



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ

(52) СПК
A61B 8/00 (2020.02); A61B 5/01 (2020.02)

(21)(22) Заявка: 2019144639, 27.12.2019

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
27.12.2019

Дата регистрации:
12.05.2020

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 27.12.2019

(45) Опубликовано: 12.05.2020 Бюл. № 14

Адрес для переписки:

195251, Санкт-Петербург, ул. Политехническая,
29, ФГАОУ ВО "СПбПУ", Центр
интеллектуальной собственности и трансфера
технологий

(72) Автор(ы):

Беркович Александр Ефимович (RU),
Лысенков Илья Сергеевич (RU),
Тихомолова Людмила Геннадьевна (RU),
Юхнев Андрей Данилович (RU)

(73) Патентообладатель(и):

федеральное государственное автономное
образовательное учреждение высшего
образования "Санкт-Петербургский
политехнический университет Петра
Великого" (ФГАОУ ВО "СПбПУ") (RU)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: US 2019160309 A1, 30.05.2019. WO
2018060502 A1, 05.04.2018. US 2004030227 A1,
12.02.2004. WO 2019168816 A, 1 06.09.2019. RU
2635481 C2, 13.11.2017.

(54) Устройство для измерения зависимости скорости звука от температуры в образцах тканезквивалентных и биологических материалов

(57) Реферат:

Полезная модель относится к области биомедицинской техники и, в частности, к устройствам, предназначенным для определения зависимости параметров звука от температуры, используемой в ультразвуковой термометрии при осуществлении процедуры термической абляции, преимущественно, злокачественных новообразований. Сущность полезной модели состоит в том, что в устройстве для измерения зависимости скорости звука от температуры в образцах тканезквивалентных и биологических материалов, содержащем ёмкость для жидкости, эта ёмкость выполнена в виде оболочки с замкнутым объёмом, состоящей из двух равновеликих частей, в каждой из которых размещён один из элементов акустической ячейки, при этом, наряду с последней, в оболочке смонтирована дополнительная акустическая ячейка, чьи элементы установлены с зазором друг

относительно друга и размещены в частях оболочки рядом с одноимёнными элементами основной акустической ячейки и параллельно им, при этом каждая из частей оболочки снабжена штуцером, обеспечивающим вместе с полостью оболочки проточную систему для термостатированной жидкости. При этом верхняя часть оболочки снабжена сквозным отверстием для ввода в полость оболочки температурного датчика. Технический результат заключается в том, что эталонное измерение и измерение образца материала осуществляются одновременно за счёт параллельного размещения в оболочке устройства двух акустических ячеек, что значительно сокращает время проведения исследования для одного образца материала и, таким образом, увеличивает производительность исследовательских работ. 1 з.п. ф-лы, 3 ил.

Устройство для измерения зависимости скорости звука от температуры в образцах тканезквивалентных и биологических материалов.

Полезная модель относится к области биомедицинской техники и, в частности, к устройствам, предназначенным для определения зависимости параметров звука от температуры, используемой в ультразвуковой термометрии при осуществлении

процедуры термической абляции, преимущественно, злокачественных новообразований. В медицинской практике среди различных источников энергии особое место занимает ультразвуковое излучение, которое может использоваться в качестве диагностического, терапевтического и контролирующего средства.

Ультразвуковые методы диагностики в течение долгого времени основывались, прежде всего, на применении эхо-импульсного принципа, т.е. на использовании сигналов, приходящих из исследуемой области среды после ее облучения волновым пакетом. Однако объем данных в принимаемых аналоговых сигналах настолько велик, что до недавнего времени, удавалось использовать лишь малую часть заключенной в них информации за счет применения самых простых методов цифровой обработки сигналов. В то же время, за относительно короткий промежуток времени ультразвуковая диагностика прошла путь от одномерной эхографии, дававшей весьма небольшой объем информации, до сложного сканирования в режиме реального времени, позволяющего добиться визуализации не только органов и систем, но и их структурных элементов. Применение эффекта Доплера позволяет исследовать движущиеся структуры, в частности кровотоков, при этом вид и состав получаемой информации может быть довольно сложным, как, например, в диагностических аппаратах с цветным доплеровским картированием.

Второе направление применения УЗИ в медицине связано с использованием фокусированного ультразвука. Этот подход является качественно новым для терапевтической практики. Кратко, идея фокусированного ультразвука заключается в концентрации акустических волн в фокальной области, внутри которой интенсивность акустического возмущения будет максимальной. Привлекательность этого метода заключается в том, что он позволяет получить достаточно сильное разрушающее воздействие в глубине ткани без нанесения вреда верхним слоям кожи.

Наиболее простым способом получения фокусированного ультразвука является использование собирающих акустических линз. Для этого чаще всего используется керамический излучатель в форме фрагмента эллипсоида вращения.

Теоретическая оценка интенсивности акустического излучения в фокальной области показывает, что интенсивность в фокальной области может несколько сот раз превосходить излучаемую интенсивность. Исходя из этого, можно выбрать такую начальную интенсивность, чтобы внешняя материя, через которую ультразвук распространяется к фокальной области, осталась неповрежденной.

Разделяют два способа воздействия фокусированного ультразвука на ткань.

Первый способ воздействия – механический. Используется при коротком импульсном воздействии акустическими сигналами высокой интенсивности. При этом, под действием ультразвука в межклеточной жидкости, происходит образование и активизация газовых пузырьков, которые приводят к возникновению акустических микропотоков и высоким сдвиговым напряжениям. Под действием этих напряжений пузырьки схлопываются и образуют большие давления, приводящие к разрыву ткани. При этом клетка разрушается и уменьшается в размерах.

Другой способ воздействия – термический. Данный тип воздействия используется при длительном облучении ультразвуком с относительно низкой интенсивностью. При

этом акустическая энергия поглощается крупными молекулами, что, впоследствии, приводит к их нагреванию. Наиболее ярко тепловой эффект проявляется в коллагенсодержащих тканях. Известно, что интенсивное термическое воздействие приводит к разрушению клеток, на этом принципе и основан термический метод
5 разрушения тканей (термическая абляция).

При больших интенсивностях становится возможным разрушение клеток благодаря термическому воздействию на протяжении определенных промежутков времени. Причем, следует отметить, что большинство клеток злокачественных опухолей и беззлокачественных организмов, более чувствительны к гипотермии. Поэтому прогрев злокачественных
10 образований может приводить к избирательному уничтожению клеток.

Основной целью применения ультразвука в онкологии является нагревание ткани опухоли до температур, используемых в гипертермии (42–45 °), сохраняя при этом нормальные ткани при обычной температуре. Потенциальная опасность такого применения связана с возможностью нанести вред нормальным тканям, окружающим
15 опухоль, или разнести по организму злокачественные клетки, провоцируя тем самым метастазирование.

Точная локализация акустического пучка должна минимизировать риск для нормальных тканей. Кроме того, нормальная мышечная ткань реагирует на повышение температуры увеличением кровотока, вызывая охлаждение ткани.

В этих условиях возникает необходимость неразрушающего контроля температуры непосредственно в месте абляции (фокальная область), а также окружающих структур, с целью защиты последних от чрезмерно высокой тепловой энергии. Средством такого контроля является ультразвуковой зонд, отражённый сигнал которого, собранный соответствующим датчиком, идентифицирует изменение скорости звука с изменением
20 температуры тканей и результат отображается. Описанный процесс контроля температуры получил определение «ультразвуковая термометрия», методические, технологические и технические основы которой находятся на стадии интенсивного развития в настоящее время. В частности, технические решения, развивающие направление ультразвуковой термометрии, описаны в ряде патентов, например, WO
25 2019/1568816 (аналог US 201902620734), EP 3060156, CN 101507614 и т.д.

Для мониторинга гипертермии биологических тканей необходимо знание температурной зависимости скорости ультразвука в этих тканях, в конечном итоге, с целью обеспечения визуальной термометрии в процессе абляции.

Известна конструкция устройства для измерения зависимости скорости звука от температуры в образцах биологических материалов (<http://dx.doi.org/10.1016/j.ultras.2017.09.003>, v.82, p.246-251), содержащая ёмкость для жидкости, выполненную в виде открытой ванны в форме параллелепипеда. На днище ванны установлена акустическая ячейка, представляющая собой блок, образованный совокупностью вертикально ориентированных пластин, связанных между собой с помощью
35 горизонтальных направляющих резьбовых стержней, относительно которых пластины имеют возможность установочного перемещения. В блоке имеется шесть пластин, распределённых в блоке попарно. Крайние пары пластин являются опорами для элементов акустической ячейки, т.е. излучателя и приёмника ультразвукового излучения. Конструкция блока обеспечивает соосность взаимного положения названных элементов,
40 в зазоре между которыми установлена третья пара пластин, служащих держателем образца материала, просто зажимаемого между пластинами. Следует отметить, что под содержанием определения «образца» понимается как биологический, так тканезквивалентный материалы (далее материалы или материал). На днище ванны

уложены нагревательные элементы, обеспечивающие нагрев жидкости, температура которой регулируется средством контроля, представляющим собой специальный градусник. Последним отслеживается заданный температурный градиент жидкости в процессе проводимого эксперимента. Кроме того, для повышения точности измерений температуры в зоне расположения образца используется дополнительный ртутный градусник. Измерительная база, сопровождающая работу устройства, содержит генератор ультразвуковых импульсов, персональный компьютер, осциллограф и блок питания, охваченные между собой линиями связи. В качестве жидкости, преимущественно, предлагается использование дистиллированной воды.

Процесс измерения зависимости скорости ультразвука от температуры (далее - измерение) начинается с осуществления эталонного измерения указанной зависимости для дистиллированной воды, которой заполняется ванна. После этого, в держатель помещается образец исследуемого материала и проводится измерение скорости ультразвука. При этом эталонное измерение проводится перед каждой дискретно назначаемой температурой.

Процедура исследования по определению искомой зависимости для каждого образца требует чередования эталонных измерений с измерением образца, т.е. процедура циклична. При этом для эталонных измерений требуется каждый раз извлекать образец материала из держателя, а затем, перед очередным измерением образца помещать его снова в держатель. Каждый такой цикл требует восстановления температурного режима в ванне до необходимого для данного цикла. Такой режим измерений, связанный с ручным трудом.

Таким образом, задачей полезной модели является сокращение временных затрат на проведение исследований зависимости скорости ультразвука от температуры.

Поставленная задача реализуется за счёт того, что в устройстве для измерения зависимости скорости звука от температуры в образцах тканеэквивалентных и биологических материалов, содержащем ёмкость для жидкости, снабжённую средствами нагрева и его контроля, задающими температурный градиент, при этом в ёмкости смонтирована акустическая ячейка, включающая пару элементов - излучатель и приёмник ультразвукового излучения, размещённые в ёмкости соосно и с зазором, в котором расположен держатель образца материала, ёмкость выполнена в виде оболочки с замкнутым объёмом, состоящей из двух равновеликих частей, в каждой из которых размещён один из двух элементов акустической ячейки, при этом, наряду с последней, в оболочке смонтирована дополнительная акустическая ячейка, чьи элементы установлены с зазором друг относительно друга и размещены в частях оболочки рядом с одноимёнными элементами основной акустической ячейки и параллельно им, при этом каждая из частей оболочки снабжена штуцером, обеспечивающим вместе с полостью оболочки проточную систему для термостатированной жидкости. Кроме того, верхняя часть оболочки снабжена сквозным отверстием для ввода в полость оболочки температурного датчика.

Технический результат заключается в том, что эталонное измерение и измерение образца материала осуществляются одновременно за счёт параллельного размещения в оболочке устройства двух акустических ячеек, что значительно сокращает время проведения исследования для одного образца материала и, таким образом, увеличивает производительность исследовательских работ.

На чертежах, прилагаемых к описанию, даны следующие изображения:

- на фиг. 1 – продольный разрез оболочки по плоскости осей элементов акустических ячеек;

- фиг. 2 – разрез оболочки по А – А;
- фиг. 3 – 3d-изображение оболочки;
- фиг. 4 – схематическое изображение оболочки с элементами измерительной системы.

5 Устройство, заявленное в качестве полезной модели, представляет собой оболочку 1 цилиндрической формы с замкнутым внутренним объёмом, которая образована из двух равновеликих частей: верхней - 2 и нижней - 3. Обе части соединяются между собой через фланцы 4, скрепляемые болтами 5. Во внутренней полости оболочки 1 смонтированы две акустические ячейки 6 и 7, первая из которых предназначена для
10 измерения скорости ультразвука в дистиллированной воде и является эталонной, а вторая предназначена для измерения скорости ультразвука в образце биологического материала 8.

Активные элементы обеих ячеек, т.е. пара - излучатель и приёмник, выставлены параллельно друг другу и с одинаковым зазором «h» между элементами, при этом
15 излучатели размещены в части 2 оболочки, а приёмники – в части 3. Образец материала 8 располагается на держателе в виде стола 9, коаксиально смонтированным с приёмником акустической ячейки 7. Каждая из частей оболочки 1 снабжена своим штуцером 10, образующими совместно с внутренней полостью оболочки 1 проточную систему для термостатированной дистиллированной воды. В верхней части 2 оболочки
20 предусмотрено отверстие 11 для температурного датчика (на чертеже не показан), контролирующего температуру воды непосредственно внутри оболочки 1. Измерительная система, обслуживающая устройство по полезной модели, содержит термостат 12, рабочая камера которого связана шлангами 13 через штуцеры 10 с внутренней полостью оболочки 1, генератор ультразвукового излучения 14, осциллограф
25 15, компьютер 16 и источник питания 17. Всё названное оборудование измерительно системы охвачено общей системой управления.

Используют устройство следующим образом.

Оболочку 1 разделяют на части 2 и 3. Образец биологического материала 8, предварительно подготовленный по соответствующей методике и с размером по
30 толщине равным «h» укладывают на стол 9. Затем обе части оболочки соединяют между собой и в работу включается термостат 12, в котором осуществляется нагрев дистиллированной воды до начальной температуры исследования. Далее, полость оболочки 1 заполняют водой и осуществляют её циркуляцию по шлангам 13 между оболочкой и термостатом до момента достижения необходимой температуры в полости
35 первой и её стабилизации, что определяется температурным датчиком, вставляемым в отверстие 11. Включением в работу источника 17, генератора 14, осциллографа 15 и компьютера 16 осуществляют первый замер скорости ультразвука в каждой из ячеек при установленной в оболочке температуре. Дискретно поднимая температуру воды в оболочке, осуществляют дальнейшие измерения и их фиксацию.

40

(57) Формула полезной модели

1. Устройство для проведения исследования зависимости скорости звука от температуры в образцах тканеэквивалентных и биологических материалов, содержащее оболочку, образованную равновеликими верхней и нижней частями, соединенными
45 фланцами, во внутренней полости которой установлены параллельно друг другу эталонная и предназначенная для образца биологического материала акустические ячейки, при этом каждая из акустических ячеек имеет излучатель и приемник, установленные с одинаковым зазором между излучателем и приемником, излучатели

ячеек размещены в верхней части, а приемники – в нижней части оболочки, каждая из частей оболочки снабжена штуцером, при этом штуцеры размещены на оболочке с возможностью образования проточной системы, а на верхней части имеется сквозное отверстие для размещения температурного датчика.

- 5 2. Устройство по п.1, отличающееся тем, что приемник акустической ячейки, предназначенной для образца биологического материала, имеет держатель в виде стола для размещения образца.

10

15

20

25

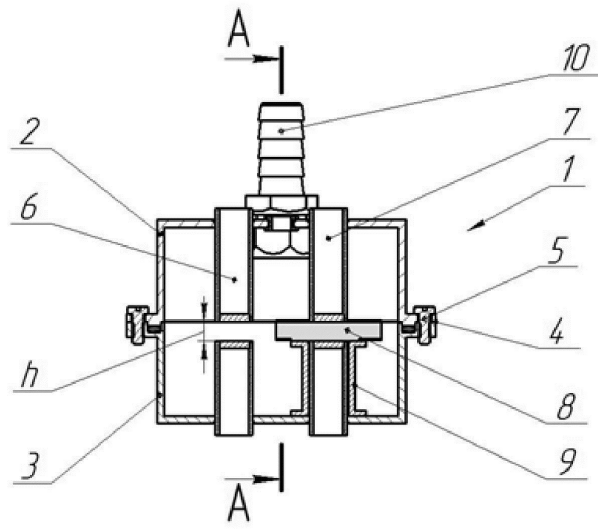
30

35

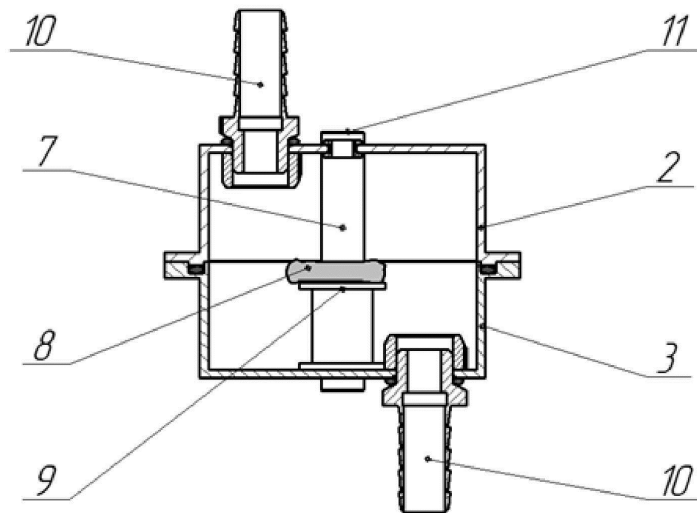
40

45

1

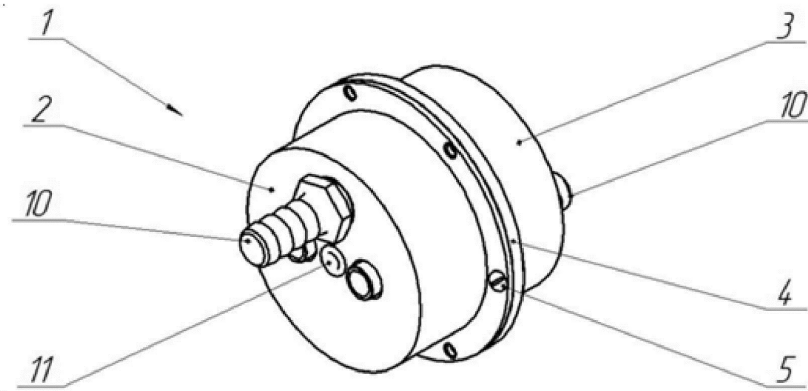


Фиг. 1

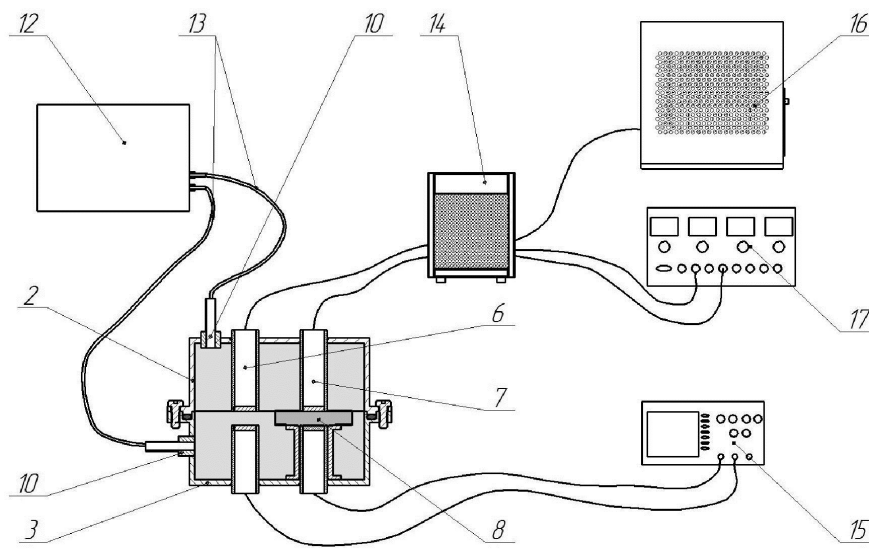


Фиг. 2

2



Фиг. 3



Фиг. 4