

УДК 621.37:616-71:616.248

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ ИЗМЕНЕНИЙ В БРОНХОЛЕГОЧНОЙ СИСТЕМЕ НА ОСНОВЕ РАДИОЧАСТОТНОГО СКАНИРОВАНИЯ

И. В. Семерник¹, А. В. Демьяненко¹, Ф. С. Топалов¹, Я. В. Невструев¹,
О. Е. Семерник², А.А. Лебеденко²

¹ Южный федеральный университет, 347922, г. Таганрог, пер. Некрасовский, д.44

² Ростовский государственный медицинский университет, 344022, г. Ростов-на-Дону,
пер. Нахичеванский, д.29

Статья поступила в редакцию 14 марта 2019 г.

Аннотация. Представлена структура и экспериментальная реализация неинвазивной системы диагностики бронхолегочных заболеваний, в том числе бронхиальной астмы. Благодаря отсутствию вредного воздействия на пациента в процессе обследования, а также необходимости выполнения дыхательных маневров, предлагаемая система может быть использована для обследования и продолжительного мониторинга состояния пациентов всех возрастных групп, в том числе детей раннего возраста. В работе представлены результаты радиочастотного сканирования СВЧ-сигналами различной частоты грудной клетки с неоднородностями различного рода и размера, имитирующих наличие инородного тела в грудной клетке пациента, а также накопление излишнего количества мокроты.

Ключевые слова: Бронхолегочные заболевания, Бронхиальная астма, Диагностика, Компьютеризированная диагностика, СВЧ-диапазон, Мониторинг состояния пациента, Телеметрия, Телемедицина, Диагностическое оборудование.

Abstract. This paper presents the structure, design and practical implementation of an automated system for the detection of pathological changes in the bronchopulmonary system with the aim of non-invasive harmless diagnosis of bronchopulmonary diseases, primarily bronchial asthma.

The proposed diagnostic system is based on the use of radio frequency scanning of the chest with microwave signals of various frequencies (in the frequency range from 1,100 to 1,500 MHz), which eliminates the need for the patient to perform breathing maneuvers during the examination process. The absence of harmful effects allows you to use the presented system for long-term monitoring of the patient's condition during treatment.

The obtained experimental results demonstrate the possibility of using the presented system to diagnose changes in the bronchopulmonary system. Heterogeneity, simulating the presence of sputum in the human lung is clearly displayed on the results of radio frequency scanning of the chest with a microwave signal with a frequency of 1250 MHz and 1350 MHz. At lower frequencies (1150 MHz and less), a distortion of the shape of the heterogeneity is observed. When scanning a phantom of the chest with a microwave signal with a higher frequency (1,450 MHz or more), only heterogeneity boundaries are detected on the scan results. Accurate determination of the shape and size of heterogeneity is difficult. In this regard, the use of higher frequencies of the probing microwave signal is impractical.

It should be noted that the shape and size of heterogeneity are most clearly defined by the results of radio frequency scanning with a step of 20 mm. At step 30 mm, the shape of an irregularity is blurred, while at a scan with a step 10 mm, the influence of the non-uniformity of the characteristics of the elements of the array of antenna applicators increases and the scanning time significantly increases. The error in determining the size of heterogeneity depends on the selected scanning step and does not exceed 10 - 20 mm.

Key words: diagnostics, bronchial asthma, bronchopulmonary diseases, computerized diagnosis, microwave band, radiofrequency scanning, monitoring of the patient's condition, diagnostics equipment.

1. Введение

Бронхиальная астма – это одно из самых тяжелых бронхолегочных заболеваний, поражающее людей всех возрастных групп, включая детей

раннего возраста. Согласно статистическим исследованиям, на настоящий момент во всем мире выявлено более 300 млн случаев заболевания бронхиальной астмой различной степени тяжести [1]. Кроме того, эксперты во всем мире говорят о наличии тенденции к росту количества больных бронхиальной астмой. Особую озабоченность вызывает высокая распространенность бронхиальной астмы среди детей раннего возраста и новорожденных. Поэтому разработка новых методов и устройств диагностики и лечения бронхиальной астмы, особенно у детей раннего возраста, является очень актуальной задачей.

Современные технологии способны предоставить важные инструменты для диагностики широкого спектра различных заболеваний [2-5], включая бронхолегочные заболевания [6].

В настоящее время наблюдается широкое внедрение современных технологий в области медицины в сфере разработки систем безвредной неинвазивной диагностики и телемониторинга состояния пациента [7]. Системы подобного рода способны успешно применяться для решения следующих задач:

- уменьшение времени госпитализации пациента и времени нахождения под непосредственным наблюдением врача в медицинской клинике;
- уменьшение стоимости медицинских услуг за счет дистанционных консультаций;
- повышение вероятности успешного лечения за счет предоставления большого объема дополнительной информации о состоянии пациента;
- повышение вероятности ранней диагностики заболевания;
- возможность своевременной корректировки назначенного лечения;
- обеспечение доступа большего количества пациентов к качественному медицинскому обслуживанию при отсутствии возможности непосредственного доступа к крупным диагностическим центрам.

В настоящей работе предлагается автоматизированная система неинвазивной безвредной диагностики бронхиальной астмы в основе которой

лежит авторская методика радиочастотного сканирования грудной клетки с целью обнаружения патологических изменений в бронхолегочной системе.

2. Методика диагностики бронхиальной астмы на основе радиочастотного сканирования грудной клетки

В настоящее время на практике применяются различные способы диагностики бронхиальной астмы, среди которых следует отметить следующие: общий и биохимический анализ крови, анализ мокроты, спирометрия, рентгенографическое исследование, компьютерная томография, магнитно-резонансная томография и пр. Однако следует отметить, что указанные методы не лишены недостатков:

- длительное время выполнения анализа – для биохимического и общего анализа крови;

- необходимость применения специализированного дорогостоящего оборудования, которое имеется в наличии только в крупных медицинских клиниках, в совокупности с высокой стоимостью обследования – для КТ и МРТ;

- наличие вредного ионизирующего воздействия, что делает невозможным частое применение в течение периода лечения – для рентгенографического исследования;

- необходимость выполнения дыхательных маневров, что делает невозможным применения данного метода диагностики для пациентов раннего возраста – для спирографического исследования

Кроме того, все указанные методы, кроме КТ и МРТ, не способны предоставить информацию о степени локализации и количестве мокроты в грудной клетке, а предоставляют только интегральную оценку состояния пациента.

Многообещающим является применение неионизирующего СВЧ-излучения низкой мощности для осуществления диагностики бронхолегочных заболеваний. Ранее авторами была представлена методика неинвазивной диагностики бронхиальной астмы [8], в основе которой лежит различие в

коэффициенте прохождения СВЧ-сигнала через здоровый участок грудной клетки и через участок грудной клетки с излишним содержанием мокроты, что является следствием заболевания.

Экспериментальные исследования доказали возможность выявления наличия скоплений мокроты в грудной клетке пациента и формирования информации о распределении мокроты в графическом виде. Достоинствами данного метода является:

- простота реализации устройства диагностики и выполнения обследования;
- отсутствие вредного воздействия на пациента;
- отсутствие необходимости выполнения дыхательных или иных маневров;
- возможность реализации как сложных систем диагностики и мониторинга состояния пациента, так и простых устройств для домашнего использования.

Указанные преимущества позволяют рассматривать методику радиочастотного сканирования в качестве основы современной безвредной системы неинвазивной диагностики бронхолегочных заболеваний, в том числе бронхиальной астмы, и мониторинга состояния пациента любой возрастной категории, в том числе детей раннего возраста.

3. Структура автоматизированной системы диагностики бронхиальной астмы

Обобщенная структурная схема автоматизированной системы диагностики бронхолегочных заболеваний, в том числе бронхиальной астмы показана на рис. 1.

Автоматизированная система диагностики представляет собой комбинацию излучающего модуля, формирующего зондирующий СВЧ-сигнал [9], передающей антенны-аппликатора [10] и модуля приёма и обработки сигнала, осуществляющего прием зондирующего СВЧ-сигнала, определение его уровня мощности и отправку результатов измерения на устройство обработки.

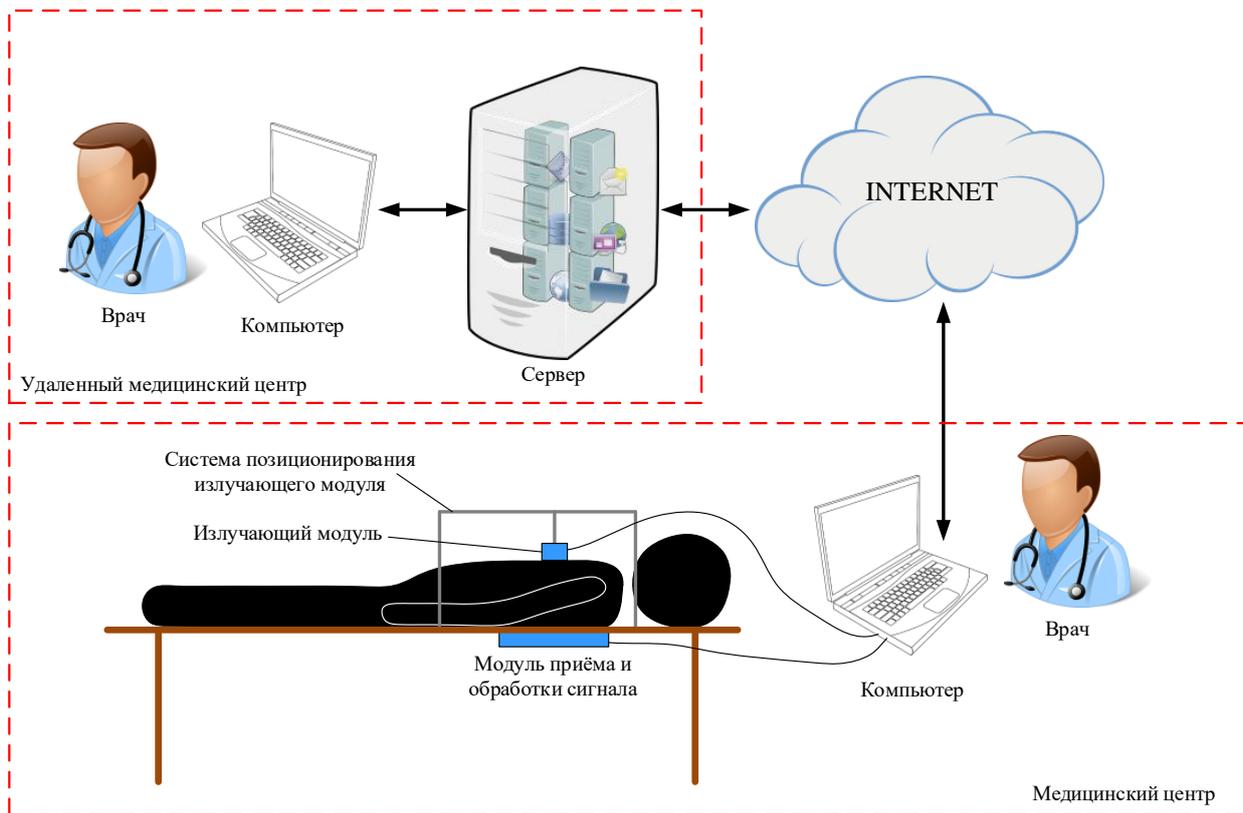


Рис.1. Структурная схема автоматизированной системы диагностики бронхиальной астмы.

Задачей излучающего модуля является формирование СВЧ-сигнала заданной частоты и уровня мощности и минимизация побочных составляющих спектра выходного сигнала с целью обеспечения электромагнитной совместимости с прочими радиоэлектронными устройствами, функционирующими в смежных диапазонах частот. Структурная схема излучающего модуля приведена на рис. 2.

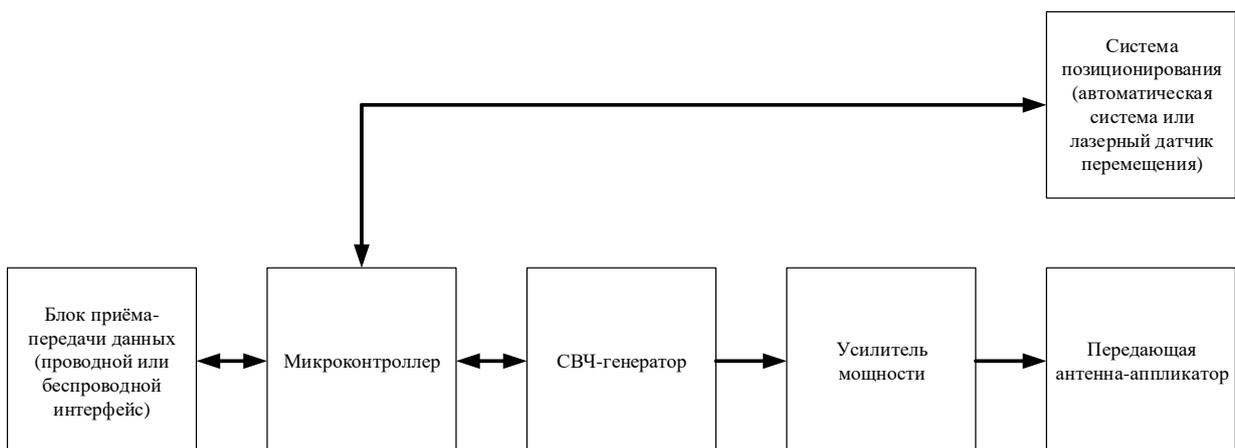


Рис.2. Структурная схема излучающего модуля.

Более подробная функциональная схема излучающего модуля приведена на рис.3.

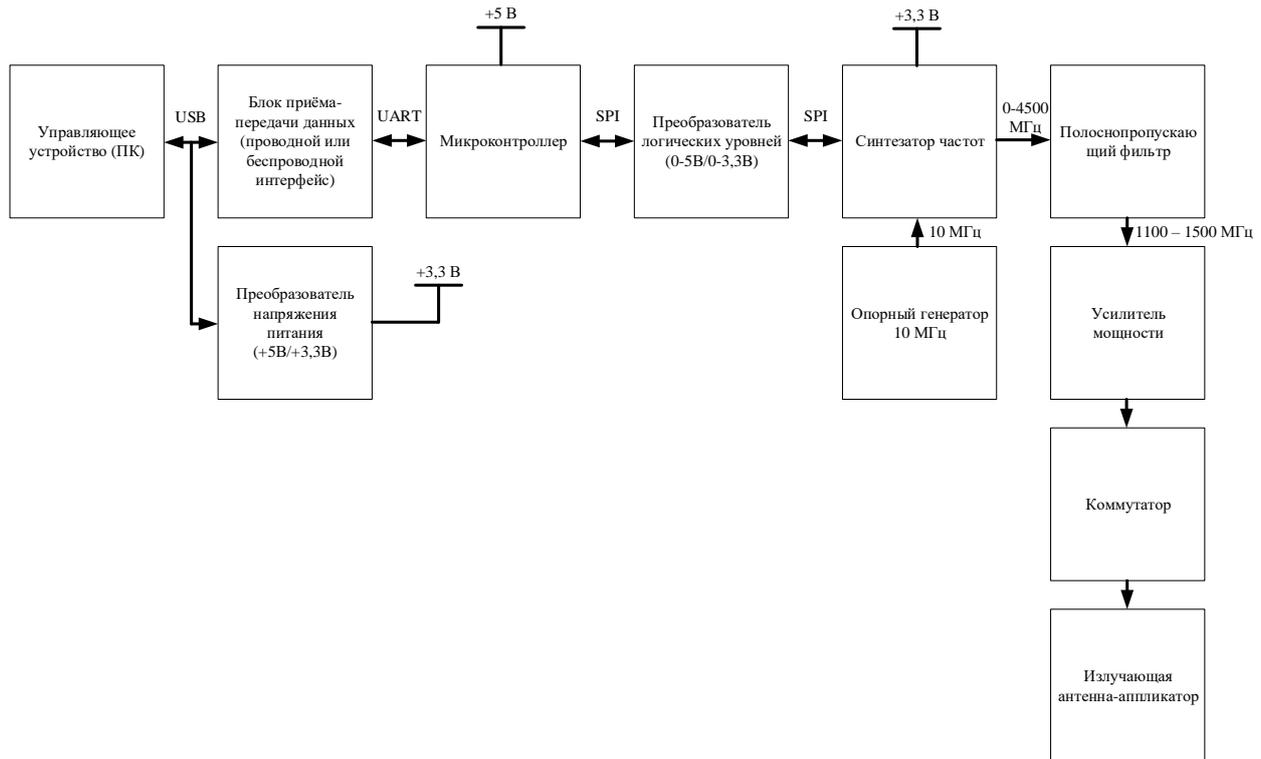


Рис.3. Функциональная схема излучающего модуля.

Функциональным элементом, осуществляющим формирование СВЧ-сигнала, является СВЧ-генератор. Он построен на основе микросхемы синтезатора частот со встроенной системой фазовой автоподстройки частоты (ФАПЧ) ADF4350. Синтезатор частот ADF4350 осуществляет формирование стабильного гармонического СВЧ-сигнала в диапазоне частот до нескольких гигагерц, что полностью перекрывает требуемый диапазон частот [8, 9]. Усиление СВЧ-сигнала до требуемого уровня мощности осуществляется с помощью встроенных в микросхему ADF4350 выходного усилителя и аттенюатора, а также с помощью усилителя мощности, выполненного на основе чип-усилителя ADL5545 и включенного в СВЧ-тракт на выходе синтезатора частот.

Следует отметить, что синтезатор частот ADF4350 не является идеальным и на его выходе присутствует не только полезная гармоническая составляющая с требуемой частотой, но также и побочные высшие гармоники основной частоты, а также субгармоника основной частоты, возникающие вследствие

умножения и деления частоты генератора, управляемого напряжением, встроенного в микросхему ADF4350.

Для их подавления на выходе синтезатора частот включен полоснопропускающий фильтр, выполненный на основе микрополосковой технологии на верхнем токопроводящем слое печатной платы излучающего модуля.

Управление СВЧ-синтезатором частот осуществляется с помощью микроконтроллера ATmega32 по интерфейсу SPI. Связь излучающего модуля с ПК осуществляется по интерфейсу USB посредством создания виртуального COM-порта с помощью микросхемы преобразователя интерфейсов FT232RL.

Внешний вид макета излучающего модуля вместе с антенной-аппликатором [10], установленной в держатель из оргстекла, показан на рис. 4.



Рис.4. Внешний вид макета излучающего модуля с антенной-аппликатором.

Модуль приёма и обработки сигнала состоит из цифровой части, аналогового СВЧ-тракта, осуществляющего фильтрацию, усиление и детектирование СВЧ-сигнала, электрически коммутируемой матрицы антенн-аппликаторов из 40 элементов. Переключение элементов матрицы антенн-аппликаторов осуществляется в зависимости от положения излучающего модуля. Цифровая часть модуля приема и обработки осуществляет переключение элементов матрицы антенн-аппликаторов, аналого-цифровое

преобразование принятого сигнала, его первичную обработку и передачу результатов измерения в устройство обработки и визуализации по USB интерфейсу. Структурная схема модуля приема и обработки показана на рис. 5.

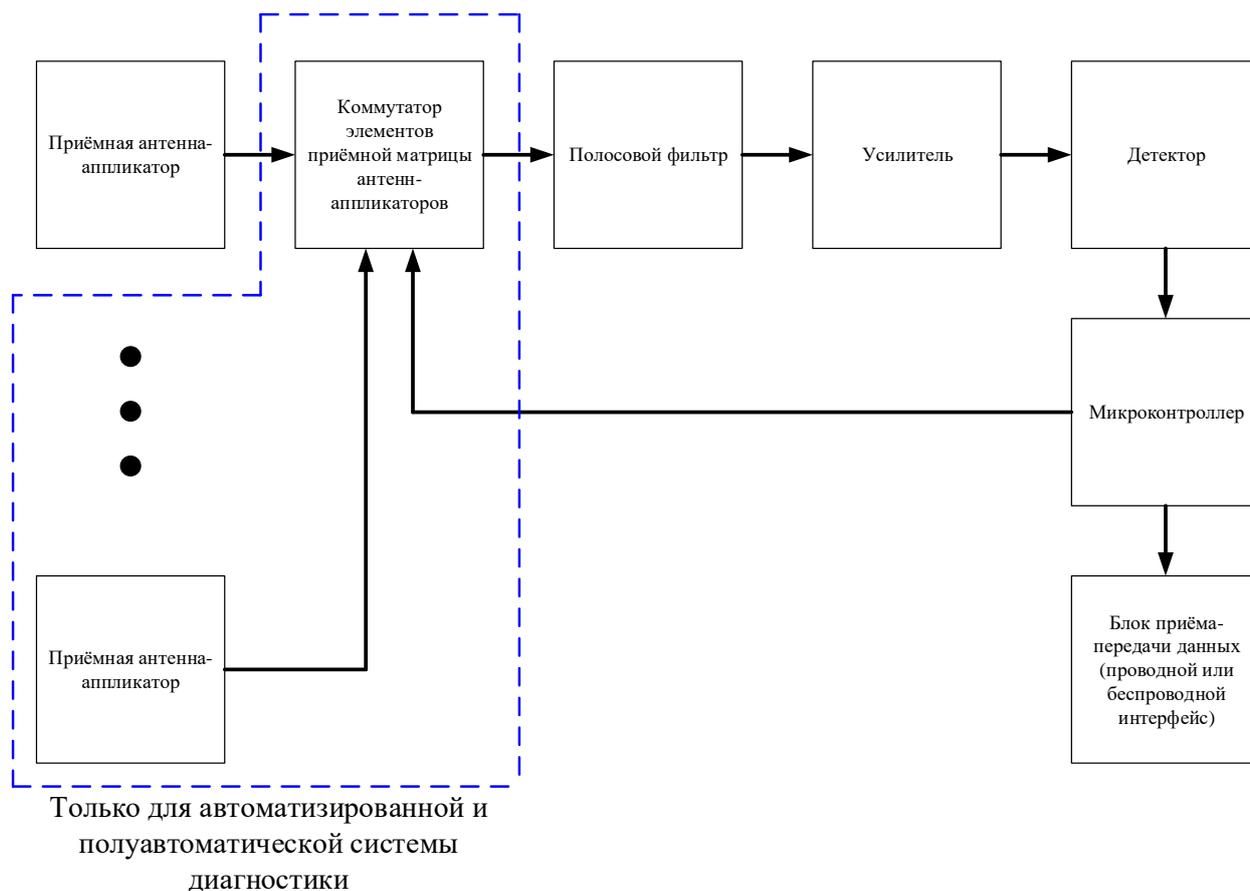


Рис.5. Структурная схема модуля приема и обработки сигнала.

Более подробная функциональная схема модуля приема и обработки сигнала показана на рис. 6.

Приемная антенная система реализована в виде матрицы антенн-апликаторов с целью устранения необходимости перемещения приемной антенны по спине пациента. В данном случае перемещение антенны заменяется своевременным переключением антенны-апликатора. При этом в каждый момент времени прием СВЧ-сигнала осуществляет только одна из антенн-апликаторов.

Матрица антенн-апликаторов включает 40 элементов. Каждые четыре элемента, образующие модуль 2x2 подключены к одному из коммутаторов первого уровня. Выходы каждого из модулей 2x2 подключены к входам

коммутаторов второго уровня. Модуль приема и обработки сигнала включает в себя 10 коммутаторов первого уровня и три коммутатора второго уровня, выполненных на основе микросхем НМС7992.

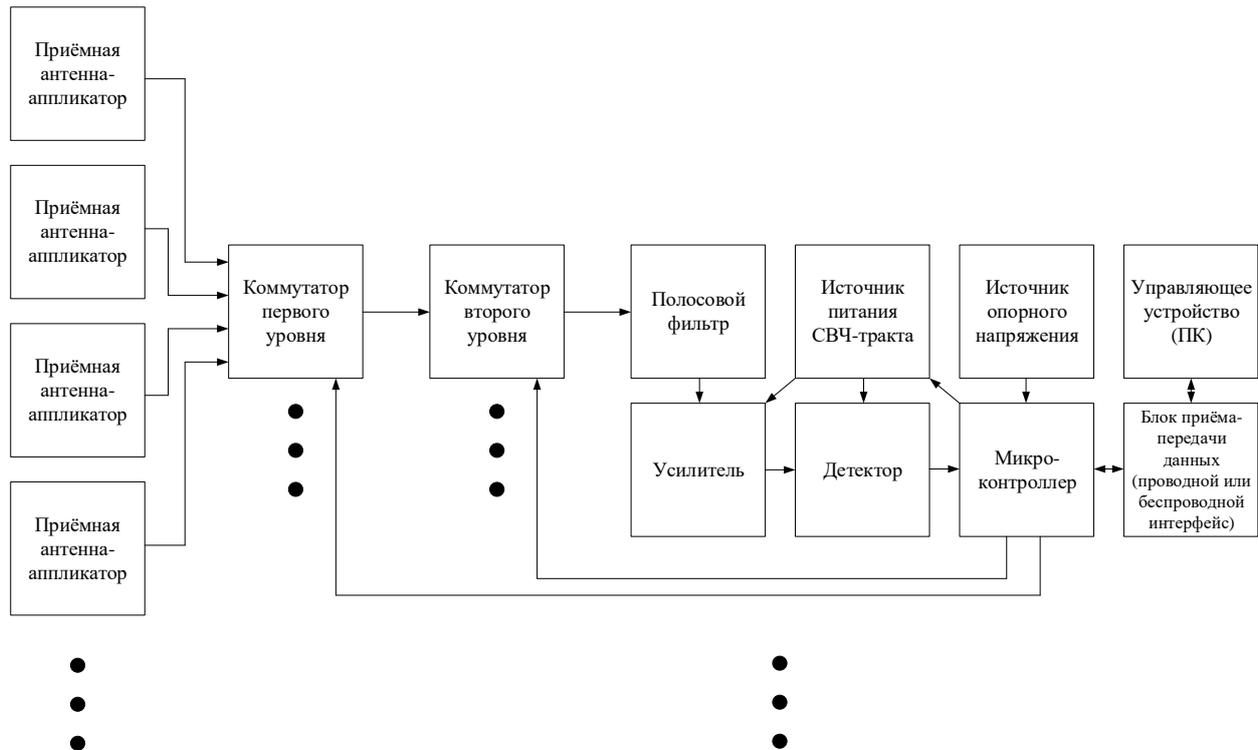


Рис.6. Функциональная схема модуля приема и обработки сигнала.

С выхода коммутатора второго уровня принятый СВЧ-сигнал поступает на вход аналогового тракта, который состоит из полосно-пропускающего фильтра, в качестве которого использована микросборка СВР-В1230С+, усилителя, выполненного в виде двух каскадов чип-усилителей SBB3089Z, и детектора, выполненного на основе микросхемы AD8313.

Схема модуля приема и обработки включает три одинаковых аналоговых СВЧ-тракта, электропитание каждого из которых осуществляется от собственного линейного преобразователя напряжения ADP160. В целях снижения энергопотребления модуля приема и обработки сигнала в каждый момент времени работает только один аналоговый СВЧ-тракт, в то время как электропитание элементов двух других СВЧ-трактов отключено. Это позволяет снизить потребляемый ток модуля приема и обработки сигнала до 150 мА. Управление включением и выключением электропитания элементов СВЧ-

трактов осуществляется собственным микроконтроллером ATmega8, который осуществляет также переключение элементов приемной матрицы антенн-аппликаторов. Выбор одного из элементов матрицы осуществляется после получения номера элемента от управляющего ПК, который определяет указанный номер по положению излучающего модуля, задаваемому с помощью системы позиционирования.

Микроконтроллер модуля приема и обработки сигнала осуществляет аналого-цифровое преобразование напряжения с выхода одного из трех детекторов и отправляет результат в ПК по интерфейсу USB. Для повышения точности преобразования в схему модуля включен высокостабильный маломощный источник опорного напряжения, выполненный на специализированной микросхеме ADR3420.

Внешний вид макета модуля приема и обработки сигнала в корпусе из оргстекла для придания конструкции большей жесткости показан на рис. 7.

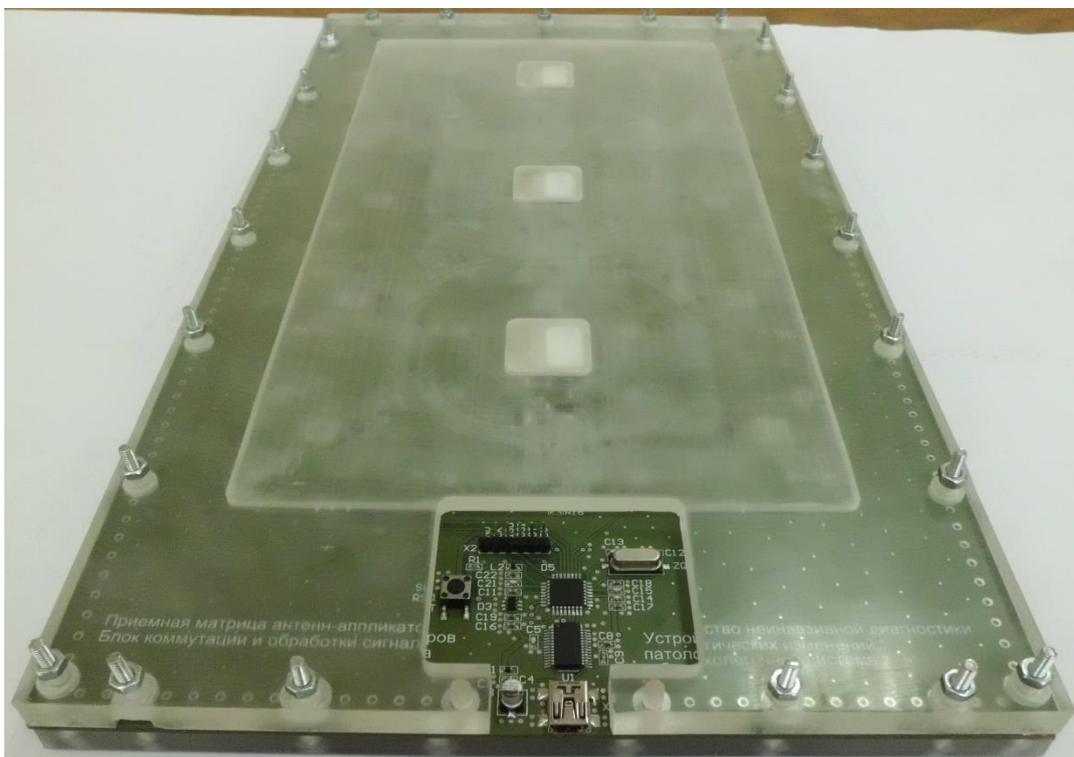


Рис.7. Внешний вид макета модуля приема и обработки сигнала.

Для осуществления радиочастотного сканирования грудной клетки применяется автоматическая система позиционирования, осуществляющая

перемещение излучающего модуля по двум координатным осям. Макет системы позиционирования изготовлен на основе трех шаговых двигателей и алюминиевого профиля, служащего направляющей системой для перемещения по двум взаимно перпендикулярным осям.

Блок управления шаговыми двигателями выполнен на основе двух модулей драйвера шаговых двигателей A4988, а также модуля Arduino Nano, который осуществляет прием команды на перемещение от управляющего ПК в виде универсальных G-кодов и преобразует их в команды управления драйверами шаговых двигателей. Питание системы позиционирования осуществляется от внешнего источника стабилизированного напряжения +12 В. Связь системы позиционирования с управляющим ПК осуществляется по интерфейсу USB (виртуальный COM-порт).

Устройство обработки и визуализации результатов (ПК) медицинского центра осуществляет управление системой позиционирования, передачу данных и команд управления между излучающим модулем и модулем приёма и обработки, а также сбор и обработку результатов обследования.

Результаты обследования представляются в графическом виде, содержащем информацию о распределении и концентрации мокроты в грудной клетке пациента, что облегчает анализ результатов обследования и постановку диагноза врачом медицинского центра. Результаты обследования могут быть переданы на сервер удаленного медицинского центра для консультации другого врача и уточнения поставленного диагноза.

В описанную автоматизированную систему диагностики бронхиальной астмы могут быть интегрированы дополнительные датчики параметров жизнедеятельности пациента, например, датчик температуры, цифровой стетоскоп, измеритель частоты дыхания и сердцебиения, ЭКГ, система записи хрипов в грудной клетке пациента и прочее, что позволит собрать более полную картину состояния пациента.

4. Анализ полученных результатов

Экспериментальное исследование прохождения СВЧ-сигналов через фантом грудной клетки человека проводилось на основе разработанного ранее авторами фантома грудной клетки с возможностью включения в него различного рода неоднородностей [11], как резкого характера – имитирующих наличие инородного тела, например, металлического предмета, так и имитирующих наличие излишнего количества мокроты в легких пациента. В проведенных ранее исследованиях [11, 12] было показано, что разработанный фантом обеспечивает работу антенны-аппликатора и системы диагностики в условиях близких к реальным.

Управление функциональными частями системы диагностики, а также обработка и визуализации результатов радиочастотного сканирования осуществлялись с помощью программного обеспечения, реализованного в MATLAB.

В процессе экспериментального исследования в фантом устанавливалась неоднородность, имитирующая наличие заболевания. В качестве неоднородности использовался контейнер из радиопрозрачного материала, заполненный 0,9 % раствором NaCl. Объем заполняющего раствора менялся от 20 мл до 70 мл. Размеры емкости по оси X и по оси Y составляют 60 мм.

Разработанная система автоматического позиционирования позволяет осуществлять перемещение излучающего модуля с шагом менее 1 мм по двум координатным осям. Для осуществления радиочастотного сканирования в подобной точности нет необходимости, так как ширина диаграммы направленности антенны-аппликатора излучающего модуля делает бессмысленным сканирование фантома грудной клетки с подобной точностью (разработка антенны-аппликатора с более узкой диаграммой направленности является предметом дальнейших исследований). В связи с этим радиочастотное сканирование фантома грудной клетки человека осуществлялось с большим шагом: 10, 20 и 30 мм.

Радиочастотное сканирование осуществлялось на четырех различных частотах в пределах диапазона частот, обеспечивающего наибольшую точность сканирования (1100 – 1500 МГц): 1150 МГц, 1250 МГц, 1350 МГц и 1450 МГц [8].

На рисунках 8 – 10 показаны результаты радиочастотного сканирования при включении в фантом грудной клетки неоднородности в виде емкости из радиопрозрачного материала, заполненного 70 мл 0,9 % раствором NaCl с частотой 1250 МГц с шагом 30 мм, 20 мм и 10 мм, соответственно. Точками показаны места измерения коэффициента прохождения СВЧ-сигнала через фантом грудной клетки. При обработке результатов измерения в MATLAB осуществлялась аппроксимация значений в промежуточных точках и построение результатов радиочастотного сканирования в виде трехмерного графика поверхности (X, Y – координаты положения точки сканирования, Z – коэффициент прохождения СВЧ-сигнала).

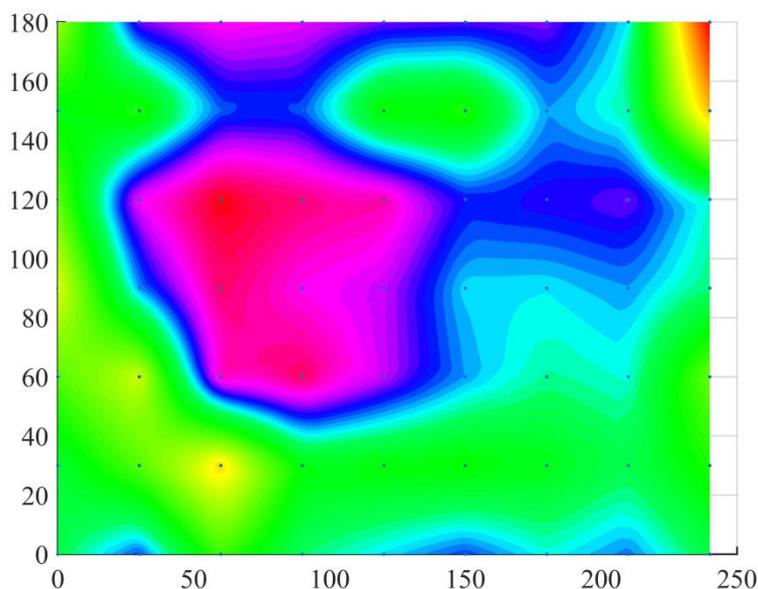


Рис. 8. Результаты радиочастотного сканирования фантома с включенной неоднородностью с частотой 1250 МГц и шагом 30 мм

На рисунках 11 – 13 показаны результаты радиочастотного сканирования при включении в фантом грудной клетки неоднородности в виде емкости из радиопрозрачного материала, заполненного 70 мл 0,9 % раствором NaCl с частотой 1350 МГц с шагом 30 мм, 20 мм и 10 мм, соответственно.

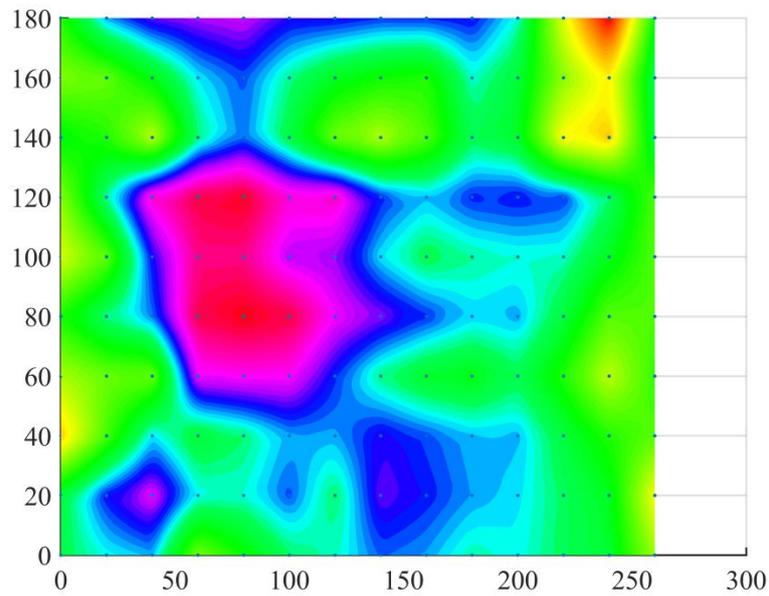


Рисунок 9 Результаты радиочастотного сканирования фантома с включенной неоднородностью с частотой 1250 МГц и шагом 20 мм

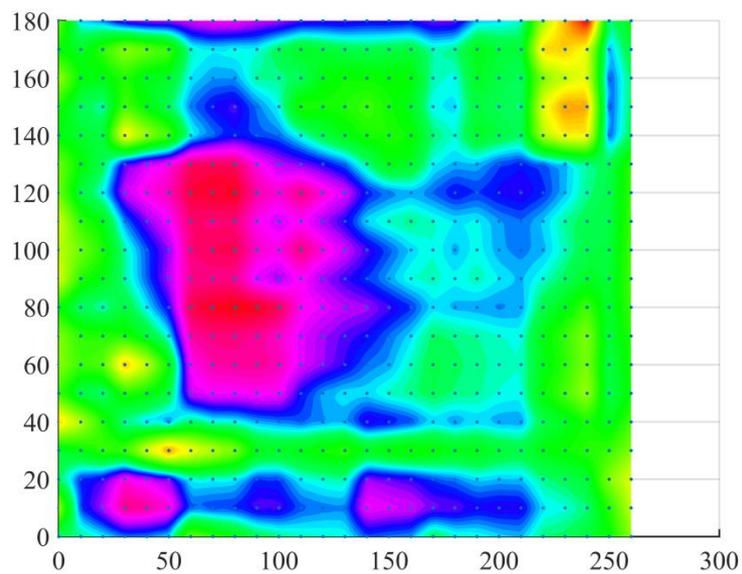


Рисунок 10 Результаты радиочастотного сканирования фантома с включенной неоднородностью с частотой 1250 МГц и шагом 10 мм

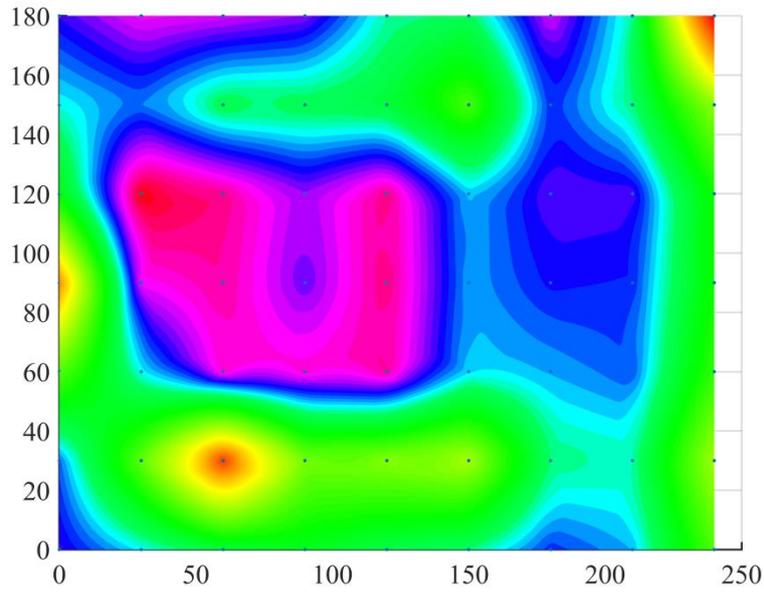


Рисунок 11 Результаты радиочастотного сканирования фантома с включенной неоднородностью с частотой 1350 МГц и шагом 30 мм

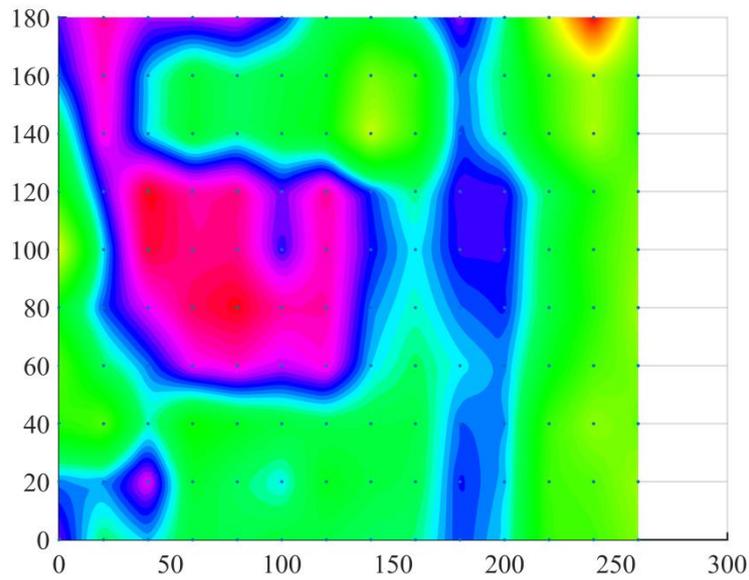


Рисунок 12 Результаты радиочастотного сканирования фантома с включенной неоднородностью с частотой 1350 МГц и шагом 20 мм

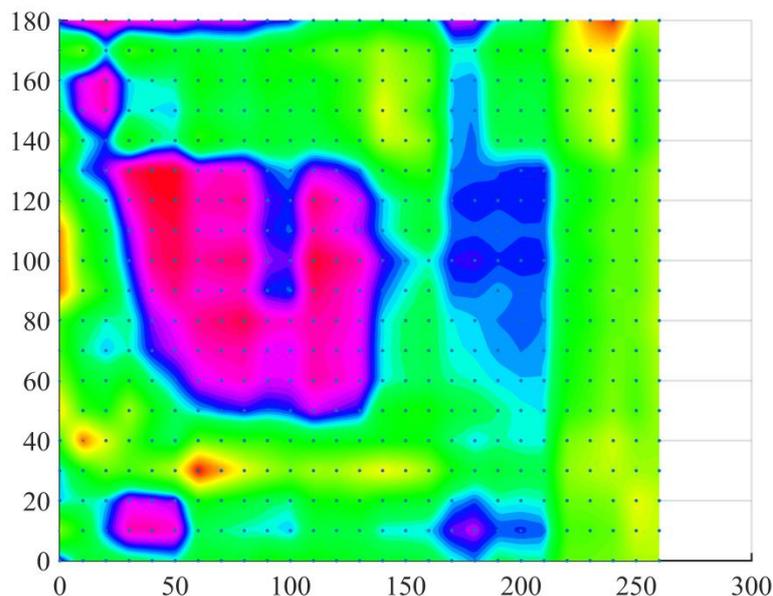


Рисунок 13 Результаты радиочастотного сканирования фантома с включенной неоднородностью с частотой 1350 МГц и шагом 10 мм

Из рисунков 8 – 13 видно, что неоднородность, имитирующая наличие избыточного количества мокроты в грудной клетке пациента, отчетливо отображается на результатах радиочастотного сканирования. Погрешность определения размеров неоднородности зависит от выбранного шага сканирования и не превышает 10 – 20 мм. Дополнительное «размытие» формы неоднородности на результатах сканирования возникает вследствие протяженности неоднородности вдоль оси Z. Уменьшение шага сканирования до 10 мм и менее не приводит к повышению точности полученных результатов из-за относительно широкой диаграммы направленности антенн-аппликаторов. Для повышения точности требуется применение антенн-аппликаторов с существенно более узкой диаграммой направленности. В связи с этим уменьшение шага сканирования менее 20 мм не является целесообразным, так как влечет за собой существенное увеличение времени сканирования без повышения точности результатов.

«Артефакты», которые наблюдаются на результатах сканирования, являются следствием неравномерности характеристик антенн-аппликаторов, входящих в приемную матрицу, от образца к образцу. Изготовление матрицы

антенн-аппликаторов с применением более совершенных технологий и применением прецизионных СВЧ-разъемов, соединяющих каждую антенну-аппликатор с основной печатной платой модуля приема и обработки сигнала, позволит существенно уменьшить или полностью устранить появление подобных «артефактов» на результатах сканирования. Попытки устранения артефактов с помощью программной постобработки результатов не принесли ожидаемого положительного результата.

Неоднородность, имитирующая наличие мокроты в легких человека отчетливо отображается на результатах радиочастотного сканирования грудной клетки СВЧ-сигналом с частотой 1250 МГц и 1350 МГц. На более низких частотах (1150 МГц и менее) вследствие протяженности неоднородности вдоль оси Z (перпендикулярной поверхности грудной клетки) наблюдается искажение формы неоднородности. При сканировании фантома грудной клетки СВЧ-сигналом с более высокой частотой (1450 МГц и более) на результатах сканирования обнаруживаются только границы неоднородности. Точное определение формы и размеров неоднородности при этом затруднено. В связи с этим использование более высоких частот зондирующего СВЧ-сигнала нецелесообразно.

Следует отметить, что наиболее четко форма и размеры неоднородности определяются по результатам радиочастотного сканирования с шагом 20 мм. При шаге 30 мм имеет место размытие формы неоднородности, в то время как при шаге сканирования 10 мм усугубляется влияние неравномерности характеристик элементов матрицы антенн-аппликаторов и существенно увеличивается время сканирования.

Уменьшение объема неоднородности приводит к снижению различия между коэффициентом прохождения СВЧ-сигнала через область фантома, содержащую неоднородность, и «чистую область» фантома.

5. Заключение

Таким образом, в настоящей работе представлена структура, конструкция и практическая реализация системы обнаружения патологических изменений в

бронхолегочной системе с целью неинвазивной безвредной диагностики бронхолегочных заболеваний, в первую очередь – бронхиальной астмы.

Предлагаемая система диагностики основана на применении радиочастотного сканирования грудной клетки СВЧ-сигналами различной частоты (в диапазоне частот от 1100 – 1500 МГц), что устраняет необходимость выполнения дыхательных маневров пациентом в процессе обследования. Отсутствие вредного воздействия позволяет применять представленную систему для длительного мониторинга состояния пациента в процессе лечения.

Полученные экспериментальные результаты демонстрируют возможность применения представленной системы для диагностики изменений в бронхолегочной системе. Неоднородность, имитирующая наличие мокроты в легких человека отчетливо отображается на результатах радиочастотного сканирования грудной клетки СВЧ-сигналом с частотой 1250 МГц и 1350 МГц. На более низких частотах (1150 МГц и менее) наблюдается искажение формы неоднородности. При сканировании фантома грудной клетки СВЧ-сигналом с более высокой частотой (1450 МГц и более) на результатах сканирования обнаруживаются только границы неоднородности. Точное определение формы и размеров неоднородности при этом затруднено. В связи с этим использование более высоких частот зондирующего СВЧ-сигнала нецелесообразно.

Следует отметить, что наиболее четко форма и размеры неоднородности определяются по результатам радиочастотного сканирования с шагом 20 мм. При шаге 30 мм имеет место размытие формы неоднородности, в то время как при шаге сканирования 10 мм усугубляется влияние неравномерности характеристик элементов матрицы антенн-аппликаторов и существенно увеличивается время сканирования. Погрешность определения размеров неоднородности зависит от выбранного шага сканирования и не превышает 10 – 20 мм.

Литература

1. П. А. Фадеев. Бронхиальная астма. М.: ООО «Издательство «Мир и Образование», 2013. 160 с.
2. Казанцев А.П., Сенин А.А., Пономарёва Ю.Н., Мочалова М.Н., Прошин Е.М. Подход к созданию массовой телемедицинской технологии домашнего мониторинга плода. // Биомедицинская радиоэлектроника, 2015, №. 5, С. 37-45.
3. А.Д. Зеркаль. Вопросы практического использования системы ближней радиолокации на основе сверхкоротких импульсов с малым энергопотреблением. // Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2012. No. 1. URL: <http://jre.cplire.ru/jre/jan12/3/text.pdf>
4. А.С. Позднов, В.О. Давыдова, В.А. Кошеленко, Е.Н. Макурина. Метод обнаружения и анализа собственного электромагнитного излучения человека в миллиметровом диапазоне длин волн. // Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2009. No. 10. URL <http://jre.cplire.ru/jre/oct09/7/text.pdf>
5. Ю.Н. Кликушин, В.Ю. Кобенко, А.А. Гошенков. Способ компьютерной диагностики болезни паркинсона. // Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2012. No. 10. URL <http://jre.cplire.ru/jre/oct12/7/text.pdf>
6. Vitacca M., Montini A., Comini L. How will telemedicine change clinical practice in chronic obstructive pulmonary disease? Therapeutic Advances in Respiratory Disease, 2018, Vol. 12, pp. 1-19. DOI: [10.1177/1753465818754778](https://doi.org/10.1177/1753465818754778)
7. Parsaei H., Vakily A., Shafiei A.M. A wireless electronic esophageal stethoscope for continuous monitoring of cardiovascular and respiratory systems during anaesthesia. Journal of Biomedical Physics & Engineering, 2017, Vol. 7(1), pp. 69-78
8. Semernik I.V., Semernik O.E., Dem'yanenko A.V., Lebedenko A.A. A Method for Noninvasive Diagnosis of Bronchial Asthma Based on Microwave Technology. Biomedical Engineering, 2017, Vol. 51(2), pp. 124-127. DOI: [10.1007/s10527-017-9698-3](https://doi.org/10.1007/s10527-017-9698-3)

9. Semernik I.V., Dem'yanenko A.V., Topalov F.S., Samonova Ch.V., Semernik O.E., Lebedenko A.A. Bronchial Asthma Diagnosis Device Based on Microwave Technologies, Proceedings of 2017 Radiation and Scattering of Electromagnetic Waves RSEMW-2017, June 26-30, Divnomorskoe, Russia. DOI: [10.1109/RSEMW.2017.8103648](https://doi.org/10.1109/RSEMW.2017.8103648)
10. Dem'yanenko A.V., Semernik I.V., Nevstruev Ya.V. Designing of Broadband Microwave Applicator for the Bronchial Asthma Diagnosis Device, 2018 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering Proceedings, January 29 - February 01, 2018, St. Petersburg, Russia. DOI: [10.1109/EIConRus.2018.8317306](https://doi.org/10.1109/EIConRus.2018.8317306)
11. Семерник О.Е., Семерник И.В., Демьяненко А.В.2, Лебеденко А.А., Невструев Я.В. Проектирование фантома грудной клетки человека // Материалы 26-й Международной крымской конференции "СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии" (КРЫМИКО'2016), 4-10 Сентября, 2016, Севастополь, Россия. С. 1818-1824.
12. Semernik I.V., Semernik O.E., Dem'yanenko A.V., Lebedenko A.A., Topalov F.S. Device for non-invasive diagnosis of bronchopulmonary diseases based on microwave technologies, 2018 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering Proceedings, January 29 - February 01, 2018, St. Petersburg, Russia. DOI: [10.1109/EIConRus.2018.8317312](https://doi.org/10.1109/EIConRus.2018.8317312)

Для цитирования:

И. В. Семерник, А. В. Демьяненко, Ф. С. Топалов, Я. В. Невструев, О. Е. Семерник, А. А. Лебеденко. Автоматизированная система ранней диагностики патологических изменений в бронхолегочной системе на основе радиочастотного сканирования. Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2019. № 3. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/mar19/6/text.pdf>
DOI 10.30898/1684-1719.2019.3.6