + c_8);$$

$$s_{10}(t) = \frac{ds_9(t)}{dt}.$$

Для получения возможности обработки сигнала, частота сигнала понижена в смесителе Dechirp Mixer, который смешивает входящий сигнал с опорным сигналом, поступающим через порт Ref. Таким образом, сигнал на выходе системы:

$$s_8(t) = (0,2 \cdot s_1(t)) \times (s_7^*(t)), \quad (3)$$

где $s_7^*(t)$ – комплексно-сопряженный сигнал с $s_7(t)$.

Подставляя $s_1(t)$ и $s_7^*(t)$ в $s_8(t)$, пропуская громоздкие выкладки, получаем:

$$s_8(t) = 1,2 \cdot 10^{-4} \exp\left(2j\pi\left(f_0 t + \frac{B_s \tau(t-\tau)}{2T_c} + \varphi(t) - \varphi(t-\tau)\right)\right) + 1,4 \cdot 10^{-6}. \quad (4)$$

Появление второго слагаемого (постоянной составляющей) в (4) обусловлено эффектом просачивания антенны.

Обозначим

$$\Delta\varphi_n(t) = \varphi(t) - \varphi\left(t - \frac{R(t)}{c}\right),$$

как фазовый сдвиг сигнала разностной частоты, зависящий от движения грудной клетки человека.

Таким образом, в простейшем случае неподвижного объекта, отраженный сигнал отличается от излученного лишь постоянным сдвигом фазы:

$$\varphi_R = 2R_0\omega_0/c.$$

В случае, когда сигнал отражен от движущегося объекта, кроме постоянного фазового сдвига φ_R , имеет место смещение круговой частоты на величину называемую частотой Доплера:

$$\omega_D = 2vr\omega_0/c = 2\pi 2vr/\lambda,$$

где v – скорость движения объекта, r – расстояние до объекта. Это смещение частоты используется для обнаружения сигналов движущихся целей на фоне отражений от неподвижных предметов. Спектр сигнала, отраженного от неподвижного объекта, будет совпадать со спектром излученного сигнала [5, 6].

2 Исследование влияния квантования по уровню и по времени на работу системы

В схемотехнической реализации предполагается поступление на вход ППМ (приемопередающего модуля) сигнала с МК (микроконтроллера), который управляет частотой, излучаемой ППМ. ППМ воспринимает аналоговый сигнал, поэтому в МК предусмотрен ЦАП. Нужно исследовать влияние квантования ЦАП на спектр сигнала разностной частоты. В процессе квантования амплитуды сигнала всегда будет присутствовать ошибка, связанная с конечной разрядностью примененного ЦАП. Ошибка квантования приводит к появлению в спектре выходного сигнала паразитных компонент – на гармониках кратных основной частоте kf , уровень этих компонент будет зависеть от точности преобразования и качества работы ЦАП. При повышении разрядности ЦАП ошибка квантования уменьшается, следовательно уменьшаются и амплитуды связанных с этой ошибкой паразитных гармоник. На рис. 2 показан спектр выходного сигнала для 4-разрядного и 8-разрядного ЦАП.

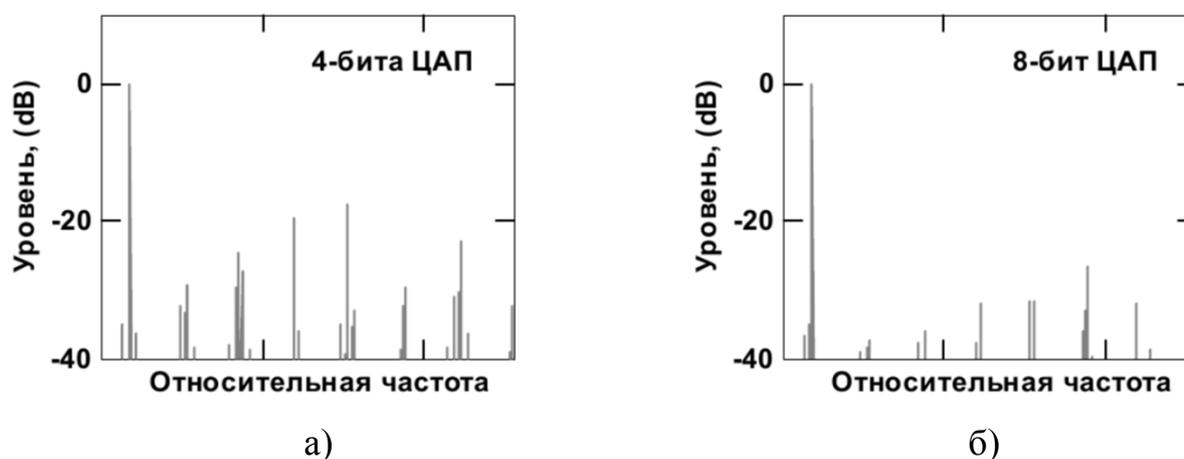


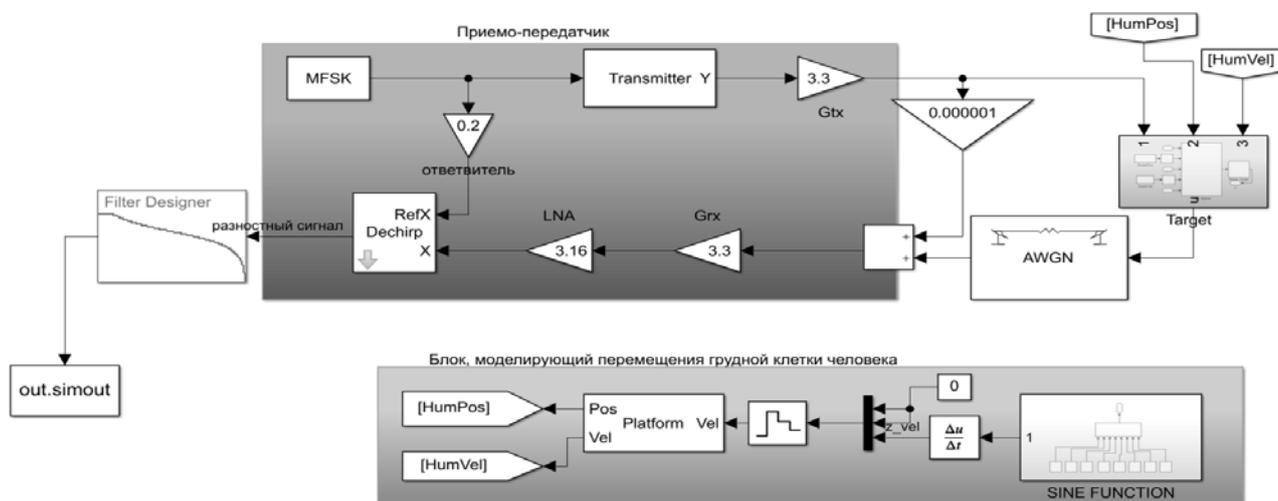
Рис. 2 – Спектры а) 4-битного, б) 8-битного ЦАП²

В наилучшем случае, ЦАП должен иметь неограниченную разрядность, но, если говорить о практической реализации, происходит уменьшение разрядности ЦАП до 16 бит. Конкретное значение зависит от применяемого ЦАП, но чаще всего быстродействующие ЦАП имеют разрядность не выше 12 бит.

При использовании полной шкалы ЦАП, отношение мощности сигнала на выходе к мощности шумов квантования будет вычисляться по формуле:

$$\text{ОСШ} = 1.76 + 6.02 \cdot N \text{ dB},$$

где N – количество разрядов ЦАП. Эта формула определяет, какое максимальное ОСШ может быть достигнуто для конкретного ЦАП, однако оно не представляет никакой информации о спектре побочных компонентов или о максимальной амплитуде. Для нашего случая рассчитано: 12-разрядный ЦАП имеет максимальное отношение сигнал/шум 74 dB. Необходимо обратить внимание на тот факт, что приведенная выше формула имеет место для случая использования полной шкалы ЦАП. При уменьшении уровня выходного сигнала мощность шумов квантования не меняется. При этом ОСШ становится хуже при уменьшении используемой части шкалы ЦАП [7].

Рис. 3 – Измененная модель в системе Simulink³

² Рисунок заимствован из [7].

³ Рисунок составлен авторами.

Разрешающая способность - шаг квантования ΔU_q или приращение выходного напряжения U_N при увеличении входного кода на единицу младшего разряда. При этом среднее значение шага квантования:

$$\Delta U_q = \frac{U_{N_max}}{N_{max}} = \frac{U_{N_max}}{2^n - 1},$$

где U_{N_max} – номинальное максимальное выходное напряжение ЦАП (напряжение полной шкалы), n - разрядность ЦАП. Чем больше разрядность преобразователя, тем выше его разрешающая способность [8].

Разрядность ЦАП будет влиять на шаг изменения частоты ЛЧМ сигнала в схеме рис. 1. Для того, чтобы отследить это изменения, изменим схему как показано на рис. 3, добавив блок MFSK (Multiple frequency-shift keying) вместо FMCW.

Разрешающая способность - шаг квантования ΔU_q или приращение выходного напряжения U_N при увеличении входного кода на единицу младшего разряда. При этом среднее значение шага квантования:

$$\Delta U_q = \frac{U_{N_max}}{N_{max}} = \frac{U_{N_max}}{2^n - 1},$$

где U_{N_max} – номинальное максимальное выходное напряжение ЦАП (напряжение полной шкалы), n - разрядность ЦАП. Чем больше разрядность преобразователя, тем выше его разрешающая способность [8].

Разрядность ЦАП будет влиять на шаг изменения частоты ЛЧМ сигнала в схеме рис. 1. Для того, чтобы отследить это изменения, изменим схему как показано на рис. 3, добавив блок MFSK (Multiple frequency-shift keying) вместо FMCW.

На рис. 4, приведены спектры сигналов при различном значении разрядности ЦАП.

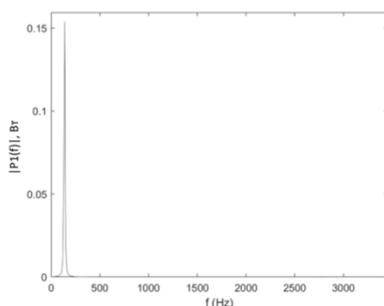
Как видно из рис. 4 а), б) при двух и трехразрядном ЦАП происходит смещение разностной частоты, то есть разрешение по частоте в спектре уменьшается, но обработанный сигнал перемещения грудной клетки все равно можно выделить. С повышением разрядности ЦАП на рис. 4 в), г), при

разрядности 4 и 5 бит, повышается разрешение по частоте в спектре, гармоника нужной частоты стоит уже на частоте, кратной частоте модуляции, как и должно быть. Единственный минус – появление паразитных составляющих на кратных частотах, за счет которых уменьшается мощность нужной гармоники. При разрядности ЦАП выше 6 бит на рис. 4 д), е) мощность основной гармоники уже мало искажается, поэтому выбор ЦАП с разрядностью выше 6 бит является оптимальным.

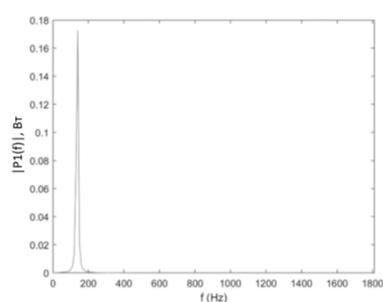
Заключение

В процессе выполнения исследований была получена математическая модель системы дистанционного мониторинга показателей дыхания человека на основе имитационной модели в Simulink с использованием пакетов блока Phased Array System Toolbox.

В результате моделирования влияния квантования по уровню и по времени на работу системы показано, что достаточно 4-разрядного ЦАП для выделения основной гармоники сигнала разностной частоты, но мощность сигнала будет не полная, так как появятся дополнительные гармоники на частотах, кратных частоте модуляции, на которые будет переходить часть мощности главной составляющей.



а)



б)

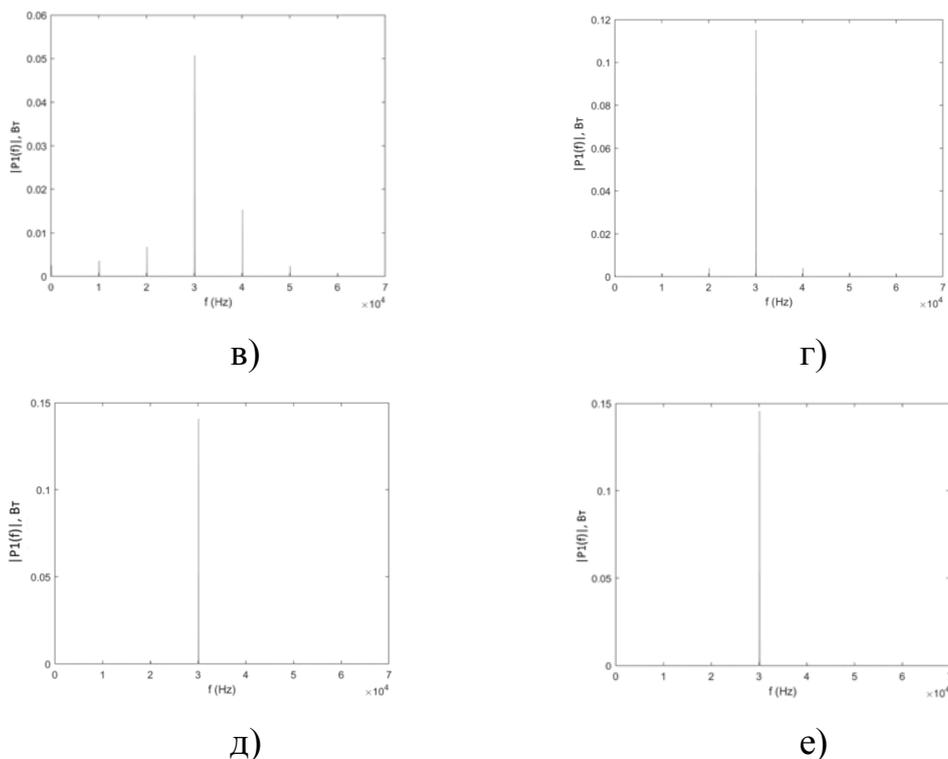


Рис. 4 – Односторонние спектры сигналов разностной частоты в зависимости от n -битного ЦАП: а) $n=2$ (количество смен частот – 4), б) $n=3$ (количество смен частот – 8), в) $n=4$ (количество смен частот – 16), г) $n=5$ (количество смен частот – 32), д) $n=6$ (количество смен частот – 64), е) $n=7$ (количество смен частот – 128)⁴

Оригинальность 89%

⁴ Рисунок составлен авторами.

Библиографический список:

1. Разработка технологии и программно-аппаратного комплекса биорадиолокационного мониторинга двигательной активности, дыхания и пульса // Технология машиностроения. [Электронный ресурс]. — Режим доступа — URL: https://studexpo.ru/973801/tehnologiya_mashinostroeniya/osnovnye_mediko_tehnicheskie_trebovaniya_razrabatyvaemoj_biotehnicheskoj_sisteme_radiolokatsionnogo_monitoringa (дата обращения: 10.11.2020).
2. Pathipati, Srihari & Vandana, G.: Experimental Study of 24GHz Sense2Gol Pulse Radar Sensor for Human Vital Sign Measurement // 2021. - Vol. 5. - doi: 10.1109/ACCESS.2019.2912956 [Электронный ресурс]. — Режим доступа — URL: https://www.researchgate.net/publication/356855207_Experimental_Study_of_24GHz_Sense2Gol_Pulse_Radar_Sensor_for_Human_Vital_Sign_Measurement/citation/download (дата обращения: 10.11.2020).
3. Биорадиолокация / А. В. Абрамов [и др.], под редакцией А. С. Бугаева, С. И. Ивашова. — 2-е изд. — Москва: МГТУ им. Баумана, 2018. — 396 с. — ISBN 978-5-7038-4815-9
4. Документация на блоки в Matlab, Simulink // [Электронный ресурс]. — Режим доступа — URL: <https://www.mathworks.com/help/matlab/> (дата обращения: 10.04.2021).
5. Mostafa Alizadeh: Remote vital signs monitoring using a mm-wave FMCW radar//2019. - Vol. 118. - doi: 10.1109/ACCESS.2019.2912956. [Электронный ресурс]. — Режим доступа — URL: https://www.researchgate.net/publication/332665836_Remote_Monitoring_of_Human_Vital_Signs_Using_mm-Wave_FMCW_Radar (дата обращения: 01.04.2021).
6. Бакулев П.А., Степин В.М. Физические основы методов обнаружения движущихся целей на фоне пассивных помех / Бакулев П.А., Степин В.М. // Методы и устройства селекции движущихся целей. — 1986.

- [Электронный ресурс]. — Режим доступа — URL: <http://rateli.ru/books/item/f00/s00/z0000015/st004.shtml> (дата обращения: 20.09.2021).
7. Ридико Л. DDS: прямой цифровой синтез частоты/ Ридико Л. // Компоненты и Технологии. – 2001. - №17 [Электронный ресурс]. — Режим доступа — URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/dds-pryamoy-tsifrovoy-sintez-chastoty> (дата обращения: 15.10.2021).
8. Аналого-цифровое и цифро-аналоговое преобразование/ ИТМО // Лекция 3 [Электронный ресурс]. — Режим доступа — URL: <http://ets.ifmo.ru/denisov/dsp/lec3.htm> (дата обращения: 20.10.2021).

Оригинальность 86%