

УДК 534.8

ПРИМЕНЕНИЕ АКУСТИЧЕСКИХ ДАТЧИКОВ В ПРОМЫШЛЕННЫХ И МЕДИЦИНСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

Абакумов В. Г., Трапезон К. А.

Национальный технический университет Украины
«Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина,

Калашников Г. А.

Московский государственный университет им. М. В. Ломоносова, г. Москва, Россия

Тел. +380 (44) 4068080 E-mail: avg@ztri.ntu-kpi.kiev.ua, trapezon@ukr.net

Аннотация. Рассмотрены различные области применения акустических (ультразвуковых) датчиков, как основных детекторов ультразвуковых пьезоэлектрических систем. Отмечены особенности применения датчиков в геофизических и медицинских системах на примерах их использования при анализе компонентного состава грунтов и измерении кровеносного потока в сосудах человека.

Проанализирована работа ультразвуковых датчиков в режиме противопоставления и в диффузном режиме. Указаны основные ограничения, которые должны учитываться при эксплуатации подобных устройств. Приведены рекомендации по установке ультразвуковых датчиков разных типов в электронных системах.

Ключевые слова: акустический датчик, геофизическая система, медицинская система, анализ состава грунта, измерение кровеносного потока, сосуды человека, ультразвуковой датчик в электронной системе.

Постановка задачи

Акустические методы измерения и контроля различных физических параметров находят широкое применение в исследовательских, промышленных и медицинских системах при решении задач разведки полезных ископаемых, при неразрушающем контроле промышленных изделий и их компонентов, медицинских исследованиях и диагностике. Основными компонентами таких систем являются ультразвуковые датчики, позволяющие осуществлять бесконтактное определение положения объектов и измерения расстояний на любых производствах, сопряженных с появлением пыли, пара или дыма, причем определяемый объект может быть любой формы, любого цвета и состоять из разных материалов.

Важной особенностью акустических методов является возможность по результатам измерений определить компонентный состав грунтов на различных глубинах при бурении скважин в процессе проведения геологоразведочных работ. Это позволяет по результатам измерений создать модель внутренней структуры слоев обследуемого региона и прогнозировать возможность наличия полезных ископаемых. Кроме того, ультразвуковые датчики эффективно используются для измерения динамических параметров потока жидкостей и текучих смесей во многих промышленных и медико-биологических применениях [1].

Определим особенности использования ультразвуковых датчиков при решении различных измерительных задач, возможности нахождения существенно информативных для решения конкретной задачи параметров исследуемых объектов, непосредственно не определяемых в процессе измерений, а рассчитываемых на основе полученных экспериментальных данных.

Выбранный метод решения

Типичными для ультразвуковых датчиков являются такие режимы работы: режим противопоставления, для которого характерно разделение функций излучателя и приемника путем использования двух пьезоэлементов, один из которых излучает звуковую волну, а

второй её принимает, и диффузный режим, при котором один и тот же пьезоэлемент совмещает функции передающего (излучателя) и приемного устройства, улавливая рассеянные волны, которые отражаются от объекта. В обоих режимах основной измерительной процедурой является определение времени, прошедшего между моментом излучения импульса и моментом, когда отраженный импульс вернулся в датчик. Измеренные значения временных интервалов в совокупности с измеренными значениями амплитуды зафиксированных приемником сигналов дают возможность определять расстояния до исследуемых объектов, характеристики среды распространения ультразвуковых колебаний (компонентный состав, плотность, скорость движения и др.), рельеф поверхности отражающих объектов и т.п.

Принцип работы ультразвуковой измерительной системы, в состав которой входят пространственно разнесенные излучатель и приемник иллюстрирует рис.1. Основное назначение излучателя – формирование короткого ультразвукового импульса. При этом осуществляется запуск таймера (на рисунке не показан). В момент, когда отраженный от объекта ультразвуковой импульс вернется обратно в датчик, таймер останавливается. Расстояние до исследуемого объекта определяется делением времени, отсчитанного таймером, на скорость звука.

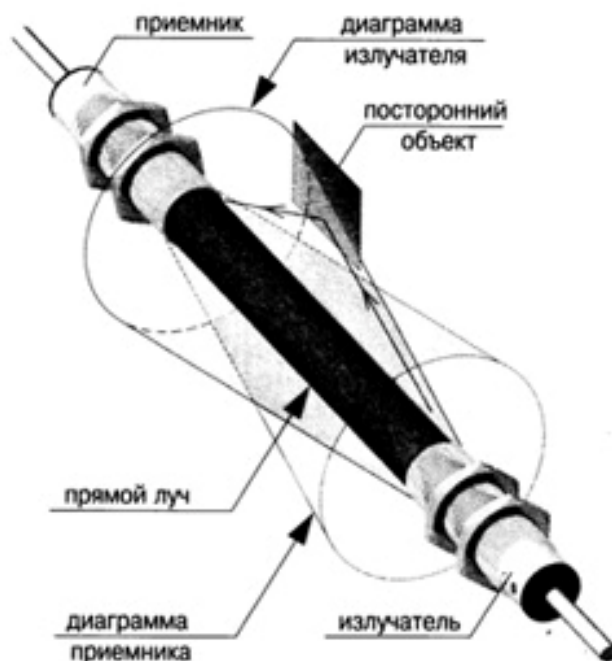


Рисунок 1. Схематическое изображение датчика

Проведенные испытания показали, что подобная конструкция датчика позволяет измерять расстояния до таких объектов, как сыпучие вещества, прозрачные или сильно отражающие поверхности, но малоэффективна в случаях, когда объекты состоят из поглощающих и рассеивающих ультразвуковые колебания материалов или покрыты ими.

Ультразвуковые датчики конвертируют электрические сигналы в ультразвуковые колебания и формируют электрические сигналы, получая отраженные эхосигналы от исследуемых объектов, которыми в медицинских исследованиях являются ткани внутренних органов пациента. В идеале датчик должен быть эффективен как излучатель и чувствителен как приемник, обеспечивать стабильные характеристики излучаемых импульсов, а также принимать широкий диапазон частот, отраженных от исследуемых тканей. Увеличение частоты излучаемых колебаний сопровождается улучшением пространственной разрешающей способности измерительно-диагностирующих ультразвуковых систем с одновременным уменьшением глубины проникновения излучаемых колебаний в исследуемые ткани (вещества). Поэтому высокочастотные датчики обеспечивают лучшее качество изображения при исследовании не глубоко расположенных тканей, тогда как

низкочастотные датчики позволяют обследовать более глубоко расположенные органы, уступая высокочастотным по качеству изображения. Это противоречие является основным определяющим фактором при эксплуатации датчиков. В ежедневной клинической практике применяются различные конструкции датчиков: представляющие собой диски с одним элементом, а также объединяющие несколько элементов, расположенных по окружности или вдоль длины датчика, создающие изображения различных форматов, которые необходимы или предпочтительны при проведении диагностики различных органов.

Проанализирована работа ультразвуковых датчиков потока двух типов для медицинских целей, основой построения которых является описанная выше конструкция. При использовании датчиков первого типа (измерение времени прохождения сигнала) необходимо учитывать, что скорость звука, распространяющегося в движущейся среде, равна скорости относительно этой среды плюс скорость движения самой среды. Пример конструктивного выполнения датчиков иллюстрирует рис.2



Рисунок 2. Датчики кровеносного потока

В датчиках второго типа фиксировалось изменение (доплеровский сдвиг) частоты ультразвуковой волны при ее рассеянии движущейся средой. Поскольку рассеиваемая мощность пропорциональна четвертой степени частоты, в измерителях потока для увеличения детектируемой мощности ультразвуковой волны, рассеиваемой движущимися красными кровяными тельцами, целесообразно увеличивать рабочую частоту. Компромисс достигается при выборе рабочей частоты в диапазоне от 2 до 10 МГц.

Датчики первого типа широко применяются в промышленности и пригодны также для респираторных измерений и измерений потока крови. Особый интерес представляет способ расположения датчика. Представляется целесообразным закреплять преобразователи на внешней поверхности трубы или кровеносного сосуда, что исключает ограничение потока. Отмечается [2], что ультразвуковые измерители потока были опробованы в качестве пневмотахометров – для измерения мгновенного значения объемного расхода вдыхаемого или выдыхаемого газа.

Полученные результаты

Проверены на практике ограничения, которыми обладают ультразвуковые датчики. Так, в качестве заграждающего материала было выбрано химическое соединение – пена, с целью проверки степени поглощения ультразвуковых колебаний. Установлено, что такое поглощение уменьшает измеряемую дистанцию (пропорционально корню кубическому от расстояния до объекта). В качестве эксперимента были использованы ультразвуковые датчики серии "Advisor", которые излучали импульс в виде широкого конуса (рис.1), что

также ограничивает возможность измерения расстояния до небольших объектов, увеличивая уровень помех от других объектов, которые могут находиться в зоне чувствительности датчика. При этом абсолютная погрешность измерения расстояния составила $\pm 2-4$ см.

Литература

1. Абакумов В.Г., Рыбин А.И., Сватош Й. Системы отображения в медицине. – К.:Юниверс, 2001. – 320 с.
2. Брянцева Л.А. Дыхание при гипербарии. Физиология дыхания / Отв. ред. И.С. Бреслав и Г.Г. Исаев. – Спб.: Наука, 1994. – С. 640 – 653.