

РАЗРАБОТКА ПРОТОТИПА УЛУЧШЕННОЙ СИСТЕМЫ УЗИ-ДИАГНОСТИКИ «УЗИ-ПЛЮС»

Захаров Дмитрий Александрович

врач УЗД высшей категории
Республиканский онкологический диспансер, Петрозаводск

Лещинская Евгения Анатольевна

инженер
ООО «Наносети», Петрозаводск

Алексеев Антон Юрьевич

ведущий инженер
ООО «Наносети», Петрозаводск

Аннотация. Приводится описание разработанного прототипа системы улучшенной узи-диагностики, которая позволяет проводить УЗИ диагностику в затрудненных случаях – обследование органов, содержащих воздух или костные ткани. Система позволит получить более полную информацию об исследуемом органе благодаря совмещению снимков-томограмм с УЗИ диагностикой.

Ключевые слова: УЗИ, томография, ориентация объектов в пространстве, программное обеспечение, принципиальная схема, топология, визуализация томограмм, алгоритм поиска срезов томограмм.

IMPROVED US-DIAGNOSTIC SYSTEM «USI-PLUS»

Zakharov Dmitry Aleksandrovich

medic of ultrasound diagnostics of the highest category
Republican Oncology Dispensary, Petrozavodsk

Leshchinskaya Evgeniya Anatolievna

engineer
LLC «Nanoseti», Petrozavodsk

Alekseev Anton Yurievich

lead engineer
LLC «Nanoseti», Petrozavodsk

Abstract. The description of the developed prototype of the system of improved us-diagnostics that allows performing ultrasound diagnostics in difficult cases is given-examination of organs containing air or bone tissues. The system will allow to obtain more complete information about the organ under investigation due to the combination of tomogram images with ultrasound diagnosis.

Keywords: ultrasound, tomography, orientation of objects in space, software, circuit diagram, topology, tomogram imaging, algorithm of finding tomogram sections.

Введение

Ультразвуковое исследование на сегодняшний день является эффективным методом медицинской диагностики, однако оно не лишено некоторых недостатков. Как минимум, точность диагностики значительно снижается при исследовании органов, содержащих воздух или костные ткани. Также ультразвуковое исследование имеет узкое поле зрения и сниженную чувствительность при больших размерах тела пациента [1].

Совмещение процесса ультразвукового сканирования со снимками, полученными при помощи различных видов томографии, объединяет преимущества различных видов лучевой диагностики, что упрощает процесс работы врача-диагноста и делает результаты диагностики точнее. Также данное совмещение помогает проводить интервенционные хирургические процедуры.

Суть сопряжения УЗ исследования с томографией состоит в том, что данные об ориентации УЗ-датчика в пространстве позволяют одновременно выводить на экран текущую плоскость с УЗИ аппарата и соответствующий ей срез с предварительно созданной модели компьютерной томографии или МРТ.

Необходимо отметить, что на рынке существуют аналогичные решения, однако возможность их повсеместного применения ограничивается высокой стоимостью – цена аппаратных комплексов подобного плана (GE Logiq E9 к примеру), может достигать 15 миллионов рублей. Стоимость же разрабатываемой системы для конечного потребителя (больницы, стационары, поликлиники), не будет превышать 500 тысяч рублей, что, несомненно, расширит круг возможных покупателей и значительно увеличит возможность проведения и снизит стоимость данной диагностики.

Результатом проведенной работы является часть разработанной улучшенной системы ультразвуковой диагностики, состоящей из программно-аппаратного комплекса, содержащего в себе устройство позиционирования и программное обеспечение для персонального компьютера, реализующее поиск и отображение соответствующих срезов томограмм на экране.

На рисунке 1 приведен снимок экрана с аппарата ультразвукового исследования Logiq E9, наглядно показывающий совмещение УЗИ и МРТ снимка в реальном времени.

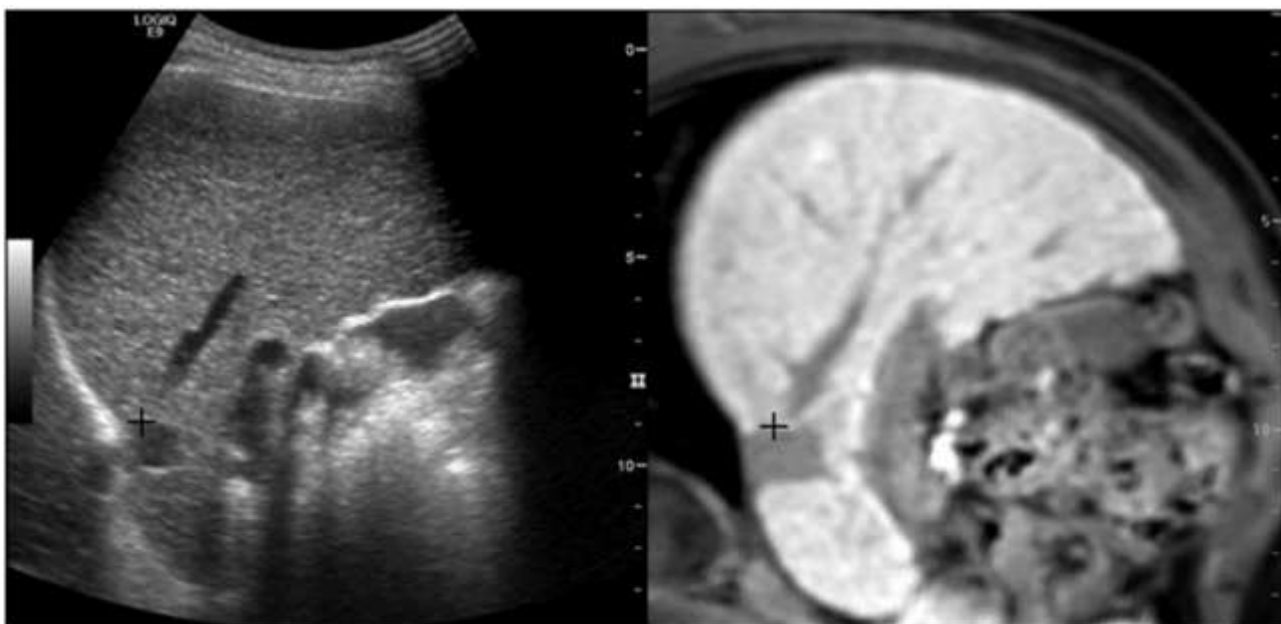


Рис. 1. Совмещение УЗИ и МРТ срезов

Разработка устройства ориентации

Для совмещения УЗИ и МРТ срезов необходимо точно определять ориентацию в пространстве ультразвукового датчика, для чего было разработано устройство определения ориентации – инерциальный измерительный блок (IMU), на рисунке 2 показана его фотография, на рисунке 3 – схематичное изображение.

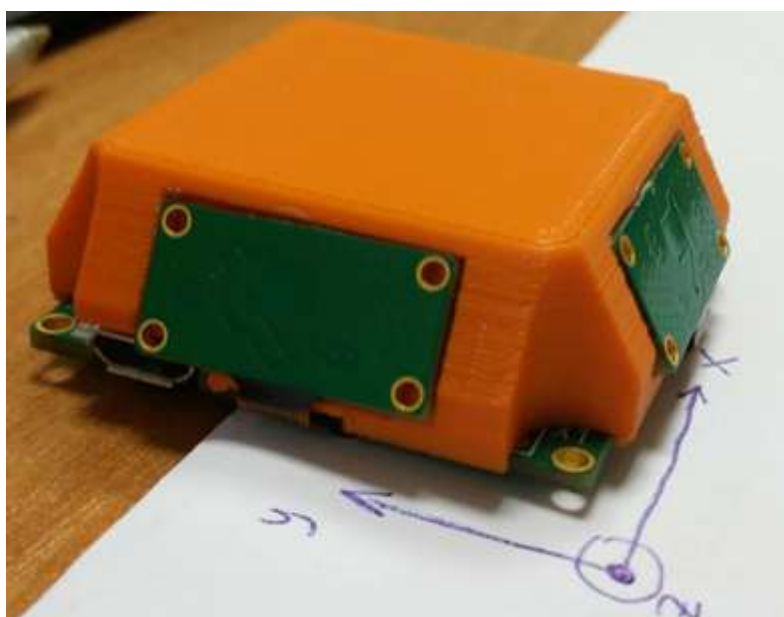


Рис. 2. Фотография инерциального измерительного блока

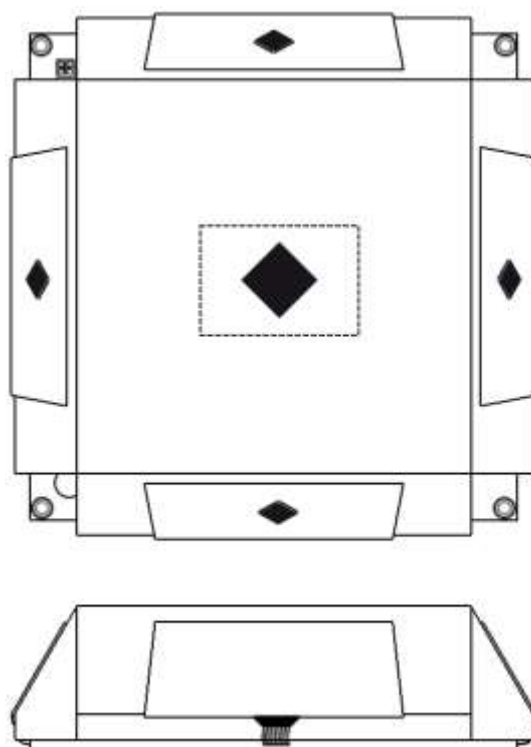


Рис. 3. Схематичное изображение инерциального измерительного блока

Инерциальный измерительный блок – электронное устройство, состоящее из пяти инерциальных датчиков, модуля беспроводной связи и микроконтроллера. Структурная схема IMU приведена на рисунке 4.

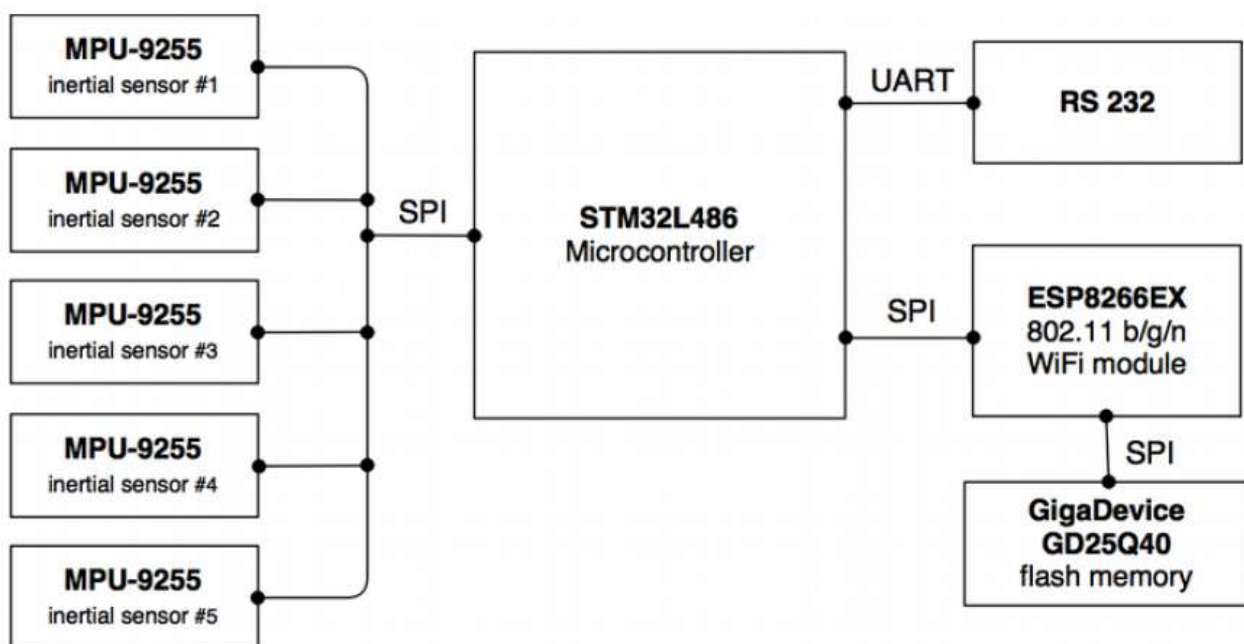


Рис. 4. Структурная схема IMU

В качестве инерциальных сенсоров используется группа инерциальных датчиков MPU9255. Использование именно группы датчиков обусловлено уменьшением стандартного отклонения при усреднении данных от 5 датчиков по сравнению с одним примерно в 2,2 раза (таблица 1).

Таблица 1

Экспериментально определенная зависимость стандартного отклонения и улучшения по сравнению с одним инерциальным датчиком от количества датчиков

Количество сенсоров для усреднения	Стандартное отклонение	Улучшение по сравнению с одним датчиком, раз
Акселерометр (ускорение)		
1	0,005781	1,00
2	0,004146	1,39
3	0,003406	1,69
4	0,002960	1,95
5	0,002653	2,18
Гироскоп (угловая скорость)		
1	0,104980	1,00
2	0,074955	1,40
3	0,061376	1,71
4	0,053190	1,97
5	0,047564	2,20

Приведенное выше уменьшение отклонения в 2,2 раза дает значительный выигрыш в определении ориентации УЗ датчика.

В качестве микроконтроллера используется микроконтроллер STM32L486 – со сверхнизким энергопотреблением, главной задачей которого является псевдопараллельный опрос датчиков, обработка данных и их преобразование в кватернионы (удобное математическое обозначение положения и вращения объектов в пространстве) [2].

Беспроводной модуль представлен Wi-Fi микроконтроллером ESP8266, поддерживающим стандарты передачи данных 802,11 b/g/n.

Беспроводной модуль работает как репитер: полученные данные от микроконтроллера передаются внешним устройствам. В разрабатываемом прототипе улучшенной системы УЗИ-диагностики внешним устройством является персональный компьютер.

Разработка алгоритма определения срезов томограмм

Изначально имеется серия ортогональных срезов, полученная из DICOM файлов [3], а также информация о размере пикселя каждой картинке (среза) и расстоянии в миллиметрах между картинками (срезами). Таким образом, в пространстве это выглядит так, как показано на рисунке 5.

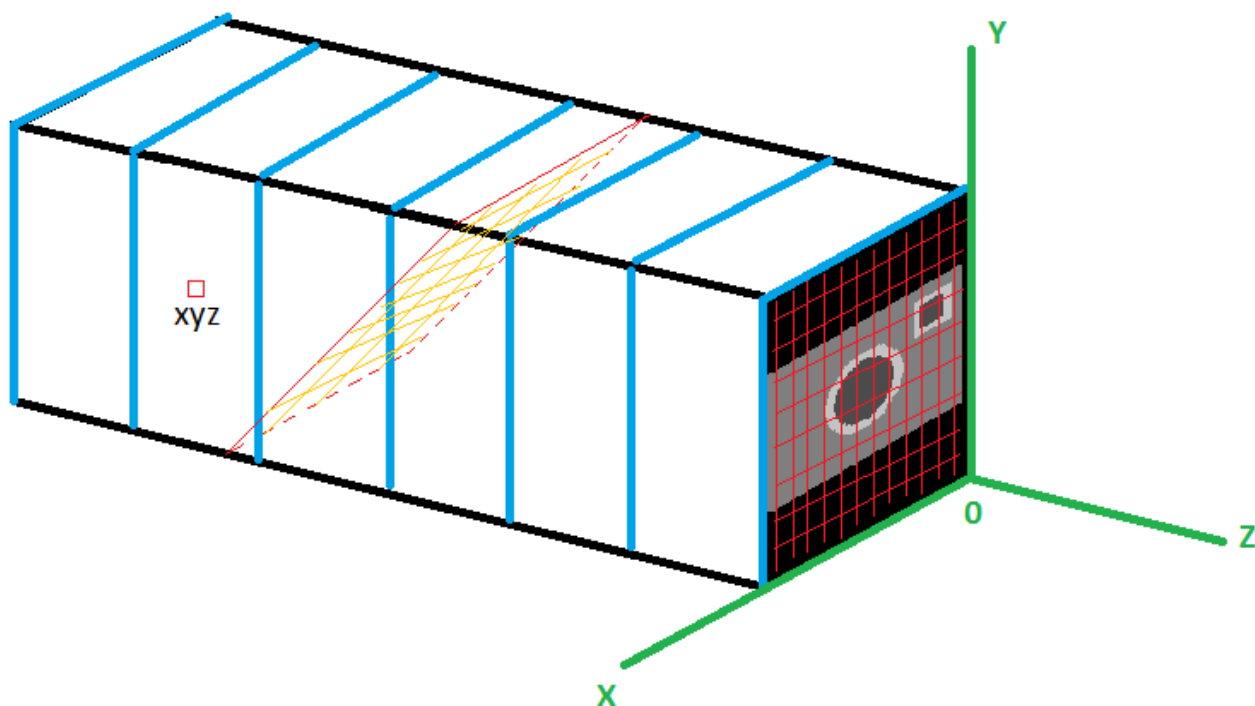


Рис. 5. Положение косо́го среза в серии исходных ортогональных срезов

Допустим, что итоговая картинка секущей плоскости будет состоять из пикселей таких же размеров в миллиметрах, что и на картинках среза. То есть каждый пиксель задается координатами своего центра в нашем пространстве XYZ.

Также допустим, что изначально секущая плоскость совпадает с плоскостью первого среза, то есть лежит в плоскости XY. Пусть на секущей плоскости задана сетка (пиксели как на рисунке 5). И допустим, секущая плоскость является прямоугольником, так как сечение конечно и не может быть больше диагоналей исходного параллелепипеда.

Тогда, для построения картинки любой секущей плоскости, нужно уметь делать следующее:

- 1) находить координаты всех пикселей, которые составляют секущую плоскость (например, имея новый базис, преобразованием перенести секущую плоскость). Так как в изначальном состоянии координаты всех пикселей секущей известны, то необходимо перенести каждый пиксель в отдельности, то есть вычислить его новые координаты в пространстве;
- 2) зная координаты XYZ пикселя по его соседям в пространстве, вычислить для него значение (оттенок в градациях серого) с использованием «трикубической» интерполяции (трехмерный случай кубической интерполяции или расширение бикубической).

Разработка программного обеспечения определения срезов томограмм

Программа создавалась на языке C++. В ходе выполнения работ, была реализована следующая последовательность выполняемых программой действий:

- 1) запуск исполняемого файла программы оператором ПК;
- 2) выбор папки необходимой серии изображений томограмм на жестком диске;
- 3) загрузка в оперативную память серию выбранных пользователем изображений (срезов в формате DICOM файлов) исследуемого пациента;

- 4) в случае необходимости, разархивирование области файлов, отвечающей собственно за сами изображения, данное действие производится для всех файлов;
- 5) установление соединения по Wi-Fi с устройством позиционирования;
- 6) фиксирование начальной ориентации устройства позиционирования;
- 7) исполнение следующего цикла пока не нажата кнопка выхода из программы или загрузки другой серии срезов изображений:
 - a. вычисление текущей ориентации (измеряется как сумма полученной в пункте 6 данного алгоритма начальной и поступившей от устройства позиционирования в данный момент информации об изменении ориентации);
 - b. вывод соответствующего среза на экран.

Внешний вид интерфейса программы представлен на рисунке 6.

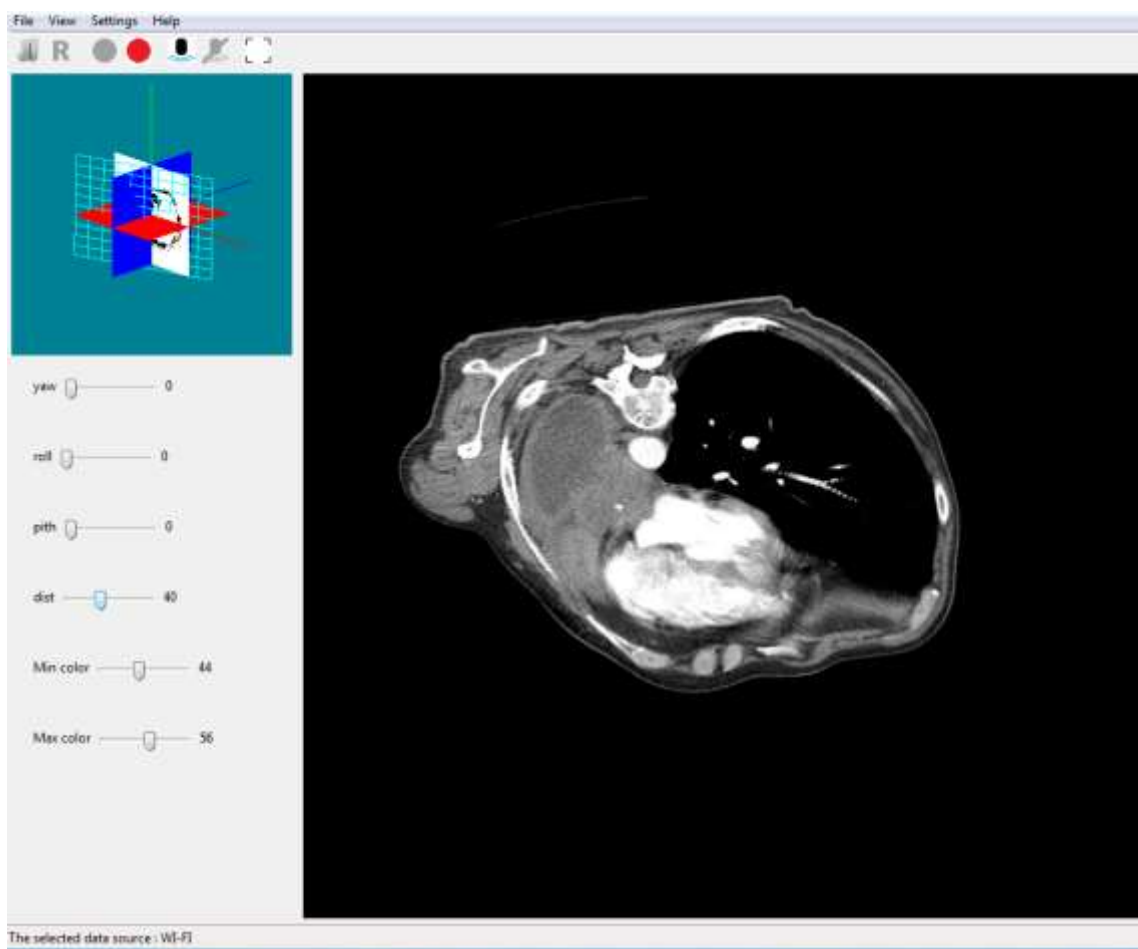


Рис. 6. Внешний вид интерфейса разработанной программы

Тестирование разработанного программно-аппаратного комплекса [4] показало, что срезы выводятся корректно. Скорость вывода на экран произвольных срезов изображения томограмм получилась более чем достаточная – около 29 кадров в секунду, что на 4 кадра в секунду превышает стандартные 25 кадров в секунду, при которых изменение изображения уже кажется плавным и реалистичным.

Вывод

В ходе работы был разработан прототип улучшенной системы УЗИ-диагностики «УЗИ-плюс» - программно-аппаратный комплекс, состоящий из устройства ориентации УЗИ датчика в пространстве и программного обеспечения визуализации снимков томограмм на основании данных от устройства ориентации. Созданный прототип был успешно протестирован.

Список использованных источников

1. Объединение УЗИ и МРТ [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://endosono.ru/menu-kollegam/novosti-meditsiny/242-uzimrt.html>
2. Купирс Ж. Б. Квартенионы и ротационные последовательности // Принстонский университетский журнал. 1999. С. 302.
3. Стандарт DICOM [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://dicom.nema.org/dicom/geninfo/Brochure.pdf>
4. Методы тестирования программного обеспечения [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://valeevildar.narod.ru/software-testing-methods.htm>