

УДК 621.369.6

ГРУППИРОВКА ПЬЕЗОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПЛАСТИН В ЛИНЕЙНОМ УЛЬТРАЗВУКОВОМ ДАТЧИКЕ

А.А. ГОЛОВАЧЕВ, Ю.В. ЯЦКЕВИЧ, Г.М. РЕВЯКО

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
П. Бровка, 6, Минск, 220013, Беларусь*

Поступила в редакцию 20 декабря 2006

Описаны исследования по оптимальной группировке пьезоэлектрических пластин в ультразвуковом датчике, построенном по принципу линейной фазированной решетки. Используя методы корреляционного анализа, определены наилучшие сочетания пьезоэлементов в таком датчике, приводящие к минимальному числу искажений на получаемом изображении. Приведена схема для аппаратной реализации вычисления величины, характеризующей сканируемую точку исследуемой среды.

Ключевые слова: ультразвук, датчик, фокусировка, пьезоэлектрические пластины, группировка.

В последнее время одним из наиболее распространенных методов клинической диагностики стала ультразвуковая диагностика (УЗИ-диагностика). Метод позволяет с помощью ультразвука получать различные изображения мягких тканей человеческого тела — одномерные, двумерные, трехмерные. Вид получаемого таким методом изображения зависит от возможностей применяемого в исследовании прибора. Самой основной частью такого аппарата является датчик — от него, в первую очередь, и зависит, какое изображение может быть получено с помощью прибора [1].

При формировании двумерного УЗИ-изображения чаще всего используются датчики, состоящие из множества пластин, изготовленных из пьезоэлектрических материалов (для возбуждения и регистрации ультразвуковых волн).

Для получения информации о пространственных координатах и физических свойствах исследуемых объектов сканирующими эхоскопами нужно измерять временные задержки и амплитуды эхосигналов, а также определять пространственное расположение ультразвукового луча, соответствующее принимаемым эхосигналам. Известные принципы реализации позволяют определять все три пространственные координаты исследуемых однородностей. Амплитуды регистрируемого эхосигнала определяются в основном градиентами акустического импеданса среды и размерами неоднородностей. Характеристики поглощения и рассеивания ультразвука определяются с помощью спектральных статистических методов или на основе априорных сведений о функциональной зависимости этих величин от пространственных координат распространения ультразвуковых сигналов в исследуемой среде [2].

Для возможности более эффективной обработки получаемого ультразвукового изображения при приеме отраженных сигналов эффективно группировать пьезоэлектрические элементы и использовать принципы фокусировки и отклонения ультразвукового луча.

Обычное двумерное ультразвуковое изображение (В-изображение) всегда содержит большое количество искажений (артефактов). Возникновение большинства из них обусловлено прохождением сигнала по пути от датчика до интересующего объекта. При обработке и формировании изображений необходимо по возможности учитывать и избавляться от

искажений. В промышленно выпускаемых аппаратах точность определения месторасположения объектов отсканированного изображения зависит от опыта врача [3].

Уменьшение влияния человеческого фактора и уменьшение числа искажений может достигаться правильной группировкой пьезоэлектрических пластин. Были проведены исследования по оптимальной группировке пластин в режиме сканирования в линейном ультразвуковом датчике (пластины расположены вдоль линии друг за другом). Для реализации поставленной задачи созданы алгоритм и математическая модель распространения ультразвуковых волн в теле человека.

Исходными данными для анализа являлась информация, полученная программой эмуляции распространения ультразвуковых волн в среде со свойствами, сходными с мягкими тканями человеческого тела.

Результаты моделирования группируются в таблицу, состоящую из 64 столбцов, каждый из которых соответствует состоянию конкретной пластины датчика через периоды 50 нс. Так как предполагаемая математическая модель содержит избыточную информацию (такое разрешение на практике не всегда достижимо) и предполагается, что сканирование производится при абсолютно неподвижном датчике и объекте исследования, то появляется возможность проанализировать информацию и сделать выводы о наиболее целесообразной группировке пластин. В сущности, мы имеем 64 выборки, элементы которых — генерируемые эхоимпульсами напряжения.

Основной задачей являлось определение наилучших сочетаний выборок, дающих самую правильную информацию об объекте, находящемся в фокусе ультразвукового луча, т.е. тех, по которым в дальнейшем можно будет построить изображение.

Обработка данных выполнялась методами корреляционного анализа, позволяющими решить следующие задачи: 1) измерить степень связи явлений; 2) отобрать факторы (отдельные выборки), оказывающие наиболее существенное влияние на результативный признак на основании измерения степени связанности между явлениями; 3) обнаружить ранее неизвестные причинные связи. Корреляция непосредственно не выявляет причинных связей между явлениями, но устанавливает численное значение этих связей и достоверность их наличия.

Основными средствами анализа являются парные, частные и множественные коэффициенты корреляции. В связи с тем что парные коэффициенты корреляции опосредованно учитывают влияние других факторов, для исключения этого влияния определяются частные коэффициенты корреляции.

Парный коэффициент корреляции между K -м и L -м факторами вычисляется по формуле:

$$r_{kL} = \left(\sum_{i=1}^n (x_{ik} - \bar{x}_k)(x_{iL} - \bar{x}_L) \right) / \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_{ik} - \bar{x}_k)^2 \sum_{i=1}^n (x_{iL} - \bar{x}_L)^2}, \quad (1)$$

где r_{kL} — парный коэффициент корреляции; x_{ik} — наблюдение i -й переменной выборки K ; x_{iL} — наблюдение i -й переменной выборки L ; \bar{x}_k — среднее значение выборки K ; \bar{x}_L — среднее значение выборки L .

Частный коэффициент корреляции первого порядка между K -м и L -м факторами характеризует тесноту их линейной связи при фиксированном значении J -го фактора. Он определяется как

$$r_{kL \cdot j} = (r_{kL} - r_{kj} - r_{Lj}) / \sqrt{(1 - r_{kj}^2)(1 - r_{Lj}^2)}, \quad (2)$$

где $r_{kL \cdot j}$ — частный коэффициент корреляции между K -м и L -м факторами; r_{kL} , r_{kj} , r_{Lj} — парные коэффициенты корреляции между соответствующими выборками.

Для определения тесноты связи между текущей K -й переменной и оставшимися переменными, используется выборочный множественный коэффициент корреляции:

$$R_k = \sqrt{1 - D/D_{kk}}, \quad (3)$$

где R_k — множественный коэффициент корреляции; D — определитель матрицы парных коэффициентов корреляции; D_{kk} — определитель матрицы, образованной из матрицы парных коэффициентов корреляции вычеркиванием k -й строки и k -го столбца [4].

В соответствии с формулами для парных (1), частных (2) и множественных (3) коэффициентов корреляции определялось взаимное влияние выборок, и в соответствии с полученными результатами информация о текущей точке выводилась на экран.

Алгоритмом предусмотрено, что информация о сканируемой точке, находящейся в фокусе, собирается с 16 пластин, расположенных в центре датчика из 64 элементов, т.е. с 25-й по 40-ю. В результате для анализа получаем 16 выборок.

Из этих выборок необходимо выбирать подвыборки с некоторым количеством отсчетов, соответствующих информации, принимаемой от точки, для которой и будут вычисляться коэффициенты корреляции.

Для формирования и последующей компоновки других подвыборок, существенно влияющих на исследуемый сигнал, приводили их в соответствие с разностью хода ультразвуковых волн от исследуемой точки до пластины, соответствующей каждой из последовательностей в таблице.

После выполненных преобразований получили 16 факторов, над которыми можно производить арифметические операции. Эти 16 факторов по-разному компоновались для получения на выходе как можно меньшего количества потоков данных, из которых можно получать информацию о точке. Исследовано, что такая компоновка необходима для упрощения структуры прибора до приемлемой. При большом количестве потоков в приборе появляется много дублирующих блоков, а обработка результата занимает большее количество времени, что сказывается на его производительности и качестве получаемого изображения (с увеличением времени сканирования одного кадра уменьшается качество получаемой картинка из-за погрешностей, вызванных движением датчика и исследуемого объекта). Определено, что количество результирующих потоков 2 или 3 будет достаточным.

Вычисления множественных коэффициентов корреляции, выполненные по формуле (3), приводят к большим затратам аппаратного времени, так как требуют большого вычисления парных коэффициентов. Поэтому при исследовании старались избежать ее применения.

Были исследованы возможные варианты сочетания 16 факторов.

Приведем основные полученные зависимости. Самые целесообразные для практической реализации зависимости коэффициентов корреляции от расстояния от датчика для двух потоков приведены на рис. 1.

Крайнее левое положение по горизонтальной оси соответствует расстоянию от датчика 2 см, крайнее правое — 4 см (объект находится на расстоянии 3,5 см, другие объекты на расстоянии 3 и 4 см находятся вне фокуса). Другие полученные зависимости для оптимального сочетания элементов датчика приведены на рис. 1, 2 и 3, оптимальная кривая D приведена на каждом из них.

Из рисунков видно, что самой лучшей зависимостью из приведенных осталась соответствующая кривой D. Структурная схема для аппаратной реализации вычисления, характеризующей исследуемую точку величины, приведена на рис. 4.

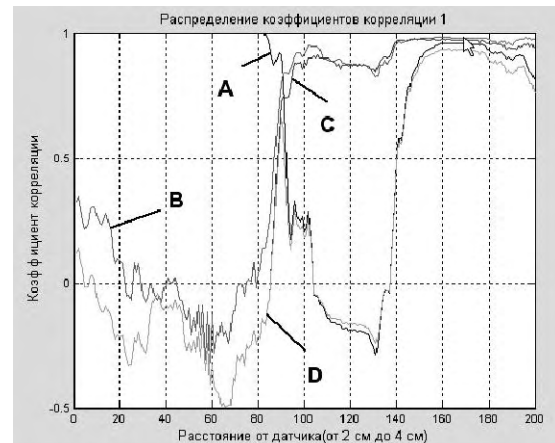


Рис. 1. Различные зависимости коэффициентов корреляции между двумя потоками данных от расстояния до датчика.

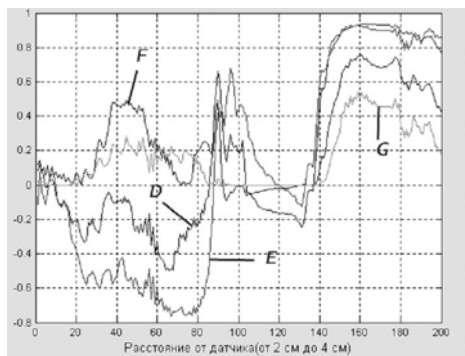


Рис. 2. Зависимости степени близости различных потоков данных от расстояния до датчика

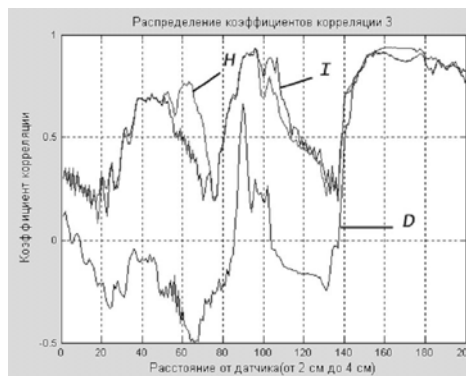


Рис. 3. Зависимости коэффициентов для различных потоков данных от расстояния до датчика

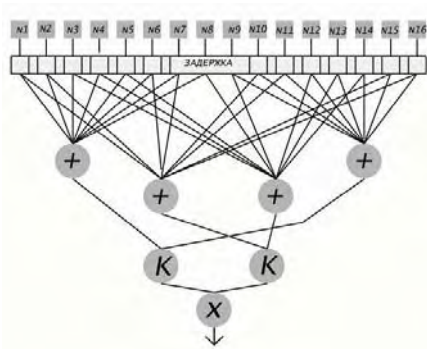


Рис. 4. Структурная схема для вычисления характеристики исследуемой точки. Обозначения: "+" — сумматор; K — коррелятор; x — умножитель

Таким образом, произведен анализ возможных вариантов группировки пластин в датчике и на основе методов корреляционного анализа найдено наиболее целесообразное сочетание пьезоэлектрических элементов для получения изображений с минимальным количеством возможных артефактов, что можно применить в качестве алгоритма формирования информации о точке в приемной части ультразвуковых медицинских сканеров.

GROUPING OF PIEZOELECTRIC PLATES IN THE LINEAR ULTRASONIC TRANSDUCER

A.A. GOLOVATCHEV, Y.V. YATSKEVITCH, G.M. REVYAKO

Abstract

Researches on an optimum grouping of piezoelectric plates in the ultrasonic transducer, constructed by a principle of a linear phased lattice, are described. Using methods of the correlation analysis, the best combinations piezoelectrical elements in transducer, resulting to the minimal number of distortions on the received image are determined. The circuit for hardware realization of calculation of the size, describing a point of the researched environment, is given.

Литература

1. Пьезоэлектрическая керамика: принципы и применение / Пер. с англ. М., 2003.
2. Кайно Г., Гордон С.. Акустические волны: устройства, визуализация и аналоговая обработка сигналов / Пер. с англ. М., 1990.
3. Осипов Л.В., Зыкин Б.И. // Физика и техника ультразвуковых диагностических систем (Часть 4). Артефакты акустического изображения. Медицинская визуализация. 1998. № 3. С. 31–42.
4. Гмурман В.Е.. Теория вероятностей и математическая статистика: Учеб. пособие. М., 1997.