

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 964 508**

51 Int. Cl.:

G10K 11/18	(2006.01)
A61B 8/00	(2006.01)
G01S 15/00	(2010.01)
H02J 50/15	(2006.01)
H02J 50/80	(2006.01)
H02J 50/90	(2006.01)
H04B 11/00	(2006.01)
A61B 5/00	(2006.01)
H02J 50/40	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **19.05.2021 PCT/US2021/033053**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **02.12.2021 WO21242580**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.05.2021 E 21732667 (7)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.08.2023 EP 4097715**

54 Título: **Mitigación de la absorción de señal de onda mecánica en múltiples dispositivos de captura de energía**

30 Prioridad:

29.05.2020 US 202063032023 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
08.04.2024

73 Titular/es:

**CBN NANO TECHNOLOGIES INC. (100.0%)
145 Richmond Road
Ottawa, ON K1Z 1A1, CA**

72 Inventor/es:

HOGG, TAD

74 Agente/Representante:

DEL VALLE VALIENTE, Sonia

ES 2 964 508 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Mitigación de la absorción de señal de onda mecánica en múltiples dispositivos de captura de energía

5 La presente solicitud se refiere al funcionamiento de grandes números de dispositivos que absorben una señal de onda mecánica tal como una señal acústica.

Los dispositivos remotos pueden servir para una variedad de usos. Las señales se usan con frecuencia para alimentar dispositivos y/o para comunicarse con dispositivos. Para los dispositivos que funcionan dentro de un material transmisor adecuado, dichas señales pueden transmitirse como ondas mecánicas; para entornos líquidos, se emplean frecuentemente ondas de presión (denominadas en la presente memoria generalmente como “señales acústicas”). Como ejemplos de operaciones del dispositivo donde se emplean señales acústicas, las patentes de EE. UU. 8.743.659; 8.743.660; 8.755.252; 8.760.972; 8.787.115; 8.837.258; y 10.024.950 describen señales de potencia y/o comunicaciones transmitidas a, desde y/o entre dispositivos que pueden tener tamaño de microescala o nanoescala. En un ejemplo de una aplicación adecuada, dichos dispositivos pueden operar dentro del cuerpo de un organismo con fines médicos.

El documento “Wireless Optogenetic Nanonetworks: Device Model and Charging Protocols”, de Stefanus A. Wirdatmadja y col., ARXIV.ORG, Cornell University Library, 201 Olin Library Cornell University Ithaca, NY 14853, 20 de junio de 2017, describe el concepto de dispositivos de nanoredes optogenéticas inalámbricas (WiOptND) que podrían abordar el problema del despliegue a largo plazo y también apuntar a la estimulación de una sola neurona. El WiOptND está equipado con un LED en miniatura que puede estimular la neurona genéticamente modificada y al mismo tiempo recoger energía de las vibraciones ultrasónicas. El documento investiga el comportamiento de la propagación de la luz en el tejido cerebral. Se proponen varios protocolos de carga para minimizar la cantidad de energía requerida para la carga.

El documento de MISRA SUDIP Y COL: “Long-Term Alleviation of Parkinsonian Resting Tremor Using Wireless Optogenetic Nanonetworks”, IEEE TRANSACTIONS ON NANOBIOSCIENCE, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NY, US, vol. 19, no. 3, 12 Marzo 2020 (2020-03-12), pp. 403-409, ISSN: 1536-1241, DOI 10.1109/TNB.2022979781 discute redes optogenéticas inalámbricas de polvos neuronales para proporcionar una solución a largo plazo para el alivio del tumor en reposo. En interfaz con los polvos neurales, cada una de las neuronas del núcleo subtalámico puede controlarse y estimularse mediante ondas ultrasónicas que se transmiten desde uno o varios transductores subdurales colocados en la duramadre del cerebro. Para abordar las tareas desafiantes de cargar y abordar cada uno de los polvos neuronales, se propone un protocolo de direccionamiento instantáneo de un solo tiempo, que supera el estado del protocolo de carga paralela de la técnica. La idea básica del protocolo es que selecciona los patrones de enriquecimiento con mayor frecuencia en un solo instante de tiempo y asigna el patrón con una frecuencia ultrasónica.

El documento de MOHAMMAD MERAJ GHANBARI Y COL: “A Sub-mm³ Ultrasonic Freefloating Implant for Multi-mote Neural Recording”, ARXIV.ORG, CORNELL UNIVERSITY LIBRARY, 201 OLIN LIBRARY CORNELL UNIVERSITY ITHACA, NY 14853, 19 May 2019 (2019-05-19), describe un implante ultrasónico de flotación libre sub-mm³ para grabación neuronal de múltiples motas. El implante utiliza un único enlace de ultrasonido para la recolección de potencia inalámbrica y la telemetría de retorno de datos analógicos. Se demuestra la alimentación simultánea y la comunicación con dos motas flotantes libres sin requerir un transductor externo especializado, por ejemplo, conformado por haz.

El documento WO 2015/187742 A2 describe redes de sensores flotantes, que comprenden boyas flotantes con sensores y capacidades de recolección de energía. Las boyas pueden controlar su flotabilidad y movimiento y pueden organizar la comunicación de manera distribuida. Algunas boyas pueden tener vehículos submarinos atados con un sistema de enrollado inteligente que permite a los vehículos sumergirse en las profundidades del agua mientras permanecen en comunicación y conexión con las boyas.

El documento US 10 024 950 B1 describe dispositivos y métodos para comunicar, energizar, conformar campos y crear campos usando uno o más macro-dispositivos y uno o más micro-dispositivos, o una pluralidad de micro-dispositivos. El documento proporciona dispositivos y métodos para usar la acústica para comunicarse entre uno o más transceptores a escala macro y uno o más micro-dispositivos, o entre múltiples micro-dispositivos. Los micro-dispositivos pueden dispersar o reflejar pasivamente el sonido de un transceptor, generar activamente sonido o ambos. Las ondas acústicas también pueden proporcionar energía a un micro-dispositivo, o pueden dirigirse a otros fines tales como crear calentamiento localizado, cizallamiento o movimiento. Los micro-dispositivos pueden actuar en concierto para crear o formar campos de sonido. La atenuación de una señal de onda mecánica causada por muchos dispositivos que absorben la señal puede ser mitigada por métodos de funcionamiento, por ejemplo, donde las propiedades y/o acciones de los dispositivos se ajustan para reducir la absorción de la señal por dispositivos que están ubicados más cerca de una fuente de transmisión de señal (que se define generalmente en términos de propagación de señal, no necesariamente simplemente por distancia). Según la invención, se proporciona un método para operar una pluralidad de dispositivos. Según la invención, los dispositivos están configurados para extraer energía de una señal de onda mecánica, comprendiendo el método los pasos de:

distribuir los dispositivos a lo largo de un material transmisor;

transmitir una señal de onda mecánica en el material transmisor desde al menos una fuente de transmisión; y

ajustar la operación de los dispositivos basándose en su proximidad a la fuente de transmisión para limitar la atenuación de la señal de onda mecánica, que es causada por la extracción de la energía de onda mecánica por los dispositivos más cercanos a la fuente de transmisión, como se recibe por al menos una ubicación seleccionada más lejos de la fuente de transmisión.

Por consiguiente, un número de dispositivos se distribuyen por todo un material transmisor, y una señal de onda mecánica se transmite al material transmisor desde al menos una fuente de transmisión (por ejemplo, un transductor). El funcionamiento de los dispositivos se puede ajustar con el fin de limitar la atenuación de la señal causada por aquellos dispositivos que están más cerca de la fuente de transmisión, como se recibe por al menos una ubicación seleccionada que es más alejada de la fuente de transmisión. La señal de onda mecánica puede usarse para diversos fines, tal como para proporcionar energía a los dispositivos y/o para comunicar a los dispositivos, y la ubicación seleccionada podría ser una ubicación específica en el material transmisor (por ejemplo, cuando funciona en un organismo biológico, la ubicación seleccionada podría ser una parte del cuerpo específica del organismo) o una ubicación relativa (por ejemplo, la ubicación seleccionada podría ser simplemente la región en el material transmisor mayor que una cierta distancia de la o las fuentes de transmisión, o podría ser un dispositivo particular o grupo de dispositivos que son más de la fuente de transmisión). De manera similar, la "proximidad" a la fuente de transmisión podría tratarse como una proximidad relativa (por ejemplo, dispositivos más cercanos con respecto a otros dispositivos), podría ser una proximidad absoluta (por ejemplo, todos los dispositivos dentro de una distancia especificada) o proximidad según lo determinado por otros factores (tal como en base a la intensidad de la señal recibida, independientemente de la distancia física real de la fuente de transmisión). En los ejemplos descritos en la presente descripción, la mitigación de la atenuación se aborda mediante el uso del ejemplo de señales de ondas de presión (denominadas en la presente descripción "señales acústicas").

En un grupo de métodos, el funcionamiento de los dispositivos más cerca de la fuente de transmisión se ajusta para reducir su absorción de la señal mientras funcionan. Los dispositivos podrían desactivar algunas de las estructuras que usan para absorber la señal, y/o podrían ajustarse dichos dispositivos para reducir su absorción mientras permanecen activos (tales como limitando el intervalo sobre el cual tales estructuras responden a variaciones de presión y/o limitan su velocidad de respuesta). Los dispositivos más cercanos pueden detener toda la absorción activa para períodos coordinados; dichos períodos pueden coordinarse, por ejemplo, basándose en el tiempo o por una señal de control transmitida. En algunos casos, solo aquellos dispositivos que cumplen con criterios de ubicación particulares dejan de absorber activamente la señal. En un ejemplo, los dispositivos pueden cesar (o reducir significativamente) la absorción solo si están ubicados dentro de una trayectoria entre la fuente de transmisión y la ubicación seleccionada. Cuando se usa una señal de control para coordinar la acción, dicha señal de control puede transmitirse desde varias ubicaciones, tal como desde la fuente de transmisión, o desde uno o más para los propios dispositivos. Por ejemplo, un dispositivo que necesita realizar una operación que requiere una fuerte intensidad de la señal de onda mecánica podría transmitir una señal de control para dispositivos que están ubicados entre ella y la fuente de transmisión más cercana para detener temporalmente las operaciones para evitar la atenuación de la señal, como se recibe por el dispositivo que transmite la señal de control.

En otro grupo de métodos (que en muchos casos se solapan con el grupo anterior), el funcionamiento de los dispositivos se ajusta para reducir su absorción de la señal en función de su ubicación. Como se señaló anteriormente, los dispositivos pueden detener o reducir la absorción activa en función de su ubicación (ya sea que responde o no a una señal de control, tal como se discutió anteriormente). Cuando los dispositivos tienen capacidad de posicionamiento, pueden moverse (o evitar movimiento) para evitar una trayectoria entre la fuente de transmisión y la ubicación seleccionada. En algunos métodos, los dispositivos que funcionan más cerca de la fuente de transmisión están diseñados para absorber menos de la señal de onda mecánica que los dispositivos operados además de la fuente de transmisión.

En otro grupo de métodos (que de nuevo pueden solaparse con los métodos discutidos anteriormente), la señal de onda mecánica se transmite en más de una frecuencia, y la frecuencia a la que los dispositivos absorben activamente la señal se ajusta para reducir la atenuación; por ejemplo, pueden recibir en una frecuencia basándose en su proximidad a la fuente de transmisión. Como un ejemplo, esos dispositivos que están ubicados más cerca de la fuente de transmisión pueden absorber una señal de frecuencia más alta que esos dispositivos ubicados más lejos.

La Figura 1 es una vista isométrica que ilustra un conjunto de pistón que puede proporcionar un ejemplo de un componente para absorber una señal acústica para su uso por un dispositivo.

La Figura 2 ilustra un ejemplo de cómo la respuesta de un conjunto de pistón a pequeña escala tal como se muestra en la Figura 1 puede ajustarse mediante láminas superpuestas que forman un resorte de fuerza constante ajustable que resiste el desplazamiento de un pistón con relación a una carcasa; fuerzas atractivas tales como atracción de Van der Waals entre las láminas proporcionan una resistencia al desplazamiento del pistón.

La Figura 3 es un gráfico que ilustra factores de resistencia viscosa para el conjunto de pistón mostrado en la Figura 1 en función de su desplazamiento, en comparación con el valor para un disco aislado que se mueve a través de fluido.

- La Figura 4 es un gráfico que ilustra el desplazamiento de pistones que responden a una onda de presión acústica, que muestra la posición para pistones conectados a tres cargas diferentes.
- 5 La Figura 5A ilustra un ejemplo de cómo se puede disponer un número de pistones en un dispositivo esférico. Las Figuras 5B-5E ilustran dispositivos alternativos, donde la superficie del dispositivo puede comprimirse para proporcionar una acción de tipo pistón.
- 10 Las Figuras 6A y 6B son gráficas que ilustran la potencia de señal disponible para dispositivos a diferentes distancias de una fuente de transmisión en función de la frecuencia, para los casos de tejido blando (6A) y para tejido pulmonar (6B).
- 15 La Figura 7 es un gráfico que ilustra una sección transversal de absorción de energía efectiva para un dispositivo en tejido blando en función de la frecuencia, comparando el caso en donde un dispositivo absorbe activamente la señal y el caso donde un dispositivo es efectivamente rígido.
- 20 Las Figuras 8A y 8B son gráficos que ilustran la atenuación de la señal, causada por un enjambre de dispositivos de 1 micrón de diámetro, a diferentes distancias de una fuente de transmisión en función de la frecuencia, para los casos de tejido blando (8A) y para tejido pulmonar (8B).
- La Figura 9 es un gráfico que ilustra la atenuación de potencia en función del número de dispositivos para dos distancias y frecuencias diferentes.
- 25 La Figura 10 es un gráfico que ilustra la atenuación de potencia en función de la distancia, comparando el caso en el que los dispositivos absorben la mayor cantidad de señal posible y el caso en el que la absorción está limitada.
- 30 La Figura 11 es un gráfico que ilustra la atenuación de potencia con distancia cuando la señal se transmite en dos frecuencias diferentes, comparando el método donde los dispositivos más cercanos a la fuente de transmisión absorben a una frecuencia más alta a los métodos donde se usa una sola frecuencia.
- La Figura 12 es un gráfico que ilustra la potencia de la señal en función de la frecuencia que compara el método donde los dispositivos en una región especificada dejan de absorber la señal y el método donde los dispositivos absorben independientemente de la ubicación, con los resultados en comparación con dos distancias de la fuente de transmisión.
- 35 Las Figuras 13A y 13B son gráficas que ilustran la potencia disponible en función de la frecuencia para dispositivos a tres distancias desde la fuente de transmisión, para dispositivos más grandes (1 mm de diámetro) que funcionan en un cuerpo de agua. El número de dispositivos para
- 40 la Figura 13A se selecciona para tener el mismo volumen total que para los dispositivos de 1 micrón ilustrados en las Figuras 8A y 8B para tejido blando y tejido pulmonar. En la Figura 13B se usa un número mucho menor de dispositivos.
- La Figura 14 es un gráfico que ilustra la potencia disponible frente a la frecuencia a tres distancias similares a la Figura 13A, pero donde la potencia absorbida por cada dispositivo está limitada.
- 45 La Figura 15 es un gráfico que compara las curvas de potencia frente a frecuencia de la Figura 13A y la Figura 14 (con una escala vertical diferente) para mostrar la diferencia en la potencia disponible a una distancia de 10 cm, particularmente con frecuencias más altas en el alcance considerado.
- 50 La Figura 16 es un gráfico que ilustra la atenuación de la potencia de señal con la distancia cuando la señal se divide en componentes de 50 KHz y 100 KHz (líneas continuas), en comparación con cuando cualquier frecuencia se usa sola (líneas discontinuas).
- La Figura 17 es un gráfico que compara la atenuación con distancia de manera similar a la Figura 16, pero donde la señal se divide entre 100 KHz y 300 KHz.
- 55 La Figura 18 es un gráfico que ilustra la atenuación de la potencia de señal con la distancia cuando la señal se divide entre tres frecuencias, 50 KHz, 100 KHz y 300 KHz.
- 60 La Figura 19 es un gráfico que compara la potencia de señal disponible con frecuencia a tres distancias (indicada por las formas de puntos de datos), para tres métodos diferentes - uno donde los dispositivos son como se muestran en la Figura 5 (es decir, las mismas curvas que en la Figura 13A), uno donde todos los dispositivos están equipados con menos pistones con un mayor alcance de movimiento (líneas discontinuas) y un método mixto donde solo los dispositivos más cerca de la fuente de señal (es decir, dentro de 3 cm) tienen menos pistones de mayor alcance (líneas de puntos).
- 65 La Figura 20 es un gráfico similar al de la Figura 19, pero comparando los métodos de todos los dispositivos que tienen más pistones de menor alcance (líneas continuas, mismas curvas que la Figura 13A) y todos los dispositivos que tienen menos pistones de mayor alcance (líneas discontinuas) con un método de dispositivo mixto diferente; en este

método (líneas de puntos), los dispositivos que tienen menos pistones de mayor alcance están ubicados más allá de la fuente de señal (es decir, más allá de 3 cm) que los dispositivos que tienen más, pistones de menor distancia.

5 La Figura 21 es un gráfico que compara métodos similares a los mostrados en la Figura 19, pero donde los dispositivos que tienen menos pistones tienen los mismos pistones de tamaño que aquellos con más pistones, teniendo así un mayor volumen interno libre. Los métodos mostrados son para todos los dispositivos que tienen más pistones (líneas continuas, mismas curvas que la Figura 13A) y para esos dispositivos dentro de 3 cm de la fuente de señal que tiene menos pistones (líneas de puntos).

10 La Figura 22 es un gráfico que compara la potencia frente a la frecuencia a una distancia de 15 cm de la fuente de señal para dos métodos, uno en donde todos los dispositivos absorben tanta potencia a medida que pueden (línea discontinua), y otro donde los dispositivos dentro de 10 cm de la fuente no absorben (ya sea al ceder la absorción activa o al alejarse de la ubicación entre la fuente de transmisión y la profundidad de medición de 15 cm).

15 Las Figuras 23A-23D ilustran algunos ejemplos de métodos donde los dispositivos se detienen activamente a lo largo de una trayectoria que conduce a una ubicación deseada, en respuesta a una señal de control.

20 El funcionamiento de un gran número de dispositivos juntos en un “enjambre” puede afectar la atenuación de las señales acústicas cuando los dispositivos funcionan dentro de un material transmisor. Dichas señales acústicas pueden servir a diversos fines, tales como transmisión de potencia a dispositivos o comunicación a, desde y/o entre dispositivos. En algunos métodos, puede emplearse energía acústica para actuar sobre estructuras distintas de los propios dispositivos, tales como el uso de energía acústica para generar calor en una ubicación deseada, tal como para matar una célula cancerosa en un paciente médico.

25 Un problema previamente aparecido al operar grandes números de dispositivos es la atenuación causada por la absorción activa de una señal acústica por los dispositivos. Como se describe en la presente descripción, dicha absorción activa es una causa significativa de atenuación y puede causar una reducción significativa en la intensidad de la señal en ubicaciones distantes de la fuente que transmite la señal acústica. Por lo tanto, los métodos de los dispositivos operativos para mitigar dicha atenuación deberían ser beneficiosos para ayudar a asegurar que exista una intensidad de señal suficiente en las ubicaciones deseadas en el material transmisor.

30 La descripción en la presente memoria se ocupa principalmente de los ejemplos de dispositivos médicos que operan dentro de un cuerpo de un organismo, proporcionando el organismo el material transmitido; los materiales transmisores típicos en tales casos incluyen fluidos corporales, tales como sangre y diversos tejidos. Sin embargo, los métodos discutidos en la presente descripción tienen una aplicabilidad más amplia para cualquier situación donde un gran número de dispositivos se opera en un material transmisor a través del cual se transmite una señal acústica. Ejemplos incluyen enjambres de dispositivos que funcionan en cuerpos de agua o tanques de almacenamiento, y enjambres que exploran formaciones geológicas llenas de líquido. De manera similar, la descripción abordó el uso de la señal acústica para proporcionar energía a los dispositivos en el enjambre; Los métodos similares a los descritos también podrían emplearse para señales acústicas usadas para comunicación u otros fines.

35 La presente descripción hace uso de modelos para evaluar la resistencia viscosa en pistones y la disipación acústica debido a efectos térmicos y viscosos. Estas simulaciones se modelizaron usando Comsol Multiphysics®, software del módulo acústico, comercializado por COMSOL, Inc., One First Street, Suite 4, Los Altos, CA 94022 (<https://www.comsol.com/acoustics-module>).

45 El sonido consiste en ondas longitudinales que se propagan a través de materiales. Para la mayoría de los tejidos biológicos, la velocidad del sonido y la densidad están cerca de los valores dados en la Tabla 1.

50 Tabla 1: Propiedades acústicas del tejido.

Velocidad de sonido	c	1500 m/s
Densidad	ρ	10^3 kg/m^3
Coeficiente de absorción de amplitud		
Tejido blando	α_{tejido}	$8,3 \times 10^{-6} \text{ s/m}$
Pulmón	α_{tejido}	$4,7 \times 10^{-4} \text{ s/m}$

60 Las variaciones en el tejido reflejan, dispersan y absorben sonido. Para las frecuencias consideradas aquí, la atenuación se proporciona en la Tabla 1 para tejidos representativos de baja y alta absorción: presión acústica de frecuencia f disminuye como $\exp(-\alpha_{\text{tejido}}fx)$ con la distancia x .

65 La disipación adicional se produce en capas límite viscosas y térmicas. Como ejemplo, las capas límite para dispositivos que circulan en el torrente sanguíneo están en fluidos con las propiedades dadas en la Tabla 2, donde las propiedades

viscosas y térmicas del fluido alrededor del dispositivo se toman en proximidad a las del agua y el plasma sanguíneo (Freitas, "Nanomedicine, Volume I: Basic Capabilities," Landes Bioscience, 1999). La capacidad térmica está a presión constante y la relación es de la capacidad calorífica a una presión constante a la de un volumen constante.

5 Tabla 2: Propiedades viscosas y térmicas del fluido alrededor del dispositivo.

10	Viscosidad dinámica	η	10^{-3} Pa s
	Viscosidad volumétrica	$\eta_{\text{volumétrica}}$	3×10^{-3} Pa s
	Temperatura	T_{fluido}	310 K
	Conductividad térmica	$k_{\text{térmico}}$	0,6 W/m/K
	Capacidad calorífica	C_p	4200 J/kg/K
15	Relación de capacidades caloríficas	γ	1,02

20 La formación de imágenes por ultrasonido típicamente usa un único transductor pequeño en la piel. Para alimentar dispositivos que funcionan por todo el cuerpo, un mejor enfoque es usar múltiples transductores distribuidos sobre el cuerpo. La siguiente discusión evalúa la potencia disponible para dispositivos dentro de aproximadamente 20 cm del transductor más cercano. Esto corresponde a múltiples transductores que cubren el cuerpo, o al menos la región del cuerpo donde los dispositivos requieren energía. En este ejemplo, el tamaño de los dispositivos es mucho más pequeño que las longitudes de onda de sonido analizadas, como se indica en la Tabla 3, donde los ejemplos de frecuencias de sonido y longitudes de onda se comparan con ejemplos del tamaño del dispositivo; $k = 2\pi/\lambda$ es el número de onda de sonido con longitud de onda $\lambda = c/f$ a la frecuencia f , y $r_{\text{dispositivo}} = 1 \mu\text{m}$ es el radio del dispositivo.

25 Tabla 3: Frecuencias y longitudes de onda del sonido en comparación con el tamaño del dispositivo.

30	Frecuencia	Longitud de onda	$k r_{\text{dispositivo}}$
	20kHz	75 mm	8×10^{-5}
	100kHz	15 mm	4×10^{-4}
	1000kHz	1,5 mm	4×10^{-3}

35 Pueden emplearse diversos dispositivos para hacer una señal acústica en el material circundante útil para un dispositivo. Para fines de análisis, la siguiente discusión emplea el caso de pistones utilizados para extraer energía para el dispositivo del material circundante, para proporcionar una evaluación numérica para un ejemplo de atenuación causada por dicha absorción de la señal, y la efectividad de los métodos que pueden emplearse para mitigar los efectos de dicha absorción en la transmisión de la señal. Dichos métodos deben ser beneficiosos para cualquier situación en las que múltiples dispositivos sean absorbentes de una señal, incluyendo situaciones donde la señal se transmite para un propósito diferente (es decir, comunicación o detección en lugar de transmisión de potencia), y/o situaciones donde se emplean diferentes estructuras en los dispositivos para recibir la señal.

45 Los pistones que se mueven en respuesta a cambios de presión pueden extraer energía de las ondas de presión. La Figura 1 ilustra la geometría de un conjunto de pistón 100 que tiene un pistón 102 de diámetro d y espesor τ , limitado para moverse en un alcance limitado dentro de una carcasa 104 que tiene un diámetro interno D y altura H (las figuras no ilustran enlaces del pistón a mecanismos alimentados por el movimiento del pistón). En la Figura 1, los puntos 106 indican los límites de movimiento del pistón 102. La distancia entre estos puntos 106 es la suma del alcance de movimiento, $2a$ y el espesor del pistón τ . Un resorte 108 debajo del pistón 102 proporciona una fuerza de recuperación. En el presente análisis, considerando dispositivos que tienen un radio de $1 \mu\text{m}$, el pistón 102 y la carcasa 104 se analizan para las dimensiones establecidas en la Tabla 4, que también proporciona dimensiones para un resorte de fuerza constante 110 como se muestra en la Figura 2 y se describe a continuación.

55 Tabla 4: Parámetros de geometría para pistón, resorte de fuerza constante y carcasa.

60	Pistón		
	Diámetro del pistón	d	300 nm
	Espesor del pistón	τ	10 nm
	Alcance de movimiento del pistón	$2a$	200 nm
	Área de sección transversal del pistón	$A = \pi(d/2)^2$	$0,071 \mu\text{m}^2$
65	Área deslizante del pistón	$A_{\text{pistonesdeslizante}} = \pi d \tau$	$0,019 \mu\text{m}^2$
	Resorte de fuerza constante		

Pistón		
Solapamiento perpendicular	L_{resorte}	$\approx 35 \pm 10 \text{ nm}$
Solapamiento paralelo	h_{resorte}	hasta $\approx 200 \text{ nm}$
Carcasa		
Diámetro de la carcasa	D	340 nm
Profundidad de la carcasa	H	440 nm

Las ondas de sonido son variaciones de presión rápidas alrededor de un valor ambiental. La presión ambiental varía con el tiempo y la posición dentro del cuerpo (Freitas, "Nanomedicine, Volume I: Basic Capabilities," Landes Bioscience, 1999). Por ejemplo, un dispositivo que se mueve con la sangre encuentra una presión decreciente de aproximadamente 20 kPa durante aproximadamente 10 segundos a medida que se mueve de las arterias a las venas. Además, la presión en las arterias varía en aproximadamente 5 kPa durante cada latido cardiaco. Estas variaciones de presión son comparables en magnitud a niveles seguros de ultrasonido en el tejido, pero cambian mucho más lentamente que la presión acústica. Por ejemplo, los períodos de ultrasonido para las frecuencias consideradas aquí son unos pocos microsegundos, que es mucho más corto que estas variaciones en la presión ambiental. Además, las actividades del dispositivo tales como la comunicación (Hogg y Freitas, "Acoustic communication for medical nanorobots," Nano Communication Networks, 2012) and locomotion (Hogg, "Using surface-motions for locomotion of microscopic robots in viscous fluids," J. of Micro-Bio Robotics, 2014) pueden producir variaciones de presión, generalmente a frecuencias mucho mayores o menores que el ultrasonido considerado aquí para alimentar los dispositivos. También hay pequeñas variaciones, de unos pocos pascales, debido a las posiciones cambiantes del dispositivo cuando funcionan dentro de un vaso (Hogg, "Stress-Based Navigation for Microscopic Robots in Viscous Fluids," Journal of Micro-Bio Robots, 2018).

Debido a los cambios en la presión ambiental, un pistón con una fuerza de restauración fija (tal como la proporcionada por el resorte 108 mostrado en la Figura 1A) respondería a la presión acústica solamente cuando la fuerza de la presión ambiental está cerca de esa fuerza de restauración. Fuera de ese intervalo, el pistón 102 se clavaría en uno de sus límites de movimiento y no recogería energía. Para evitar esta limitación, la fuerza de recuperación debe ajustarse para cambiar la presión ambiental. Dado que la presión ambiental cambia mucho más lentamente que la variación acústica, la fuerza podría ajustarse en base a la presión media medida en el pistón durante múltiples períodos de la onda de presión. Esta medición podría usar sensores de fuerza en el mecanismo de pistón o sensores de presión en otra parte de la superficie del dispositivo (Freitas, "Nanomedicine, Volume I: Basic Capabilities," Landes Bioscience, 1999). Alternativamente, un controlador podría medir la posición promedio del pistón y ajustar la fuerza de recuperación para mantener el promedio cerca del medio del alcance del pistón. Como ejemplo de los tiempos implicados, un controlador podría ajustar la fuerza de restauración promediando más de varios milisegundos para adaptarse a los cambios en la presión ambiental.

Un enfoque para compensar la presión ambiental es un resorte, en donde la fuerza de recuperación es proporcional al desplazamiento. Sin embargo, la fuerza creciente con el desplazamiento limita el movimiento del pistón y almacena mucha energía de la presión acústica en la energía potencial del resorte. Sin mecanismos adicionales para capturar esa energía, la energía potencial se liberaría de nuevo al fluido cuando la presión acústica disminuye, lo que conduce a la dispersión en lugar de la absorción de energía acústica.

Los resortes de fuerza constante son un enfoque más útil para la recolección de energía acústica. A escala nanométrica, los dispositivos moleculares superpuestos pueden comportarse como resortes de fuerza constante debido a interacciones de Van der Waals (Cumings y Zettl, "Low-friction nanoscale linear bearing realized from multiwall carbon nanotubes," Science, 2000), (Liu, Liu y col., "Interlayer binding energy of graphite: A mesoscopic determination from deformation," Physical Review B, 20, American Physical Society, 2012). La fuerza está en la dirección de aumento de la superposición. Esto conduce a la geometría mostrada en la Figura 2, donde el resorte de fuerza constante 110 es creado por una lámina de pistón 112 unida al pistón 102, y una lámina de carcasa 114 que está unida a la carcasa 104, donde la lámina de pistón 112 reside por debajo de la lámina de carcasa 114 (obsérvese que la escala horizontal está exagerada en comparación con la Figura 1 con fines de ilustración). La lámina de pistón 112 se mueve verticalmente con el pistón 102, cambiando así la superposición vertical, h_{resorte} , entre las láminas (112, 114). En esta configuración, la atracción de Van der Waals atrae la lámina del pistón 112 hacia arriba, empujando el pistón 102 contra la presión sobre el pistón 102 del fluido circundante. Las líneas verticales gruesas indican conexiones entre las láminas (112, 114) y el pistón respectivo (102) o la carcasa (104); estas conexiones podrían desplazarse desde el plano de superposición entre las láminas (112, 114) para evitar limitar su alcance de movimiento relativo. Mover la posición de la lámina de carcasa 114 horizontalmente dentro de la carcasa 104 actúa para ajustar la superposición horizontal, L_{resorte} . Esto ajusta la fuerza de reacción del resorte 110, ya que la fuerza es proporcional a la longitud de superposición, L_{resorte} , entre las láminas (112, 114) en la dirección perpendicular al movimiento:

$$F_{\text{resorte}} = k_{\text{resorte}}L_{\text{resorte}} \quad (1)$$

La constante de resorte K_{resorte} es 0,16 N/m para nanotubos anidados (Cumings y Zettl, "Low-friction nanoscale linear bearing realized from multiwall carbon nanotubes," Science, 2000) and 0.2 N/m for graphene sheets (Liu, Liu y col., "Interlayer binding energy of graphite: A mesoscopic determination from deformation," Physical Review B, 20,

American Physical Society, 2012). Las láminas son convenientes para esta aplicación porque un cambio horizontal en su posición, es decir, L_{resorte} , permite ajustar la fuerza del resorte en respuesta al cambio de presión ambiental.

5 Por ejemplo, la fuerza sobre el pistón 102 debido a una atmósfera de presión externa cuando tiene las dimensiones dadas en la Tabla 4 es 7 nN. El resorte de fuerza constante 110 compensa esta fuerza con un solapamiento $L_{\text{resorte}} = 35$ nm. Este solapamiento es considerablemente menor que el diámetro del pistón d considerado aquí, lo que permite ajustar más de un espacio suficiente para las láminas superpuestas (112, 114) dentro de la carcasa del pistón 104.

10 En la geometría mostrada en la Figura 2, la extensión vertical de cada lámina (112, 114) debería ser al menos igual al alcance de movimiento del pistón ($2a + t$). Esto limita el alcance del pistón a menos de un tercio de la altura de la carcasa H . Es posible un uso más eficiente de volumen de carcasa porque la horizontal se superpone varias veces mayor que 35 nm puede ajustarse dentro del diámetro de la carcasa. Por lo tanto, el resorte de fuerza constante 110 podría conectarse al pistón 102 a través de una palanca: una superposición más grande aumentaría la fuerza del resorte lo suficiente para compensar la presión sobre el pistón 102 mientras que la superposición vertical de las láminas (112, 114) cambia por un múltiplo correspondiente más pequeño que el movimiento del pistón. Por lo tanto, podrían emplearse láminas que tengan una extensión vertical más pequeña, y el pistón podría moverse a través de una mayor fracción de la carcasa, que como se muestra en la Figura 2. Esto podría ser útil para permitir un mayor alcance de movimiento del pistón en una profundidad de carcasa dada, o reducir la profundidad de la carcasa requerida para un alcance de movimiento determinado, reduciendo así el volumen de la carcasa y proporcionando más espacio en el dispositivo para otros componentes.

20 Si bien el resorte de fuerza constante 110 mostrado en la Figura 2 consiste en dos láminas (112, 114) que se deslizan una sobre otra, la carcasa 104 podría contener múltiples láminas deslizantes, con una capacidad de ajuste horizontal separada para ajustar sus solapamientos independientemente, ya que las láminas pueden hacerse mucho más delgadas que el diámetro del pistón. Esto proporcionaría cierta redundancia contra fallos, o permite que diferentes actuadores manejen ajustes sobre diferentes intervalos de fuerzas. Alternativamente, la fuerza podría provenir de la combinación de uno o más planos ajustables con nanotubos anidados, que no son ajustables. En este caso, los nanotubos podrían proporcionar la fuerza de la presión ambiental más baja en el cuerpo, por lo que los planos ajustables solo necesitarían proporcionar fuerzas sobre el intervalo de presión ambiental por encima de este valor mínimo.

30 Para el movimiento en las pequeñas escalas consideradas aquí, la fuerza de resistencia es proporcional a la velocidad del pistón:

$$F_{\text{resistencia}} = k_{\text{total}} V \quad (2)$$

35 con coeficiente de resistencia k_{total} teniendo contribuciones de fricción directamente debido al movimiento del pistón (fricción "interna"), k_f , y que surge de su uso para mover los mecanismos dentro del dispositivo, k_{carga} . La amortiguación debido a la entrega de energía al dispositivo surge de, por ejemplo, la fricción de los dispositivos mecánicos en el dispositivo accionado por el movimiento del pistón.

40 La fricción interna consiste en una resistencia viscosa del movimiento a través del fluido fuera del pistón y la fricción deslizante entre el pistón y su carcasa:

$$k_{\text{total}} = k_f + F_{\text{carga}}$$

$$45 \quad k_f = k_{\text{viscoso}} + k_{\text{deslizante}} A_{\text{deslizante}} \quad (3)$$

50 donde k_{viscoso} es la resistencia debido a la viscosidad, $k_{\text{deslizante}} A_{\text{deslizante}}$ es la resistencia debida a superficies deslizantes, con $A_{\text{deslizante}}$ el área de las superficies deslizantes. La fricción que surge del movimiento de los enlaces que conectan el movimiento del pistón a los dispositivos dentro del dispositivo no se considera por separado aquí, en su lugar, son parte de la disipación externa al pistón incluido en k_{carga} y determinar la eficiencia de uso de energía dentro del dispositivo.

55 La primera contribución a k_f en la ecuación (3) surge de una resistencia viscosa. Un objeto de tamaño d que se mueve a velocidad v a través de un fluido con viscosidad η a un número de Reynolds bajo experimenta una fuerza de resistencia proporcional a su diámetro y la viscosidad del fluido (Happel y Brenner, "Low Reynolds Number Hydrodynamics," The Hague, Kluwer, 1983). Por lo tanto, una caracterización conveniente de esta resistencia es el factor de resistencia viscosa $g = k_{\text{viscoso}} / (d\eta)$. El valor de g depende de la forma y orientación del objeto, así como de su relación con cualquier límite cercano. Por ejemplo, en un fluido ilimitado, un disco plano con diámetro d que se mueve de frente a través del fluido tiene $g = 8$ (Berg, "Random Walks in Biology", Princeton University Press, 1993).

60 La resistencia viscosa en este caso depende de cómo interactúa el fluido con la superficie de la carcasa, en particular desviaciones de la condición de límite no deslizante entre fluidos y superficies sólidas (Mate, "Tribology on the Small Scale: A Bottom Up Approach to Friction, Lubrication, and Wear," OUP Oxford, 2008).

65 Debido a este intervalo de posibilidades, la resistencia se evalúa aquí con varias condiciones límite en el movimiento del fluido en la pared de la carcasa; 1) sin deslizamiento, excepto el deslizamiento dentro de 1 nm de la superficie del pistón

debido al alto cizallamiento entre la carcasa estacionaria y el pistón en movimiento; 2) una membrana elástica entre la carcasa y el pistón de manera que la velocidad del fluido aumente linealmente entre la carcasa y el pistón, y 3) se deslice a lo largo de la pared de la carcasa. La Figura 3 es un gráfico que muestra el factor de resistencia g para un pistón con parámetros dados en la Tabla 4 con estas opciones, representando el factor de resistencia viscosa g en función de su posición por debajo de la superficie del dispositivo para diversas condiciones límite en la superficie de la carcasa expuesta al fluido. A modo de comparación, la línea discontinua muestra la resistencia sobre un disco aislado que se mueve de frente a través del fluido, lejos de cualquier límite. En base a la Figura 3, como una estimación de peor caso, la siguiente discusión usa un valor relativamente grande, $g = 45$, y por simplicidad, toma g para ser independiente de la posición del pistón.

La segunda contribución a k_f en la ecuación (3) es fricción de superficies deslizantes. Para materiales rígidos, estimaciones teóricas de $k_{\text{deslizante}}$ para superficies atómicamente planas dan valores algo inferiores a $10^3 \text{ kg}/(\text{m}^2\text{s})$ (Drexler, "Nanosystems: Molecular Machinery, Manufacturing, and Computation," New York, John Wiley & Sons, 1992), (Freitas, "Nanomedicine, Volume I: Basic Capabilities," Landes Bioscience, 1999) para velocidades muy por debajo de la velocidad del sonido, como es el caso del movimiento del pistón. Para estimar la fricción de deslizamiento, $k_{\text{deslizante}} = 10^3 \text{ kg}/(\text{m}^2\text{s})$ se usa en el presente documento.

El área deslizante incluye la superficie en el borde del pistón 102 junto a la carcasa 104, y la superficie de solapamiento de las placas (112, 114) del resorte de fuerza constante 110:

$$A_{\text{deslizante}} = A_{\text{pistondeslizante}} + L_{\text{resorte}}h_{\text{resorte}} \quad (4)$$

El área de solapamiento del resorte de fuerza constante 110, $L_{\text{resorte}}h_{\text{resorte}}$ es inferior a $0,01 \mu\text{m}^2$. Por lo tanto, de la Tabla 4, $A_{\text{deslizante}} < 0,03 \mu\text{m}^2$.

Con estos valores, $k_{\text{viscoso}} = g\eta = 1,4 \times 10^{-8} \text{ kg/s}$ y $k_{\text{deslizante}}A_{\text{deslizante}} < 3 \times 10^{-11} \text{ kg/s}$ Por lo tanto, la viscosidad domina la resistencia, es decir, $k_f \approx k_{\text{viscoso}}$.

El análisis anterior estima la resistencia del pistón 102 a medida que se mueve en respuesta a la variación de la presión acústica. Además, los actuadores alteran la superposición L_{resorte} del resorte de fuerza constante 110 en respuesta a los cambios en la presión ambiental. La resistencia deslizante durante este ajuste es

$$F_{\text{resorteresistencia}} = k_{\text{deslizante}} (L_{\text{resorte}}h_{\text{resorte}}) \frac{dL_{\text{resorte}}}{dt} \quad (5)$$

Un ejemplo es el cambio de presión ambiental durante un latido cardiaco de $p = 5 \text{ kPa}$ en un segundo. Esto requiere cambiar L_{resorte} a 2 nm . Usando el área de deslizamiento unida anteriormente descrita, es decir, $L_{\text{resorte}}h_{\text{resorte}} < 0,01 \mu\text{m}^2$, la disipación debida a la fricción durante este cambio es insignificamente pequeña, menos de 10^{-16} pW .

Los accionadores que ajustan la posición horizontal de la lámina de carcasa 114 aplican fuerzas comparables a las $F = K_{\text{resorte}}h_{\text{resorte}}$ para cambiar la superposición L_{resorte} . Para reducir la superposición por $\Delta L_{\text{resorte}}$, el accionador funciona $W = F\Delta L_{\text{resorte}}$. El solapamiento h_{resorte} varía con la posición del pistón. Un ejemplo típico para la geometría de la Figura 2 es $h_{\text{resorte}} = 100 \text{ nm}$. El análisis teórico indica que, por ejemplo, los actuadores electrostáticos podrían proporcionar tales fuerzas y ser lo suficientemente pequeños como para ajustar los solapamientos para los tamaños de pistón considerados aquí (Drexler, "Nanosystems: Molecular Machinery, Manufacturing, and Computation," New York, John Wiley & Sons, 1992). Continuando con el ejemplo anterior de un cambio de presión de 5 kPa en un segundo, $L_{\text{resorte}} = 2 \text{ nm}$, por lo tanto $W = 4 \times 10^{-17} \text{ J}$. Esta energía no necesita descartarse: el trabajo realizado por el actuador se almacena como energía potencial en la posición de las láminas (112, 114). Esta energía podría recuperarse como trabajo realizado por las láminas (112, 114) para aumentar L_{resorte} cuando la presión ambiental aumenta más tarde. Sin embargo, incluso si este trabajo se disipó por completo durante el segundo cambio en la presión ambiental, asciende a una disipación aún insignificante de 10^{-5} pW . Esta disipación potencialmente evitable es mucho mayor que la debida a la fricción deslizante descrita en la Ec. (5), una propiedad también observada en el movimiento giratorio de mecanismos atómicamente precisos (Hogg, Moses y col., "Evaluating the Friction of Rotary Joints in Molecular Machines," arXiv.org, 2017).

Para la posición del plano medio del pistón, x la condición de $x = 0$ se define como cuando el pistón está en el centro de su intervalo, y el signo de x se selecciona de tal manera que los valores positivos significan el pistón 102 más lejos del centro del dispositivo (verticalmente hacia arriba en la orientación que se muestra en la Figura 2). El valor máximo de x se define como $a > 0$, por lo que la posición del pistón varía entre $-a$ y a .

El pistón 102 se mueve en respuesta a las fuerzas de la presión aplicada, el resorte, F_{resorte} y amortiguación, $F_{\text{resistencia}}$. La presión es $p_{\text{ambiental}} + p(t)$, donde $p(t)$ es la presión acústica y $p_{\text{ambiental}}$ es la presión ambiental en el fluido. La presión del fluido empuja hacia adentro y el resorte 110 empuja hacia afuera. El pistón 102 se detiene siempre que estas fuerzas intentan empujarlo más allá de su alcance de movimiento. Por lo tanto, a menos que el pistón 102 se detenga en su intervalo de movimiento, su posición x cambia según:

$$m \frac{d^2x}{dt^2} = -F_{\text{resistencia}} + F_{\text{resorte}} - (p_{\text{ambiental}} + p(t))A \quad (6)$$

5 donde A es el área de sección transversal del pistón y m es la masa del pistón.

Las fuerzas viscosas dominan el movimiento de los objetos del tamaño y las velocidades consideradas aquí (Purcell, "Life at low Reynolds number," American J. of Physics, 45, 1977). Esto significa que el pistón se mueve a la velocidad a la que $F_{\text{resistencia}}$ equilibra las fuerzas aplicadas al pistón. Es decir, el pistón se mueve en su velocidad terminal en el fluido, por lo que la Ec. (6) se convierte

$$k_{\text{total}} \frac{dx}{dt} = F_{\text{resorte}} - (p_{\text{ambiental}} + p(t))A \quad (7)$$

15 mediante el uso de la Ec. (2). Si el pistón alcanza un límite a su movimiento, en $x = \pm a$, permanece allí (es decir, $dx/dt = 0$) hasta que la fuerza aplicada cambia de signo. Como se analiza a continuación con respecto a la Figura 11, donde los dispositivos se operan en organismos biológicos, la presión ambiental puede variar periódicamente, dependiendo de la ubicación y/o el movimiento del dispositivo. Por ejemplo, para dispositivos que funcionan en el sistema circulatorio, la presión ambiental cambia a medida que el dispositivo se mueve a través de la circulación, experimentando alta presión en las arterias y baja presión en las venas. Este ciclo se produce durante aproximadamente un minuto. De manera similar, cuando en las arterias, la presión ambiental cambia debido a contracciones cardíacas, en aproximadamente una segunda escala de tiempo, es decir, 1 Hz. (Freitas, "Nanomedicine, Volume I: Basic Capabilities," Landes Bioscience, 1999)

Se puede suponer que el resorte de fuerza constante se ajusta a la presión ambiental, es decir, $F_{\text{resorte}} = p_{\text{ambiental}} A$. El origen de tiempo se selecciona arbitrariamente para que esté a la presión acústica mínima, por lo que $p(t) = -p \cos(\omega t)$ para sonido con frecuencia angular $\omega = 2\pi f$ y amplitud $p > 0$ en la ubicación del dispositivo. Con estas definiciones, los parámetros adimensionales convenientes para evaluar el movimiento del pistón son

$$\lambda \equiv \frac{pA}{a\omega k_f}$$

$$k_{\text{relación}} \equiv \frac{k_{\text{carga}}}{k_f} \quad (8)$$

Definir posición normalizada $X = x/a$ y tiempo como ωt , Ec. (7) se convierte en

$$\frac{dX}{dt} = \frac{\lambda}{1 + k_{\text{relación}}} \cos(\omega t) \quad (9)$$

La resistencia viscosa en el pistón depende de su posición (véase la Figura 3). Para simplificar, esta variación se ignora en los presentes cálculos, que en cambio consideran el coeficiente de resistencia k_{viscoso} y, por lo tanto, k_f , para ser independiente de la posición, como se ha descrito anteriormente. En este caso, la Ec. (9) da

$$X(\tau) = \frac{\lambda}{1 + k_{\text{relación}}} \sin(\omega t) \quad (10)$$

cuando el pistón comienza en el centro de su intervalo de movimiento, $X(0) = 0$.

Ec. (10) describe el movimiento del pistón completo cuando $\lambda \leq 1 + k_{\text{relación}}$. Cuando no se cumple esta desigualdad, el pistón termina parte de cada ciclo detenido en los límites de su intervalo, y Ec. (9) solo se mantiene entre estos topes. La Figura 4 ilustra estos casos, donde el movimiento de los pistones como se describe en la Tabla 4 (posición del pistón en función del tiempo) se muestra en respuesta a la presión acústica de 50 kPa a 100 kHz. En este caso, $\lambda = 4,17$. Las curvas muestran la posición del pistón en función del tiempo con el pistón conectado a una de las tres cargas; k_{carga} igual a k_f , $(\lambda - 1)k_f$ (línea discontinua) o $9k_f$. La curva discontinua es la carga más pequeña para la que la Ec. (10) describe el movimiento completo.

A medida que el pistón se mueve, disipa la energía contra la fuerza de resistencia a la velocidad $F_{\text{resistencia}} \dot{X} = k_{\text{total}} \dot{X}^2$, de la Ec. (2). De esta cantidad, $k_{\text{carga}} \dot{X}^2$ se disipa por la carga como potencia disponible para el dispositivo en donde se incorpora el pistón.

Cuando la Ec. (10) describe el movimiento completo del pistón, la potencia promedio en el tiempo durante un ciclo de la variación de presión acústica es

$$P_{\text{total}} = \frac{1}{2} A^2 p^2 \frac{1}{k_{\text{total}}}$$

$$P_{\text{carga}} = P_{\text{total}} \frac{k_{\text{carga}}}{k_{\text{total}}} \quad (11)$$

A partir de la Ec. (3), el máximo P_{carga} se produce cuando $k_{\text{carga}} = k_f$ (es decir, $k_{\text{relación}} = 1$) en cuyo caso $P_{\text{carga}} = P_{\text{total}}/2 = A^2 p^2 / (8k_f)$. Esto se cumple siempre que la Ec. (10) describe el movimiento completo, es decir, cuando $\lambda \leq 2$.

Si $\lambda > 2$, entonces el pistón se detiene en su límite de movimiento durante cada período acústico cuando $k_{\text{carga}} = k_f$. El pistón no entrega energía mientras se detiene. En este caso, el pistón suministra más potencia a la carga para valores algo más grandes de k_{carga} . En particular, $k_{\text{relación}} = \lambda - 1$ es la carga más pequeña para la que la Ec. (10) describe el movimiento completo. A partir de la Ec. (11), esta elección proporciona P_{carga} más grandes que cualquier valor mayor de k_{carga} . La evaluación numérica del movimiento para $k_{\text{relación}}$ entre uno y $\lambda - 1$ muestra que el máximo P_{carga} se produce en k_{carga} ligeramente menor que $\lambda - 1$. Es decir, la mayor potencia proveniente de una velocidad más rápida del pistón mientras el pistón se mueve compensa con creces la falta de potencia durante los cortos tiempos en que el pistón se detiene en su límite. Sin embargo, este máximo es solo ligeramente mayor que P_{carga} cuando $k_{\text{relación}} = \lambda$: menos del 3 % más para $\lambda < 5$, el intervalo relevante para esta discusión. Debido al menor beneficio de menor k_{carga} , por simplicidad, el valor $k_{\text{relación}} = \lambda - 1$ se utiliza para estimar la potencia disponible cuando $\lambda > 2$.

La combinación de estos casos da:

$$P_{\text{carga}} = \begin{cases} \frac{1}{8k_f} A^2 p^2 & \text{if } \lambda \leq 2 \\ \frac{1}{2} a\omega(Ap - a\omega k_f) & \text{if } \lambda > 2 \end{cases} \quad (12)$$

La seguridad limita la intensidad de ultrasonidos a aproximadamente 1000W/m² para uso prolongado (Freitas, "Nanomedicine, Volume I: Basic Capabilities," Landes Bioscience, 1999), que corresponde a la amplitud de la presión $p = 55$ kPa porque el flujo de energía promedio en el tiempo de una onda plana es

$$\mathcal{F} = \frac{1}{2} \frac{p^2}{\rho c} \quad (13)$$

donde p es la amplitud de la variación de la presión sonora, ρ es la densidad del fluido y c la velocidad del sonido.

Un dispositivo puede usar múltiples pistones para extraer potencia; Un ejemplo de un dispositivo 200 con múltiples conjuntos de pistón 100 distribuidos en relación con una superficie esférica 202 se ilustra en la Figura 5A. Por debajo del nivel de los conjuntos 100 de pistón, el dispositivo 200 tiene un volumen interno representado por la esfera 204 interna. En algunos casos, puede ser práctico emplear una parte sustancial o la totalidad de la superficie expuesta del dispositivo como se puede desplazar en respuesta a las ondas de presión. Las Figuras 5B-E ilustran algunos ejemplos de tales dispositivos (220, 230, 240, 250). El dispositivo 220 en la Figura 5B tiene una carcasa exterior 222 con dos porciones telescópicas (224, 226) que pueden comprimirse (a la configuración mostrada en líneas fantasma) y expandirse entre sí para proporcionar una acción similar a la de los conjuntos de pistón 100. El dispositivo 230 mostrado en la Figura 5C emplea una carcasa 232 que es parcialmente flexible, que tiene una región invertible 234 que puede empujarse mediante una mayor presión para proporcionar una acción de tipo pistón. El dispositivo 240 mostrado en la Figura 5D y el dispositivo 250 mostrado en la Figura 5E tiene cada uno cubiertas compresibles (242, 252, respectivamente) que podrían proporcionarse por una estructura elástica, placas superpuestas o estructuras similares. La carcasa 242 del dispositivo 240 se comprime preferiblemente en una dirección, mientras que la carcasa 252 del dispositivo 250 se comprime uniformemente sobre su superficie. En estos dispositivos, puede ser un desafío operar el dispositivo para reducir la cantidad de energía absorbida que no es reemitida por la contracción y expansión de la carcasa.

Para la siguiente discusión, se supone que el dispositivo 200 tiene un radio de 1 μm y los parámetros dados en la Tabla 5, con cada conjunto 100 de pistón que tiene los parámetros establecidos anteriormente en la Tabla 4. Las fracciones en la Tabla 5 incluyen las carcasas 104 del pistón, lo que indica cuánto del volumen y el área de superficie del dispositivo 200 son absorbidos por los conjuntos 100 de pistón. Dentro del dispositivo 200, los fondos de las carcasas del pistón 104 usan 46 % del área superficial indicada por la esfera interna 204. Los propios pistones 102, es decir, la parte móvil de los conjuntos 100 de pistón, $f_{\text{superficie}} = 11$ % del área superficial del dispositivo 200. La intensidad de la fuente de sonido corresponde a 55 kPa (Ec. (13)), que se reduce mediante la pérdida de reflexión para dar la presión de la fuente en el tejido junto al transductor en la ubicación de transmisión. Si bien se analiza un transductor para este ejemplo, podrían emplearse fuentes de transmisión alternativas.

Tabla 5: Dispositivo y parámetros de señal

5	Pistones	
	Ciclo de trabajo	50 %
10	Número	20
	Fracción del volumen del dispositivo	19 %
	Fracción de superficie del dispositivo	14 %
	Fuente de transmisión	
15	Intensidad	1000W/m ²
	Pérdida de reflexión	10 %
	Presión de fuente	50 kPa

En este escenario, los pistones funcionan con un ciclo de trabajo al 50 %. Este ciclo podría surgir de la presión cambiante en la ubicación del dispositivo debido a los ajustes al transductor para mover el campo sonoro por medio de una longitud de onda para garantizar que los dispositivos no estén ubicados permanentemente en un mínimo de presión debido a la interferencia de reflejos fuertes, por ejemplo, de los huesos cercanos. El ciclo de trabajo también podría surgir de un dispositivo que se apaga ocasionalmente para habilitar (o simplificar el diseño o control de) otros usos para su superficie que se ven afectados por los movimientos del pistón. Los ejemplos incluyen el uso de vibraciones superficiales para la comunicación (Hogg y Freitas, "Acoustic communication for medical nanorobots," Nano Communication Networks, 2012) o locomoción (Hogg, "Using surface-motions for locomotion of microscopic robots in viscous fluids," J. of Micro-Bio Robotics, 2014). Además, el movimiento del pistón altera el flujo de fluido cerca de la superficie, cambiando el patrón de tensiones en la superficie que el dispositivo podría usar para estimar su posición y movimiento (Hogg, "Stress-Based Navigation for Microscopic Robots in Viscous Fluids," Journal of Micro-Bio Robots, 2018). Alternativamente, si no hay necesidad de este ciclo de trabajo, los resultados dados aquí corresponden a un dispositivo con 10 pistones que funcionan continuamente, es decir, 100 % de ciclo de trabajo, dejando así más área de superficie para otros usos, por ejemplo, detección química.

La potencia disponible para los dispositivos se considera para dos situaciones: dispositivos en tejido blando a varias distancias de la piel y dispositivos en tejido pulmonar. La superficie pulmonar está aproximadamente 5 cm por debajo de la piel, lo que conduce a cierta atenuación entre el transductor en la piel y la superficie del pulmón. Además, las diferentes impedancias acústicas del tejido pulmonar y blando significan que solo aproximadamente el 36 % de la energía acústica que llega al pulmón se transmite al mismo (Freitas, "Nanomedicine, volume I: Basic Capabilities," Landes Bioscience, 1999). Además, el pulmón está parcialmente cubierto por las costillas. El hueso transmite solo parte del sonido que llega a él, y el sonido que viaja a través del hueso atenúa aproximadamente 20 veces más rápidamente que la atenuación en el tejido blando (Freitas, "Nanomedicine, volume I: Basic Capabilities," Landes Bioscience, 1999). La potencia que alcanza varias partes del pulmón depende de sus ubicaciones en relación con las costillas y los transductores en la piel. Como una contabilidad aproximada de estos factores, la energía acústica para el pulmón se considera aquí atenuando primero a través de 5 cm de tejido blando, después de lo cual el 20 % de la energía incidente entra en el pulmón.

Las Figuras 6A y 6B son gráficos que muestran la potencia disponible para un dispositivo 200 cuando funcionan a varias distancias de la piel para un caso típico de baja atenuación (tejido blando), mostrado en la Figura 6A, y para dispositivos en el pulmón, mostrados en la Figura 6B. Obsérvese que la frecuencia y la potencia se muestran en escalas de registro. El valor junto a cada curva indica la distancia de la piel (para tejido blando) o de la superficie orientada hacia la piel del pulmón (para tejido pulmonar). Los gráficos indican que frecuencias alrededor de 100 kHz son adecuadas para dispositivos de alimentación en regiones con baja atenuación entre el dispositivo y la fuente de sonido. Se dispone de mucha menos energía para dispositivos que funcionan profundamente dentro del pulmón, aunque el uso de frecuencias algo más bajas, por ejemplo, 40 kHz, puede compensar parcialmente esta atenuación. Para dispositivos que funcionan dentro de organismos biológicos, se pueden usar frecuencias superiores a 50 kHz para evitar un sonido audible incómodo (Freitas, "Nanomedicine, Volume I: Basic Capabilities," Landes Bioscience, 1999) y para aplicaciones veterinarias en especies con un mayor alcance de audición, dicha incomodidad puede ocurrir a frecuencias más altas. Por ejemplo, para muchos métodos, las frecuencias por encima de aproximadamente 300 kHz en situaciones biológicas sufren una atenuación significativa con la distancia, incluso sin absorción activa por dispositivos. Para dispositivos que funcionan en otros materiales transmisores, frecuencias apropiadas pueden determinarse en base a los detalles particulares de la operación deseada. Por ejemplo, para comunicación, las frecuencias pueden seleccionarse basándose en consideraciones tanto de atenuación con distancia y optimización de la velocidad de información.

Estos resultados indican cómo otros diseños podrían proporcionar más potencia. Por ejemplo, un dispositivo podría tener más pistones, aunque eso reduciría el volumen y el área de superficie disponibles para otros componentes. Algunos dispositivos más grandes podrían acomodar más pistones o pistones más grandes. Esto podría ser útil para dispositivos implantados en una ubicación fija. Sin embargo, el aumento del tamaño del dispositivo generalmente no es adecuado para dispositivos destinados a moverse a través del sistema circulatorio, lo que típicamente no debe ser mucho mayor

que el diámetro de 2 micrones considerado aquí (Freitas, "Nanomedicine, Volume I: Basic Capabilities," Landes Bioscience, 1999). A continuación, se analizan algunos ejemplos de dispositivos y configuraciones más grandes.

Los dispositivos que absorben potencia disminuyen la intensidad de la onda de presión. Se describió por encima de cuánta potencia un dispositivo absorbe con cada pistón, es decir, P_{total} , de la Ec. (11), tanto para la fricción como para la carga. Además, los dispositivos alteran la onda de presión debido a las diferencias entre sus propiedades acústicas y las del tejido circundante. En particular, es probable que los dispositivos microscópicos sean más rígidos que los tejidos biológicos (Freitas, "Nanomedicine, Volume I: Basic Capabilities," Landes Bioscience, 1999). Esto proporciona a los dispositivos propiedades acústicas significativamente diferentes que el tejido, lo que conduce a la dispersión y disipación en capas límite alrededor del dispositivo. La siguiente discusión evalúa estas pérdidas, que ocurren si el dispositivo absorbe o no energía.

Las longitudes de onda de sonido consideradas aquí son mucho más grandes que el tamaño del dispositivo (véase la Tabla 3). Esto simplifica la evaluación de la dispersión y la disipación alrededor del dispositivo. En particular, la longitud de onda larga significa que el sonido es insensible a la distribución de características en la superficie del dispositivo. Además, la presión acústica en un momento dado es casi la misma en todo el dispositivo. Por lo tanto, todos los cilindros se mueven en fase entre sí. Por lo tanto, en lugar de modelar cada pistón individualmente, se puede estimar el efecto del dispositivo sobre el sonido tratando el movimiento del pistón inducido por la variación de presión acústica como su valor promedio, se diseminan uniformemente sobre la superficie del dispositivo.

Específicamente, la Ec. (7) da cada movimiento del pistón en respuesta a la presión acústica $p(t)$. El resorte de fuerza constante cancela la presión ambiental, por lo que $dx/dt = -p(t)A/k_{total}$. Debido a la rigidez del dispositivo, el resto de la superficie tiene un movimiento insignificante en respuesta a la presión. Con pistones que cubren una fracción $f_{superficie}$ de la superficie, la respuesta uniforme correspondiente es el promedio de estos dos casos, es decir, tratar toda la superficie como que tiene velocidad radial $\beta p(t)$ donde $\beta = f_{superficie}A/k_{total}$. Para el dispositivo descrito en la Tabla 5, $f_{superficie} = 11\%$. Con los parámetros de la Tabla 4, el intervalo completo del movimiento del pistón corresponde a aproximadamente un 2% de cambio en el radio de la esfera a partir de este movimiento promedio. Por lo tanto, una aproximación razonable es que la esfera tiene un tamaño fijo, es decir, un radio $r_{dispositivo}$.

El sonido mueve el material ligeramente hacia adelante y hacia atrás a lo largo de su dirección de propagación. Esto incluye mover el dispositivo en su conjunto. Pero las partes del dispositivo se mueven menos relativas entre sí que el tejido o fluido circundante debido a la mayor rigidez del dispositivo.

Esta aproximación del movimiento de superficie uniforme y una onda plana que incide sobre la esfera da un campo de sonido axisimétrico que simplifica la evaluación de la dispersión y la disipación en el fluido cerca de la esfera. Por lo tanto, en el análisis actual, el sonido alrededor de una esfera se evalúa en respuesta a una onda plana incidente, con condición límite en la esfera de la velocidad radial igual a la suma de $\beta p(t)$ y el componente radial de la velocidad periódica del fluido inducida por la onda plana. Para longitudes de onda largas, el sonido dispersado es mucho más débil que la onda incidente (Hilgenfeldt y Lohse, "Response of bubbles to diagnostic ultrasound: a unifying theoretical approach," European Physic Journal, 1998). Por lo tanto, una simplificación adicional es reemplazar $p(t)$ en la condición límite por la presión de la onda plana incidente. Con esta simplificación, la condición de límite no depende del valor de la presión dispersada, y la evaluación del sonido dispersado sigue el mismo procedimiento que para la dispersión de objetos rígidos y burbujas de gas (Fetter y Walecka, "Theoretical Mechanics of Particles and Continua," Dover Publications, 2003), (Hilgenfeldt y Lohse, "Response of bubbles to diagnostic ultrasound: a unifying theoretical approach," European Physic Journal, 1998), (Sullivan-Silva, "Underwater acoustic scattering from spherical particulates and bubbles," Newport, RI, United States Navy, 1989), pero con las condiciones límite para una superficie móvil descrita aquí.

Una medida útil del efecto de un objeto sobre las ondas es su sección transversal de atenuación: la relación de potencia dispersada o absorbida, durante un ciclo de la onda, al flujo promedio en tiempo de la onda de presión incidente, dada por la Ec. (13). Esta sección transversal de atenuación puede diferir sustancialmente de las áreas de superficie geométrica o de sección transversal del objeto.

Las simplificaciones descritas anteriormente permiten evaluar el sonido dispersado analíticamente para longitudes de onda grandes en comparación con el tamaño del objeto de dispersión (Fetter y Walecka, "Theoretical Mechanics of Particles and Continua," Dover Publications, 2003), (Sullivan-Silva, "Underwater acoustic scattering from spherical particulates and bubbles," Newport, RI, United States Navy, 1989). El sonido dispersado por una esfera se evalúa en respuesta a una onda plana incidente usando las condiciones de límite descritas anteriormente: la velocidad radial de la superficie de la esfera es igual a la suma de $-\beta p_{inc}(t)$ y el componente radial de la velocidad periódica del fluido inducida por la onda plana en el centro de masa de la esfera. Para evaluar la dispersión, se desprecian los efectos disipativos; estos efectos se tratan por separado a continuación.

Para esta discusión, la presión y la velocidad se expresan en términos de amplitudes de valor complejo p y v , respectivamente, y dependencia del tiempo $e^{-i\omega t}$ donde $\omega = 2\pi f$ es la frecuencia angular. Los valores reales son las partes reales, p. ej., la presión es $\Re(pe^{-i\omega t})$, donde \Re indica la parte real. Para las ondas de presión, las amplitudes de presión y velocidad están relacionadas por:

$$v = -\frac{i}{\omega\rho} \nabla p \quad (14)$$

5 y las amplitudes satisfacen la ecuación de Helmholtz,

$$\nabla^2 p + k^2 p = 0 \quad (15)$$

10 donde $k = \omega/c$ es el número de onda. El flujo promedio en el tiempo es:

$$\mathcal{F} = \frac{1}{2} \Re(vp^*) \quad (16)$$

15 donde p^* es el complejo conjugado de p (Fetter y Walecka, "Theoretical Mechanics of Particles and Continua", Dover Publications, 2003).

20 Una representación conveniente para las condiciones de límite coincidente en una esfera es expresar la presión en coordenadas esféricas centradas en la esfera con z la dirección elegida para ser la dirección del movimiento de la onda plana incidente. La presión sonora total es la suma de las ondas incidentes y dispersadas: $p = p_{\text{inc}} + p_s$.

25 La amplitud de presión de la onda plana incidente que se propaga a lo largo del eje z es $p_{\text{inc}} = p_0 e^{ikz}$ donde p_0 es la magnitud de la presión de la onda. En coordenadas esféricas, $z = r \cos(\theta)$, expresando de este modo la onda plana en soluciones a la ecuación de onda en coordenadas esféricas da la presión como una suma sobre modos (Fetter y Walecka, "Theoretical Mechanics of Particles and Continua", Dover Publications, 2003), (Sullivan-Silva, "Underwater acoustic scattering from spherical particulates and bubbles," Newport, RI, United States Navy, 1989):

$$p_{\text{inc}} = p_0 \sum_{m=0}^{\infty} F_m P_m(\cos\theta) j_m(kr) \quad (17)$$

30 donde $F_m = i^m(2m+1)$, P_m es el polinomio de Legendre de orden m , y j_m es la función esférica de Bessel de orden m . A partir de la Ec. (14), la amplitud de velocidad correspondiente, en la dirección z , es $v_{\text{inc}} = p_0/(\rho c) e^{ikz}$. El componente radial de esta velocidad es $v_{\text{inc}} \cos(\theta)$.

35 De forma similar, la amplitud de la presión dispersada, p_s , es una onda saliente con expansión (Fetter y Walecka, "Theoretical Mechanics of Particles and Continua", Dover Publications, 2003):

$$p_s = p_0 \sum_{m=0}^{\infty} A_m P_m(\cos\theta) h_m^{(1)}(kr) \quad (18)$$

40 donde $h_m^{(1)}$ es la función esférica de Hankel del primer tipo de orden m , y los coeficientes A_m se determinan haciendo coincidir la condición límite en la superficie de la esfera, como se describe a continuación.

45 En la superficie de la esfera, el componente radial de la amplitud de velocidad del sonido coincide con la condición límite especificada. A partir de la Ec. (14), esta condición es

$$-\frac{i}{\omega\rho} \frac{\partial p}{\partial r} = -\beta p_{\text{inc}} = v_{\text{inc}} \cos(\theta) \quad (19)$$

50 evaluada en $r = r_{\text{dispositivo}}$, el radio de la esfera y v_{inc} evaluada en el centro de masa de la esfera, es decir, $z = 0$. Sustituir las expansiones anteriores para las ondas incidentes e dispersadas en esta ecuación proporciona una relación que debe contener todos los ángulos polares θ . Esto requiere hacer coincidir cada modo por separado, determinando así los coeficientes A_m de la onda dispersada. En particular, dado que $P_1(x) = x$, la velocidad incidente v_{inc} sólo contribuye al modo $m = 1$.

55 El flujo promedio en tiempo de la onda plana incidente, \mathcal{F}_{inc} , de la Ec. (16) es igual a la Ec. (13) con p reemplazado por p_0 . La Ec. (16) proporciona el flujo dispersado, \mathcal{F}_s , en términos de los coeficientes a_m . Para una superficie esférica S de radio r centrado en la esfera de dispersión, la potencia dispersada total es la integral de \mathcal{F}_s sobre la superficie S . Por tanto, la sección transversal de dispersión es

$$\sigma = \frac{1}{\mathcal{F}_{\text{inc}}} \int_S \mathcal{F}_s dS \quad (20)$$

65

donde $dS = r^2 \sin(\theta)d\theta d\phi$ es el área superficial diferencial para la esfera, con ángulos polares y azimutales, θ y ϕ , respectivamente. El sonido dispersado se propaga sobre la esfera pero no se atenúa en este modelo. Por lo tanto, la integral es independiente del radio r .

5 Cuando la longitud de onda sonora es grande en comparación con el radio de la esfera, es decir, $kr_{\text{dispositivo}} \gg 1$, solo los modos $m = 0$ y $m = 1$ contribuyen significativamente al sonido dispersado. Este límite de longitud de onda larga se aplica a los escenarios considerados aquí (véase la Tabla 2). En este caso, los coeficientes son

$$10 \quad A_0 = \frac{2}{3} \beta c \rho (kr_{\text{dispositivo}})^4 - \frac{1}{3} i (kr_{\text{dispositivo}})^3 - \beta c \rho (kr_{\text{dispositivo}})^2$$

$$15 \quad A_1 = -\frac{1}{2} i \beta c \rho (kr_{\text{dispositivo}})^4 \quad (21)$$

Usando estos valores en la Ec. (20) se proporciona la sección transversal de dispersión

$$20 \quad \pi r_{\text{dispositivo}}^2 \left(4(kr_{\text{dispositivo}})^2 (\beta c \rho)^2 + \frac{4}{9} (kr_{\text{dispositivo}})^4 (1 - 12(\beta c \rho)^2) \right) \quad (22)$$

El primer factor, $\pi r_{\text{dispositivo}}^2$, es la sección transversal geométrica del dispositivo. Dado que $kr_{\text{dispositivo}} \ll 1$, la sección transversal de dispersión es mucho más pequeña que el tamaño del dispositivo.

25 Una esfera dura corresponde a $\beta = 0$, para el cual la Ec. (22) se convierte en $(4/9) \pi r_{\text{dispositivo}}^2 (kr_{\text{dispositivo}})^4$ (Hilgenfeldt y Lohse, "Response of bubbles to diagnostic ultrasound: a unifying theoretical approach," European Physic Journal, 1998). Este es la dispersión de Rayleigh, proporcional a la cuarta potencia de la frecuencia del sonido (Rayleigh, "The principle of similitude," Nature, 1915). Si el centro de masa de la esfera se mantiene en su lugar en lugar de ser capaz de moverse en respuesta a la onda, la sección transversal es algo mayor: la fracción es 7/9 en lugar de 4/9.

30 Cerca de la superficie del dispositivo, los efectos viscosos y térmicos alteran la propagación del sonido, lo que conduce a la disipación. Esto se produce en capas límite viscosas y térmicas con longitudes características $\sqrt{2\eta/(\rho\omega)}$ y $\sqrt{2k_{\text{térmico}}/(\rho C_p \omega)}$ para la disipación viscosa y térmica, respectivamente (Fetter y Walecka, "Theoretical Mechanics of Particles and Continua," Dover Publications, 2003). Para los escenarios considerados aquí, estas capas límite se extienden alrededor de un micrón desde la superficie del dispositivo, una distancia comparable al tamaño del dispositivo.

40 Estos efectos se evalúan aquí usando propiedades viscosas y térmicas del agua o plasma sanguíneo, dado en la Tabla 2. Esto es razonable para dispositivos en el flujo sanguíneo: porque las capas límite son pequeñas, las propiedades del comportamiento de determinación de la sangre en las capas límite alrededor de los dispositivos, en lugar de las propiedades de los tejidos a través de los cuales pasan los vasos. Esto contrasta con el uso de propiedades de atenuación del tejido para la propagación del sonido (véase la Tabla 1), ya que las longitudes de onda son grandes en comparación con el tamaño de la mayoría de los vasos.

45 La disipación se evalúa numéricamente usando las aproximaciones descritas anteriormente. Como se esperaba para el sonido en líquidos, la disipación viscosa es mucho mayor que la debida a los efectos térmicos. Dividir esta disipación por el flujo de la onda plana proporciona la sección transversal de la disipación en el fluido alrededor de la esfera.

50 Las pérdidas viscosas en la capa límite alrededor de la esfera surgen de una condición no deslizante en la superficie de la esfera. Las superficies diseñadas apropiadamente podrían reducir esta disipación, como se discutió anteriormente. Además de la estructura superficial a nanoescala para reducir la resistencia viscosa, la superficie del dispositivo puede diseñarse para permitir cierto movimiento tangencial, por ejemplo, porque las combinaciones tanto de movimiento radial como tangencial pueden mejorar la eficiencia de la locomoción en base a las vibraciones superficiales (Hogg, "Using surface-motions for locomotion of microscopic robots in viscous fluids," J. of Micro-Bio Robotics, 2014). Una superficie con algún movimiento tangencial, junto con el movimiento del pistón radial, podría coincidir más estrechamente con el movimiento acústico del fluido cuando no hay dispositivo. Dicha superficie tendrá menos efecto sobre la onda sonora que una superficie rígida y, por lo tanto, una disipación menos viscosa.

55 La Figura 7 muestra las contribuciones de procesos que eliminan energía de una onda plana para un dispositivo en tejido blando 20 cm de la fuente de ultrasonido, el mismo escenario que se ilustra por la curva inferior en la Figura 6A. Las secciones transversales frente a la frecuencia se representan gráficamente para un dispositivo único, con 20 pistones, ubicados en tejido blando 20 cm de un transductor de 50 kPa. Las curvas muestran secciones transversales para energía absorbida por los pistones, disipación en el fluido alrededor del dispositivo y energía dispersada por el

dispositivo. A modo de comparación, las curvas discontinuas muestran secciones transversales para la disipación y dispersión por una esfera dura (correspondiente a un dispositivo con pistones bloqueados en su límite de movimiento, de modo que no responden a los cambios de presión acústica). La línea horizontal punteada es la sección transversal

5 geométrica del dispositivo, $\pi r_{\text{dispositivo}}^2$. La línea de puntos vertical es la frecuencia, 160 kHz, en la que $2 = 2$ (véase la Ec. (8)). La sección transversal total para eliminar energía de la onda sonora es la suma de estas tres contribuciones. Como se ilustra en la Figura 7, la absorción es la contribución dominante a la sección transversal para los casos considerados aquí. Es decir, los pistones móviles extraen significativamente más energía de la onda sonora que la disipación en la capa límite viscosa alrededor del dispositivo, lo que a su vez es un efecto mucho mayor que la energía dispersa. La Figura 7 también muestra que una esfera dura dispersa y disipa el sonido en una capa límite, pero esta atenuación es varios órdenes de magnitud menor que la de los dispositivos que absorben la potencia.

15 Las aplicaciones que usan un gran número de dispositivos pueden causar una atenuación significativa, reduciendo significativamente la potencia de la señal al aumentar la distancia desde la fuente de transmisión. En una aplicación típicamente, esto puede reducir la potencia disponible para los dispositivos ubicados además de la fuente de transmisión. Esta es una preocupación particular para escenarios donde la fuente de alimentación está fuera del cuerpo: dispositivos cerca de la trayectoria desde la piel hasta los dispositivos profundos dentro del cuerpo podrían atenuar significativamente el sonido que llega profundamente dentro del cuerpo. La siguiente discusión evalúa la atenuación debido a muchos dispositivos, mediante el uso del efecto de un solo dispositivo en el sonido como se describió anteriormente, para cuantificar estos efectos con los escenarios ilustrativos proporcionados en la Tabla 6. Estos ejemplos usan varios números de dispositivos en un cuerpo con volumen $V_{\text{cuerpo}} = 50\text{L}$. La separación típica es la distancia promedio entre dispositivos vecinos, estimado como la raíz del cubo del volumen promedio por dispositivo.

Tabla 6: Escenarios para múltiples dispositivos en un cuerpo con un volumen de 50L

Número de dispositivos	Espacio típico	Densidad en número
10^{10}	170 μm	$2 \times 10^{11}/\text{m}^3$
10^{11}	80 μm	$2 \times 10^{12}/\text{m}^3$
10^{12}	40 μm	$2 \times 10^{13}/\text{m}^3$

El análisis asume una dispersión incoherente de diferentes dispositivos. En este caso, la atenuación es el producto de la densidad numérica de los dispositivos y la sección transversal de atenuación de un solo dispositivo. Para dispositivos con densidad numérica $V_{\text{dispositivo}}$ y sección transversal a , la atenuación de amplitud es

$$\alpha_{\text{dispositivo}} = \frac{1}{2} V_{\text{dispositivo}} a^2 \quad (23)$$

40 La atenuación para la potencia es el doble de este valor.

Para estimar el efecto de múltiples dispositivos, se considera que los dispositivos están distribuidos uniformemente por todo el cuerpo, por lo que $V_{\text{dispositivo}}$ es la relación entre el número de dispositivos y el volumen del cuerpo. En la práctica, podría haber alguna variación en este valor. Por ejemplo, si los dispositivos se distribuyen uniformemente en el volumen sanguíneo, entonces las partes del cuerpo con un suministro de sangre alto o bajo tendrán correspondientemente mayor o menor $V_{\text{dispositivo}}$. Si, en cambio, los dispositivos se concentran en una porción del cuerpo, por ejemplo, un solo órgano, la densidad numérica correspondiente para un número determinado de dispositivos será mayor en esa región, con una atenuación correspondientemente mayor y más pequeña en otra parte. La densidad numérica de los dispositivos empleados depende de la operación particular que se está realizando. Por ejemplo, cuando se emplean dispositivos de tamaño micrométrico, los métodos en el presente documento se discuten en términos de una densidad numérica de dispositivos que van desde 10^{10} a 10^{12} para un volumen de 50 L. Para dispositivos más grandes, la densidad numérica se puede reducir proporcionalmente al aumento del volumen por dispositivo para retener un volumen total similar de los dispositivos. En estos ejemplos, se abordan dispositivos que oscilan en tamaño de 1 micrón de radio a 1 mm de radio, aunque los dispositivos fuera de estos intervalos podrían emplearse en operaciones particulares.

55 Como se señaló anteriormente, la Figura 7 muestra que la energía absorbida por los pistones es la contribución dominante a la sección transversal. Por lo tanto, se usa un cálculo de la absorción de potencia para evaluar el efecto de grandes números de dispositivos.

60 Las Figuras 8A y 8B son gráficos de potencia frente a frecuencia a diferentes profundidades donde múltiples dispositivos absorben activamente la señal acústica. Estos gráficos muestran el efecto de 10^{11} dispositivos en potencia a varias distancias de la fuente, para tejido blando (8A) y para tejido pulmonar (8B). La potencia con atenuación debida a la potencia de recogida de dispositivos (curvas sólidas) se representa para el escenario de la Tabla 5, y las curvas discontinuas muestran potencia frente a frecuencia sin atenuación del dispositivo, de las Figuras 6A y 6B.

65

Comparando con las Figuras 6A y 6B muestra que este número de dispositivos reduce significativamente la potencia en el tejido blando a las frecuencias y distancias más altas. Por otro lado, la atenuación en el pulmón es tan grande que la atenuación adicional debida a los dispositivos es relativamente menor. La atenuación en el tejido blando aumenta rápidamente con dispositivos adicionales, como se muestra en la Figura 9, que representa potencia, con atenuación debido a dispositivos que recogen potencia en tejido blando, en función del número de dispositivos distribuidos uniformemente en el volumen corporal para el escenario de la Tabla 5. Las curvas corresponden a las distancias indicadas desde la fuente y las frecuencias de sonido.

Como se discutió anteriormente, un gran número de dispositivos que extraen potencia aumenta significativamente la atenuación en el tejido que de otro modo proporcionaría una potencia significativa a los dispositivos más profundos. La siguiente discusión describe algunos métodos de funcionamiento de dispositivos que podrían usarse para mitigar este problema. Pueden emplearse combinaciones y variaciones de estos métodos, y en algunos casos, los dispositivos pueden operarse de manera diferente en diferentes momentos o ubicaciones, para asignar potencia de manera flexible a pesar de la atenuación adicional debido a la extracción de energía.

En un método de funcionamiento, los dispositivos pueden ajustar sus actividades basándose en la potencia disponible. Por ejemplo, los dispositivos tienen más potencia cuando están cerca de la piel que cuando están profundas en el tejido. Por lo tanto, un dispositivo podría diferir de las tareas de energía intensiva, tales como el análisis de datos o la comunicación, hasta que estén cerca de la piel. Por el contrario, los dispositivos más profundos en el tejido podrían realizar un conjunto de tareas más limitado, o solo operar intermitentemente.

En lugar de usar la potencia como se recibe, un dispositivo podría almacenar energía para su uso posterior (Freitas, "Nanomedicine, Volume I: Basic Capabilities," Landes Bioscience, 1999). La energía almacenada puede proporcionar una mayor potencia de ráfaga, o potencia cuando el dispositivo está en una ubicación donde el sonido está demasiado atenuado para proporcionar una potencia adecuada. El almacenamiento de energía permite la separación cuando se recoge energía de cuando se usa para accionar cargas en el dispositivo.

El almacenamiento de energía también podría ser útil cuando se usa una mezcla de tamaños de dispositivo. Es decir, los dispositivos más grandes se colocan en ubicaciones fijas en lugar de ser lo suficientemente pequeñas como para viajar a través de capilares, podrían recoger y almacenar energía. Al hacer vibrar sus superficies, tales dispositivos podrían actuar como transductores pequeños distribuidos dentro del tejido, proporcionando energía a dispositivos más pequeños a medida que pasan cerca. Esta transmisión de potencia ocurriría sobre distancias mucho más pequeñas que la potencia de los transductores externos, por lo que podría usar frecuencias más altas que atenuarían significativamente si se usan por los transductores externos. Estos dispositivos más grandes podrían proporcionar potencia y comunicación, con la mayor eficiencia proporcionada por las frecuencias más altas (Hogg y Freitas, "Acoustic communication for medical nanorobots," Nano Communication Networks, 2012).

Los dispositivos cerca de la piel podrían reducir su contribución a la atenuación reduciendo su recolección de energía. Una forma de hacerlo es reduciendo el número de pistones activos bloqueando algunos en su lugar. Alternativamente, un dispositivo podría reducir la potencia recogida por cada pistón. Esto podría implicar un movimiento más lento (aumentando la carga en cada pistón) o detener los pistones durante una parte de cada ciclo acústico (por ejemplo, reduciendo el intervalo del movimiento del pistón). Para la misma potencia, este último enfoque conduce a una mayor disipación y, por lo tanto, a una mayor atenuación.

Detener el movimiento del pistón sobre varios ciclos acústicos en lugar de solo parte de uno tiene un beneficio adicional posible si los dispositivos cerca de la piel sincronizan sus ciclos de trabajo para absorber la potencia, mientras que todos los dispositivos cerca del tope de piel absorben potencia, reducen la atenuación del sonido, haciendo ráfagas de mayor potencia disponible para un tejido más profundo. Esto contrasta con los ciclos de trabajo no sincronizados, lo que solo aumenta algo la potencia promedio a los dispositivos más profundos. Podría añadirse una señal de sincronización A la onda sonora de los transductores, o podría proporcionarse desde relojes en los dispositivos.

Otra opción es seleccionar el alcance de pistones por lo que la variación de alta presión los empuja a sus límites. Mientras se atascan en sus límites, los pistones no absorben energía y pueden ser similares en rigidez al resto de la superficie del dispositivo. En este caso, los dispositivos inferiores a la mitad de la longitud de onda se sincronizarían automáticamente por medio de experimentar variaciones de presión extremas aproximadamente al mismo tiempo. Esto es particularmente útil para dispositivos destinados a funcionar cerca de la piel. Dichos dispositivos pueden obtener una potencia significativa sin un gran alcance para pistones y tendrán más de su volumen disponible para otros usos.

La recogida de menos potencia reduce la contribución importante a la atenuación acústica, aunque estos dispositivos todavía atenúan el sonido a través de la disipación en la capa límite y por dispersión (véase la Figura 7). Como un ejemplo de uso de este método de operación, la Figura 10 muestra una situación con un gran número de dispositivos (10^{12} dispositivos) que solo un poco de energía de una señal de 1000 KHz permanecería 20 cm de la fuente (véase la Figura 9) si no se empleó ningún método de mitigación. En el método mostrado en la Figura 10, los dispositivos que limitan su potencia aumentan considerablemente la profundidad a la que otros dispositivos pueden recibir una potencia sustancial. Las curvas de la Figura 10 comparan la potencia con la distancia cuando los dispositivos usan toda la potencia disponible y cuando cada uno está limitado para usar no más de 100pW.

El uso de dos o más frecuencias puede proporcionar más potencia a los dispositivos más profundos en el cuerpo. En un ejemplo de este enfoque, los dispositivos cerca de la piel extraen energía de una frecuencia más alta, mientras que una frecuencia más baja, con menor atenuación, se reserva para dispositivos más profundos. Al no extraer energía de la baja frecuencia, los dispositivos más cerca de la fuente de transmisión atenúan únicamente pasivamente el sonido, es decir, por dispersión y disipación viscosa en fluido alrededor del dispositivo. Esta atenuación pasiva es significativamente menor que la atenuación debido a la extracción de energía (véase la Figura 7). Los dispositivos podrían seleccionar absorber una frecuencia alta o baja con una distancia preespecificada, es decir, incorporada en el control del robot por el diseño; suponiendo que los dispositivos pueden detectar su distancia o recibir comandos desde otro dispositivo que puede. Se pueden usar criterios alternativos para determinar la selección de frecuencia; por ejemplo, los dispositivos podrían ser adaptativos, intentando brevemente cada frecuencia, recogiendo, a continuación, la que da la mayor potencia (tal como donde el intervalo más corto, se transmite una mayor frecuencia a mayor resistencia que la frecuencia de intervalo más baja, más larga); Como otro ejemplo, los dispositivos podrían usar una relación de potencia de frecuencias altas y bajas para decidir cuándo conmutar (por ejemplo, usando los valores indicados en la Figura 11 o Figuras 16-18 descritos más adelante). Los dispositivos podrían cambiar entre estos métodos a medida que se mueven, o como cambios de potencia disponibles, por ejemplo, debido al movimiento de otros robots más cerca de la fuente. Una limitación de usar frecuencias divididas para aplicaciones médicas o veterinarias es que la intensidad combinada de las frecuencias no puede exceder el límite seguro sobre la intensidad total. Por lo tanto, dividir el sonido entre dos o más frecuencias significa menos potencia de cada frecuencia que si se usa esa frecuencia sola.

La Figura 11 muestra un ejemplo de este método de funcionamiento. En este método, los dispositivos monitorizan la potencia disponible de la frecuencia más alta. Se utilizan esa frecuencia para la potencia cuando proporciona al menos 2,3pW, que se produce a una distancia de 8 cm de la fuente. De lo contrario, conmutan a la frecuencia inferior (obsérvese que la "distancia" del dispositivo en este caso está determinada por la intensidad de la señal, en lugar de la distancia *per se*). La Figura 11 muestra este método utilizado para 10^{12} dispositivos. Las curvas sólidas muestran potencia para el escenario de la Tabla 5, excepto que los 1000W/m^2 la intensidad de la fuente se divide entre 100 kHz y 300 kHz, con presiones de fuente 43 kPa y 23 kPa, respectivamente. En comparación con el uso de solo una de estas frecuencias para todos los dispositivos, este enfoque de frecuencia dividida proporciona significativamente más potencia a dispositivos más profundos. En este método, los dispositivos 10 cm de la fuente tienen más potencia que aquellos más cerca de la piel. Por lo tanto, la potencia acústica no necesita disminuir monótonicamente con la distancia en el cuerpo. Algunos ejemplos adicionales de transmisión en diferentes frecuencias se analizan a continuación con respecto a las Figuras 16-18.

Una forma en la que se puede lograr esta técnica es para dispositivos cerca de la piel para ajustar sus resortes para evitar responder a la baja frecuencia, de la misma manera que compensan las variaciones en la presión ambiental, como se discutió con la Ec. (7). Por ejemplo, cuando la señal acústica se transmite en dos frecuencias (e ignorando cualquier diferencia de presión y fase ambiental), la presión total en función del tiempo es las presiones combinadas de las dos frecuencias:

$$p_{total}(t) = p_1 \cos(\omega_1 t + \phi_1) + p_2 \cos(\omega_2 t + \phi_2) \quad (24)$$

Donde ϕ_1 y ϕ_2 son los ángulos de fase de las dos frecuencias. El resorte de fuerza constante de cada dispositivo ubicado cerca de la fuente de transmisión puede ajustarse a una frecuencia que coincide con la señal acústica de frecuencia más baja para cancelar eficazmente, de la misma manera que el ajuste para compensar la presión ambiental en el caso de dispositivos que funcionan en el sistema circulatorio.

Como se ha indicado anteriormente, los cambios de presión ambiental para dispositivos que funcionan en el sistema circulatorio, crean un ciclo de presión eficaz de aproximadamente 1 por minuto de frecuencia para la circulación general, y una frecuencia de aproximadamente 1 Hz cuando se opera en una arteria. El ajuste de la respuesta del pistón a la presión se puede ajustar para compensar estos cambios. Estos cambios son mucho más lentos que los utilizados para seleccionar una frecuencia de absorción. Una posible retroalimentación de control para el dispositivo es medir la posición promedio del pistón sobre la escala de tiempo relevante (por ejemplo, decenas de segundos para circulación, milisegundos para latido cardíaco). La diferencia entre este promedio medido y, por ejemplo, la posición intermedia del pistón entre los límites en su intervalo, podría ser la señal de error de control, y el dispositivo podría ajustar la fuerza sobre los resortes para reducir el error, usando un método de control convencional (por ejemplo, controlador PID).

Como un ejemplo de ajuste para seleccionar una frecuencia de absorción, si las frecuencias se dividen entre 100 kHz y 300 kHz (como se discutió para la Figura 11), los dispositivos más cercanos pueden ajustar sus resortes de fuerza constante para compensar la variación de presión de 100 kHz (absorbiendo así solo la señal de 300 kHz). Esta compensación (realizada, por ejemplo, bajo la dirección de un controlador tal como un controlador PID) requiere cambiar la superposición, $L_{resorte}$, mucho más rápidamente que necesario para ajustar los cambios en la presión ambiental. Como un caso extremo, considere un dispositivo cerca de una fuente con amplitud de presión de 50 kPa. Debe ajustarse al cambio de presión por dos veces esta cantidad cada medio período de la onda de presión. Esto corresponde a cambiar $L_{resorte}$ en aproximadamente 35 nm en 5 μs . A partir de la Ec. (5) y usando el límite superior en $L_{resorte}h_{resorte}$ de $0,01 \mu\text{m}^2$, este ajuste se disipa menos de 10^{-3} pW. Mientras mucho más grande que la potencia disipada para ajustar a

la variación de presión ambiental, esta disipación es mucho menor que la potencia disponible para el dispositivo. Si bien los dispositivos más distantes podrían ajustarse para absorber solo la frecuencia de 100 kHz, típicamente no hay ninguna ventaja para hacerlo, ya que la frecuencia de 300 kHz se atenúa en gran medida antes de alcanzar dichos dispositivos.

5 En algunas aplicaciones, los dispositivos pueden permanecer en una ubicación durante un período de tiempo prolongado. En tales casos, los problemas con la atenuación pueden reducirse empleando diferentes clases de dispositivos. Por ejemplo, los dispositivos diseñados para trabajar en entornos de alta potencia cerca de la piel solo podrían usar altas frecuencias y, por lo tanto, podrían tener menos pistones inferiores, ya que su alcance de movimiento es menor a altas frecuencias. Dichos pistones no serían tan eficaces para recoger potencia a frecuencias más bajas. Por otro lado, los dispositivos previstos para
10 un funcionamiento más profundo podrían desviar más de su volumen a pistones para recoger de manera más eficiente la potencia de las ondas de menor frecuencia que penetran más profundo. Es decir, una mezcla heterogénea de diseños de dispositivos podría coincidir mejor con la disponibilidad de potencia acústica que si todos los dispositivos tienen los mismos diseños. El uso de diferentes tipos de dispositivos se analiza adicionalmente con respecto a las Figuras 19A-22B.

15 En situaciones donde se desea transmitir una señal acústica a una ubicación particular, los dispositivos podrían evitar ciertas trayectorias entre la fuente de transmisión y dicha ubicación, permitiendo más energía sonora para alcanzar la ubicación deseada. Como ejemplo, los dispositivos cercanos a la piel podrían evitar posiciones entre la piel y el tejido más profundo, evitando así la atenuación de la señal a los dispositivos en esas regiones más profundas. Estas regiones pueden no ser estáticas, por ejemplo, algo de tejido mueve unos pocos centímetros durante cada respiración, que es mayor que las longitudes de onda consideradas aquí. Los dispositivos deben ajustarse para este movimiento si cambia las ubicaciones de los dispositivos en relación con las ubicaciones más profundas que requieren la potencia adicional. Si los dispositivos más profundos no requieren potencia continua, los dispositivos solo podrían emplear esta mitigación
20 ocasionalmente, según sea necesario, alternando así energía entre dispositivos más profundos y menos profundos. De esta manera, los dispositivos gestionan la recopilación de energía y el uso como grupo, en lugar de cada dispositivo que se enfoca en la energía que necesita su propio uso. Este enfoque es especialmente útil si las actividades de uso de energía principales están en regiones profundas relativamente pequeñas.

La Figura 12 ilustra el efecto de un ejemplo de este método de operación, donde los dispositivos evitan las trayectorias entre los transductores en la piel y la superficie del pulmón. En este caso, el número de dispositivos es lo suficientemente grande (10^{12} dispositivos) para atenuar considerablemente el sonido en el tejido entre el pulmón y la piel (véase la Figura 9). Evitar esas ubicaciones proporciona más energía a los dispositivos en el pulmón. Las curvas sólidas en la Figura 12 muestran potencia cuando los dispositivos evitan ubicaciones entre la superficie pulmonar y la piel. A modo de comparación, las curvas discontinuas muestran potencia cuando los dispositivos distribuidos uniformemente absorben energía en todas las ubicaciones, incluyendo entre el pulmón y la piel. Los valores siguientes a las curvas indican una distancia desde la superficie orientada hacia la piel del pulmón. Otros ejemplos de estos métodos se discuten a continuación con respecto a las Figuras 22-23D.
30

Idealmente, para este método de operar los dispositivos, los dispositivos evitarían activamente las regiones que bloquean la trayectoria de transmisión a la ubicación deseada. Por lo tanto, no contribuirían a la atenuación por ninguno de los mecanismos en comparación con la Figura 7. Sin embargo, los dispositivos móviles de algunas áreas significan concentraciones más altas en otros, aumentando así la atenuación en esas áreas por encima de los valores descritos en la presente memoria para una distribución uniforme de dispositivos.
40

Como alternativa al desplazamiento de la trayectoria, los dispositivos podrían lograr gran parte del mismo efecto al detener o reducir su absorción de energía cuando detectan que pasan a través de ubicaciones de trayectoria. Dichos dispositivos todavía atenuarían el sonido debido a la dispersión y la disipación cerca de sus superficies, pero mucho menos que cuando absorben activamente la potencia (véase la Figura 7).
45

En otro método de funcionamiento, los dispositivos capaces de medir sus distancias a vecinos podrían colocarse en sí mismos para ajustar con precisión las propiedades acústicas a escalas muy por debajo de la longitud de onda, creando de esta manera metamateriales acústicos dinámicos (Chen y Chan, "Acoustic cloaking and transformation acoustics," *Journal of Physics D: Applied Physics*, 11, IOP Publishing, 2010), (Zheludev, "The road ahead for metamaterials," *Science*, 2010) para manipular el campo sonoro. Esto podría incluir enfocar sonido en regiones pequeñas y más profundas donde los dispositivos requieren energía adicional para realizar sus tareas.
50

Las frecuencias de aproximadamente 100 kHz proporcionan la mayor potencia en gran parte del cuerpo. Sin embargo, los dispositivos más de un centímetro o de este modo dentro del tejido de alta atenuación reciben poca energía. Incluso dentro de un tejido con baja atenuación, la potencia puede variar con cambios a pequeña escala en la ubicación del dispositivo. Esto se debe a que la potencia disminuye con el aumento de la viscosidad del fluido alrededor del dispositivo (véase la Ec. (12)). Los escenarios discutidos aquí corresponden a dispositivos en los vasos sanguíneos. Los dispositivos fuera de los vasos sanguíneos podrían encontrar viscosidades mucho más grandes (Freitas, "Nanomedicine, Volume I: Basic Capabilities," Landes Bioscience, 1999) y, por lo tanto, tienen menos energía que los dispositivos cercanos en los vasos. En resumen, el ultrasonido es una fuente de energía factible, pero la cantidad de potencia varía significativamente con la ubicación del dispositivo en el cuerpo tanto en macro como microescalas.
55
60
65

La energía acústica plantea desafíos para el diseño del dispositivo. Si bien los pistones son colectores de energía relativamente simples, también son voluminosos, mediante el uso de una fracción significativa del volumen y la superficie del dispositivo, en comparación, por ejemplo, a la potencia química de las celdas de combustible (Freitas, "Nanomedicine, Volume I: Basic Capabilities," Landes Bioscience, 1999), (Hogg and Freitas, "Chemical Power for microscopic robots in capillaries," Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine, 2, 2010). Por lo tanto, el uso de suficientes pistones para recoger la potencia adecuada puede reducir el rendimiento de los usos del volumen o la superficie del dispositivo. Por ejemplo, un dispositivo puede requerir un volumen sustancial para tanques de productos químicos, almacenamiento de energía o procesamiento de información. El dispositivo podría requerir un área superficial para una variedad de tareas. En muchos casos, una tarea importante está dedicada a los sensores químicos o bombas. Dichos dispositivos pueden ser mucho más pequeños que el área superficial total, lo que permite la sala de un gran número de ellos (Freitas, "Nanomedicine, Volume I: Basic Capabilities," Landes Bioscience, 1999). Para esta tarea, no es probable que los pistones sean un problema importante porque la recolección química solo depende débilmente de la fracción del área superficial que absorbe el producto químico (Berg, "Random Walks in Biology," Princeton University Press, 1993). Sin embargo, el área dedicada a los pistones podría ser más limitante para otros usos. Por ejemplo, la comunicación (Hogg y Freitas, "Acoustic communication for medical nanorobots," Nano Communication Networks, 2012) o locomoción (Hogg, "Using surface-motions for locomotion of microscopic robots in viscous fluids," J. of Micro-Bio Robotics, 2014) puede requerir un área superficial sustancial. Una posible mitigación a estos usos competitivos es para que los pistones realicen múltiples funciones. Por ejemplo, los actuadores que ajustan la fuerza del resorte en respuesta a la presión ambiental cambiante también podrían proporcionar fuerza para mover los pistones. Esto proporcionaría fácilmente oscilaciones superficiales para locomoción, que implican frecuencias más bajas (1-10 kHz) pero un intervalo de movimiento similar (Hogg, "Using surface-motions for locomotion of microscopic robots in viscous fluids," J. of Micro-Bio Robotics, 2014) como los pistones considerados aquí. Por otro lado, accionar los pistones para la comunicación acústica requiere frecuencias mucho más altas e intervalos de movimiento más pequeños (Hogg and Freitas, "Acoustic communication for medical nanorobots," Nano Communication Networks, 2012), que pueden estar más allá de las capacidades de los actuadores que ajustan los resortes en respuesta a los cambios de presión ambiental.

La discusión anterior se centra principalmente en dispositivos de tamaño micrométrico, ya que tales dispositivos tienen particular interés para aplicaciones médicas debido a su capacidad de moverse fácilmente a través del sistema circulatorio. Sin embargo, los métodos de funcionamiento analizados son aplicables para cualquier situación en la que un gran número de dispositivos se operan dentro de un material transmisor. Para ejemplos de tales aplicaciones, el siguiente análisis considera dispositivos de tamaño milimétrico (1000x más grande que los dispositivos abordados en la discusión anterior), donde se supone que los dispositivos están funcionando en un gran tanque de agua, con potencia acústica suministrada desde las paredes del tanque. Las ondas planas entran en el tanque desde parte o toda su superficie. Se evalúa la potencia disponible para los dispositivos en función de la distancia a la fuente (es decir, el transmisor más cercano en la superficie, suponiendo que la distancia es lo suficientemente pequeña como para que las ondas planas sean una buena aproximación). Para simplificar los cálculos, se supone que otras superficies del tanque están lo suficientemente lejos o son absorbentes de manera que no hay necesidad de tener en cuenta las reflexiones e interferencias de esas superficies. Estos supuestos paralelos al ajuste como se usa anteriormente para evaluar los dispositivos de tamaño micrométrico que operan en el tejido.

En comparación con el análisis anterior de dispositivos de tamaño micrométrico en el tejido, este ejemplo difiere de varias maneras. Debe tenerse en cuenta que estos se ofrecen como dos ejemplos para ilustrar la efectividad de los presentes métodos operativos para mitigar la atenuación, y no deben verse como limitación; estos métodos deben ser beneficiosos para operar múltiples dispositivos en una amplia gama de tamaños y en diferentes situaciones.

El agua, como se usa en este ejemplo, tiene una viscosidad menor en comparación con los fluidos biológicos, y esta menor viscosidad y el mayor tamaño del dispositivo significan que la aproximación del bajo número de Reynolds no es tan precisa. La atenuación acústica inferior en el fluido (agua) en comparación con el tejido biológico para las distancias y el número de dispositivos evaluados significa que sustancialmente toda la atenuación se debe a dispositivos, en lugar de tener también una contribución sustancial del tejido (por ejemplo, pulmones). El mayor tamaño del dispositivo significa que los dispositivos están más cerca de tamaño a las longitudes de onda estudiadas aquí que para los dispositivos de tamaño micrométrico, lo que reduce la precisión del análisis de dispersión pasiva por dispositivos cuando no absorbe energía, es decir, dispersión de esferas duras, ya que ese análisis asume que los dispositivos son mucho más pequeños que la longitud de onda (véase la Tabla 3 anterior). Para tales dispositivos más grandes, puede ser beneficioso emplear frecuencias inferiores correspondientes (por ejemplo, frecuencias que tengan una longitud de onda al menos 10 x mayor que el tamaño del dispositivo), que ya no serían ultrasonido, y podrían tener longitudes de onda comparables o mayores que el tamaño del tanque. Los dispositivos en un tanque de agua expuestos a la presión atmosférica tienen una presión constante (es decir, sin variación de tiempo), a diferencia de la variación de presión en los vasos sanguíneos, especialmente arterias, debido al corazón. Por lo tanto, los dispositivos más grandes en este ejemplo no necesitan ajustarse a la presión ambiental cambiante (que también es cierto de los micro-dispositivos cuando funcionan en situaciones donde la presión circundante es constante). Sin embargo, tienen variación en la presión hidrostática en base a su profundidad en el agua. Esto es análogo a la variación de presión basada en la ubicación para dispositivos de tamaño micrométrico que se mueven desde las arterias hasta las venas. La fricción del pistón en estos dispositivos más grandes está dominada por la resistencia viscosa, como con el análisis de dispositivos de tamaño micrométrico atómicamente precisos, y se supone que la amortiguación viscosa es mucho mayor que la fricción deslizante del pistón a medida que se mueve en su carcasa. Esto es razonable para superficies

atómicamente lisas, en base a la estimación del coeficiente de fricción deslizante, $k_{sliding} = 10^3 \text{ kg}/(\text{m}^2 \text{ s})$. Este valor presumiblemente subestima en gran medida la fricción deslizante para los dispositivos MEMS. Si la fricción de deslizamiento es realmente lo suficientemente grande como para igualar la resistencia debido a la viscosidad, cada dispositivo extraerá menos potencia y no atenuará el sonido tanto. Esta no es una diferencia importante para ilustrar los métodos de mitigación si los dispositivos atenúan menos de asumidos en este análisis, entonces los resultados mostrados aquí corresponderían a la atenuación real de un mayor número de dispositivos correspondiente.

La Tabla 7 enumera las propiedades acústicas y los parámetros del dispositivo utilizados en la siguiente discusión. El coeficiente de absorción de amplitud depende de la frecuencia (NMI Tabla 4.2, p. 117). Para la sección transversal de dispersión, la discusión anterior de la Ec. 14 notas cuando los dispositivos bloquean los pistones, se dispersan y disipan como esferas duras, lo que da la atenuación debido a dispositivos que no absorben energía. La densidad numérica de los dispositivos se selecciona para proporcionar el mismo volumen total que en los ejemplos del dispositivo. Los dispositivos aquí son 1000 x más grandes que los dispositivos a escala de micrones, por lo tanto 10^9 veces un volumen mayor. 10^{12} dispositivos de tamaño micrométrico en 50 L de volumen corporal tienen una densidad numérica 2×10^{13} dispositivos/ m^3 el número correspondiente para dispositivos de tamaño milimétrico sería 10^9 veces más pequeños, es decir, 2×10^4 dispositivos/ m^3 . Con esta densidad numérica, la separación típica de dispositivos distribuidos uniformemente es de aproximadamente 37 mm. Para la intensidad acústica, no es necesario restringir el límite de seguridad biológica como en el ejemplo; sin embargo, el mismo valor de $1000 \text{ W}/\text{m}^2$ se emplea aquí para la definición. El flujo promedio en el tiempo es

$\mathcal{F} = \frac{1}{2} \frac{p^2}{\rho c}$; para intensidad de $1000 \text{ W}/\text{m}^2$, esto corresponde a una variación de presión acústica de 55 kPa y permitir algunas pérdidas en la superficie del agua, una elección conveniente para la presión entrante es $p = 50 \text{ kPa}$. El coeficiente de resistencia viscosa para el movimiento del cilindro, $k_{viscoso}$ se define en términos de fuerza de resistencia cuando se mueve a velocidad v a través del fluido: $F_{resistencia} = k_{viscoso} v$ con $k_{viscoso} = g\eta d_{piston}$ donde η es la viscosidad del fluido y d_{piston} el diámetro del pistón. Este ejemplo utiliza el mismo factor de resistencia viscosa, $g = 45$, como se usa para el análisis de tamaño de micrones; por lo tanto, aumentar el diámetro del pistón por un factor de 1000 aumenta $k_{viscoso}$ en el mismo factor.

Tabla 7: Parámetros para dispositivos de tamaño milimétrico

Propiedades acústicas		
Velocidad del sonido	c	1500 m/s
Densidad de fluido	ρ	1000 kg/m^3
Coeficiente de absorción de amplitud	$\alpha_{coeficiente}$	$2,5 \times 10^{-14} \text{ s}^2/\text{m}$
Presión de fuente	p	50 kPa
Parámetros de dispositivo		
Radio	r	1 mm
Número de pistones	$n_{pistones}$	20
Amplitud de movimiento del pistón	h_{piston}	200 μm
Área de sección transversal del pistón	A_{piston}	0,071 mm^2
Ciclo de trabajo para operación del pistón		50 %
Coeficiente de resistencia viscosa para pistón	$k_{viscoso}$	$1,35 \times 10^{-5} \text{ sN}/\text{m}$
Densidad numérica del dispositivo	v	$2 \times 10^4/\text{m}^3$
Espacio típico de separación		37 mm

La longitud de onda grande en comparación con el tamaño del dispositivo, por ejemplo, 100 kHz es de 15 mm, 20 kHz es de 75 mm, 1 kHz es de 1500 mm (de la Tabla 3).

Como base para la comparación, las Figuras 13A y 13B ilustran la potencia disponible en función de la frecuencia para dispositivos a tres distancias desde la fuente de transmisión, para dispositivos más grandes (1 mm de día) que funcionan en un cuerpo de agua. Obsérvese que los ejes se escalan logarítmicamente. La densidad numérica de los dispositivos para la Figura 13A ($20.000/\text{metro}^3$) se selecciona para tener el mismo volumen total que para los dispositivos de 1 micrón ilustrados en las Figuras 8A y 8B, mientras que la densidad numérica de los dispositivos para la Figura 13B es mucho menor ($4000/\text{metro}^3$). La presión atenuada se evalúa mediante la resolución numérica de la ecuación diferencial de atenuación

$$dp(x)/dx == -\alpha(x) * p(x) \quad (25)$$

donde $\alpha(x)$ es el coeficiente de atenuación, con contribuciones de atenuación debido al fluido (que es pequeño en estos ejemplos) y debido a dispositivos que absorben la potencia, que depende de la presión, haciendo así esta

ecuación no lineal. Se puede observar que, para frecuencias más altas, la potencia disponible se atenúa significativamente con una mayor distancia desde la fuente de transmisión.

Las Figuras 14 y 15 ilustran el efecto de tener dispositivos que limitan la cantidad de potencia que absorben, en lugar de cada dispositivo que absorbe la mayor potencia que está disponible en su ubicación. Tal limitación podría realizarse en base a la ubicación (por ejemplo, todos los dispositivos cerca de la fuente de transmisión limitan su absorción de energía) y podrían realizarse de manera coordinada (por ejemplo, todos los dispositivos cerca de la fuente de transmisión podrían dejar de recopilar potencia juntos durante períodos, para permitir una ráfaga de señal relativamente desatenuada a una ubicación más lejos de la fuente).

La Figura 14 ilustra la potencia disponible frente a la frecuencia a tres distancias, de una manera similar a la situación mostrada en la Figura 13A; sin embargo, en este caso la absorción de energía por cada dispositivo tiene un límite de 0,3W. Para mostrar el efecto de este método a mayores distancias, la Figura 15 compara las curvas de potencia frente a frecuencia para la potencia disponible a una distancia de 10 cm de la fuente, se toman estas curvas de la Figura 13A y la Figura 14 pero se presentan con una escala vertical diferente. La diferencia para frecuencias más altas (dentro del intervalo analizado en la presente memoria) es claramente visible. Cuando se permite que los dispositivos se absorban sin el límite de 0,3W, los dispositivos cerca de la fuente atenúan significativamente el sonido, dejando poca potencia de señal disponible para dispositivos más profundos a altas frecuencias.

Como se discutió anteriormente con respecto a la Figura 11 (para el ejemplo de dispositivos de tamaño micrométrico que funcionan en tejido biológico), una señal puede transmitirse en más de una frecuencia, y los dispositivos pueden absorber diferentes frecuencias dependiendo de su distancia relativa de la fuente de transmisión. Las Figuras 16A-18 ilustran el efecto de dicho método de funcionamiento en algunos ejemplos de divisiones de frecuencia. Estos ejemplos comparan la potencia disponible con una distancia creciente de la fuente de transmisión para pares de frecuencias (Figuras 16 y 17) y una generalización a un ejemplo donde se emplean tres frecuencias (para dispositivos cercanos, medios y profundos) (Figura 18). La relación entre el flujo promedio y la presión no depende de la frecuencia, por lo que estos ejemplos usan la misma división de presiones de fuente para frecuencias bajas y altas como se usó en el ejemplo mostrado en la Figura 11 para 100 kHz y 300 kHz, es decir, 43 kPa para la frecuencia inferior y 25 kPa para la mayor frecuencia.

En cualquiera de estos casos, la respuesta de los dispositivos se puede ajustar para la absorción de frecuencias particulares de una manera similar a la descrita anteriormente para dispositivos de tamaño micrométrico. Por ejemplo, cuando se emplean pistones para absorber energía de la señal, la rigidez de resorte del pistón se puede ajustar (mediante el uso de medios de ajuste tal como se emplea para muestras de vatios de alta precisión, mediante accionadores MEMS, etc.) y/o el pistón se puede forzar directamente (tal como mediante el uso de accionadores MEMS o medios similares), con la frecuencia y magnitud del ajuste seleccionado para cancelar eficazmente la frecuencia o frecuencias no deseadas. Como se discutió anteriormente con respecto a la Figura 11, pueden usarse diversos criterios para determinar cuándo un dispositivo selecciona una frecuencia particular para la absorción. Los ejemplos están seleccionando la frecuencia basada en la ubicación (tal como la distancia desde la o las fuentes de transmisión o ubicación dentro de una trayectoria especificada), basándose en la intensidad de la señal recibida, etc. Los dispositivos también pueden cambiar frecuencias en coordinación con otros dispositivos, por ejemplo, periódicamente frecuencias conmutadas para reducir o aumentar la absorción de una frecuencia particular durante dichos períodos.

En el primer método, mostrado en la Figura 16, la señal se divide entre 50 kHz y 100 kHz, con dispositivos dentro de 10 cm de la fuente de transmisión que se absorben solo a 100 kHz, y se absorben adicionalmente a 50 kHz. Las líneas continuas en la Figura 16 muestran la potencia con la distancia cuando se emplea este método, mientras que las líneas discontinuas muestran la potencia con la distancia para el caso donde toda la señal se transmite a 50 KHz (línea punteada) y el caso cuando se transmite a 100 KHz (línea discontinua).

La Figura 17 ilustra un método similar, pero donde la señal se divide entre las frecuencias de 100 KHz y 300KHz. De nuevo, las líneas continuas muestran la potencia con la distancia cuando los dispositivos dentro de 10 cm de la fuente de transmisión absorben solo a 300 kHz y los que absorben adicionalmente en 100KHz, mientras que las líneas discontinuas muestran la potencia con la distancia para los casos donde toda la señal se transmite a 100 KHz (línea punteada) y a 300 KHz (línea discontinua).

La Figura 18 ilustra la potencia disponible con distancia para una situación en la que la señal se divide en tres frecuencias (50 kHz, 100 kHz y 300 kHz), con la potencia de transmisión dividida por igual entre los tres, por lo que cada frecuencia tiene 29 kPa, (es decir, $50 \text{ kPa} / \sqrt{3}$), y cada frecuencia usada para 1/3 de la distancia de 20 cm (por lo tanto, dispositivos de 0-6,7 cm absorben a 300 kHz, dispositivos de 6,7-13,4 cm absorben a 100 kHz, y los dispositivos de 13,4- 20 cm absorben a 50 kHz. Cuando se emplean múltiples frecuencias, los dispositivos dentro de un intervalo de distancia particular pueden ajustarse solo para evitar absorber las frecuencias utilizadas por esos dispositivos ubicados más distantes. Para el ejemplo que se muestra en la Figura 18, los dispositivos ubicados de 0-6,7 cm se ajustan para evitar que las frecuencias tanto de 50 kHz como de 100 kHz, y los dispositivos ubicados de 6,7-13,4 cm de ajuste para evitar la absorción de la frecuencia de 50 kHz.

Otro método, cuando los dispositivos están destinados a funcionar en ubicaciones conocidas, es emplear diferentes dispositivos (o dispositivos de funcionamiento diferente) a diferentes distancias de la fuente de transmisión. Los

dispositivos difieren en su característica de absorción de señal. Con fines ilustrativos, los ejemplos discutidos aquí difieren en número y/o configuración de pistones empleados para absorber energía de la señal; sin embargo, podrían variarse otras características de los dispositivos. Las Figuras 19-21 ilustran algunos ejemplos de tales métodos. En el ejemplo que se muestra en las Figuras 19 y 20, absorción en función de la frecuencia se compara para dispositivos que tienen muchos, pistones de pequeño alcance frente a dispositivos que tienen menos pistones de gran alcance-en ambos casos, mediante el uso del mismo volumen total de pistones (esto es apropiado si todos los dispositivos necesitan una fracción fija de su volumen para otros componentes, p. ej., ordenador, sitios de unión, etc.). La Figura 21 compara los casos donde se varía el número de pistones, pero el tamaño de los pistones permanece constante.

Para las Figuras 19 y 20, dispositivos como se discutió anteriormente en la Tabla 7 se consideran en comparación con dispositivos que tienen la mitad de pistones, pero donde cada pistón tiene dos veces el alcance. Estos dispositivos con menos pistones de mayor alcance absorben menos potencia cerca de la fuente de transmisión, por lo que atenúan menos y permiten que se reciba más potencia por dispositivos más profundos.

La Figura 19 compara tres métodos, dos de los cuales hacen uso de la absorción limitada de dispositivos que tienen menos pistones cuando funcionan cerca de la fuente de transmisión. Un método mostrado es el mismo que para la Figura 13, donde solo se emplean dispositivos que tienen más pistones de alcance más pequeño (líneas continuas, con las formas de puntos de datos que indican la distancia desde la fuente de señal). En otro método (líneas discontinuas), todos los dispositivos tienen la mitad del número de pistones, pero cada pistón tiene dos veces el intervalo de funcionamiento. En el tercer método, los dispositivos que tienen menos pistones de mayor alcance se operan dentro de 3 cm de la fuente de transmisión, y los dispositivos que tienen el número de pistón original y el tamaño (como se establece en la Tabla 7) se operan a más de 3 cm de la fuente. La Figura 19 ilustra la potencia resultante frente a la frecuencia a tres distancias. Obsérvese que, a la distancia de 0 cm, las curvas para los dos métodos donde se usan menos dispositivos de pistón se solapan. Comparando estos métodos, se puede ver que el uso de tipos de dispositivos mixtos (líneas de puntos) da como resultado una energía más disponible a profundidades de 5 cm y 10 cm para frecuencias más altas en comparación con el uso de todos los dispositivos con más pistones. Para el método que usa todos los dispositivos menos de pistón (líneas discontinuas), los resultados se mezclan, con menos potencia disponible que el método de dispositivo mixto a algunas profundidades y frecuencias, pero más potencia a la profundidad de 10 cm para frecuencias más altas. Esto sugiere que la mezcla de dispositivos y frecuencia de operación puede optimizarse para una aplicación prevista particular. Dicha optimización también puede depender del uso de la señal. La discusión anterior se centra en la intensidad de la señal, que puede ser la consideración principal de situaciones donde la señal se usa para transmitir potencia (tal como para proporcionar energía a los dispositivos, aplicar energía acústica a una ubicación objetivo por motivos terapéuticos, etc.) Cuando la señal está destinada a la comunicación, otra consideración puede ser la optimización de la velocidad de información. Tal optimización depende típicamente del ancho de banda de frecuencia, así como de la relación señal/ruido, según el teorema de Shannon-Hartley

$$C = B \log_2 \left(1 + \frac{S}{N} \right) \quad (26)$$

donde C es la capacidad del canal, B es el ancho de banda, y S/N es la relación señal/ruido. La relación señal a ruido depende de la intensidad de la señal, así como del ruido, y en situaciones donde el material transmisor está sujeto al ruido en frecuencias particulares, las frecuencias seleccionadas para la transmisión pueden hacerse para evitar tales frecuencias donde hay un ruido significativo. Cuando los dispositivos que comunican (o fuentes exteriores que se comunican con los dispositivos) son una fuente significativa de ruido, puede ser ventajoso que los dispositivos ajusten sus frecuencias de transmisión y/o absorción para reducir el ruido en ubicaciones particulares donde la recepción de otro modo sería difícil.

La Figura 20 ilustra la situación inversa a la mostrada en la Figura 19, donde los dispositivos con menos pistones de mayor alcance funcionan más de 3 cm de la fuente de señal, y los dispositivos dentro de 3 cm de la fuente tienen el número de pistón original y el tamaño de la Tabla 7. La Figura 20 compara este método (líneas de puntos) a los métodos donde todos los dispositivos tienen más pistones (líneas continuas) y donde todos los dispositivos tienen menos pistones (líneas discontinuas). Para la distancia de 0 cm, la curva para el método de dispositivo mixto se superpone a la curva para el método donde todos los dispositivos tienen más pistones. En este método (líneas de puntos), la comparación con el método donde todos los dispositivos tienen más pistones (líneas continuas) muestra que el uso de tipos de dispositivos mixtos da como resultado una energía más disponible a la profundidad de 10 cm para frecuencias más altas, pero algo menos a esta profundidad y a 5 cm de profundidad para frecuencias más bajas. En comparación con el método donde todos los dispositivos tienen menos pistones (líneas discontinuas), el uso de tipos de dispositivos mixtos da como resultado una menor potencia para profundidades de 5 cm y 10 cm a frecuencias más altas, y ningún beneficio para estas profundidades a frecuencias más bajas. Si bien hay más potencia disponible a una profundidad de 0 cm para los dispositivos mezclados, esto es de poco beneficio práctico ya que la provisión de suficiente potencia a los dispositivos cerca de la fuente de transmisión rara vez es una preocupación.

La Figura 21 compara el método donde todos los dispositivos tienen más pistones a una situación alternativa que emplea tipos de dispositivos mixtos. En este caso, los dispositivos difieren en el volumen de su espacio interno disponible. Por lo tanto, los dispositivos ubicados más allá de 3 cm de la fuente de señal tienen los parámetros establecidos en la Tabla 7, mientras que esos dispositivos que están dentro de 3 cm tienen la mitad del número de pistones, pero donde los pistones

son el mismo tamaño (como contraste con la situación analizada para la Figura 19, donde los pistones de dispositivos que tienen menos pistones tienen dos veces el alcance de movimiento). Este ejemplo simula una situación en la que algunos dispositivos dedican gran parte de su volumen a los pistones, lo que proporciona una gran potencia pero relativamente poco espacio para otros componentes; mientras que otros dispositivos tienen menos volumen de pistón, y más volumen para otros componentes. Si los dispositivos de bajo volumen funcionan principalmente cerca de la fuente, podrían obtener una potencia suficiente con menos pistones. En términos de potencia, esta situación es equivalente a un método en donde esos dispositivos que tienen un conjunto completo de pistones los operan con un ciclo de trabajo más pequeño, o donde detienen el funcionamiento de la mitad de sus pistones (sin embargo, en tales casos, los pistones todavía ocuparían volumen, por lo que los dispositivos no tendrían más espacio para otros componentes).

La Figura 21 representa la potencia disponible en función de la frecuencia a tres profundidades, comparando la situación (líneas continuas) donde todos los dispositivos tienen el número de pistón original y el tamaño (como se establece en la Tabla 7) a la situación (líneas de puntos) donde los dispositivos con menos pistones se ubican dentro de 3 cm de fuente, y los dispositivos tienen el número de pistón original se ubican a distancias mayores. La comparación muestra que el uso de menos pistones para dispositivos más cercanos da como resultado una mayor potencia a la profundidad de 5 cm y 10 cm para frecuencias más altas. Los dispositivos con menos pistones tienen menos potencia a una distancia de 0 cm, pero esto generalmente no es una preocupación, ya que la potencia disponible cerca de la fuente de transmisión rara vez es un factor limitante. Si bien los dispositivos con menos pistones absorben menos energía (dejando más disponible para dispositivos más profundos), los dispositivos con menos pistones a distancias más cercanas todavía tienen más potencia que las más profundas. Esto es similar a los dispositivos poco profundos que limitan su absorción de energía (como se discutió anteriormente con respecto a la Figura 10), pero en este caso, los dispositivos poco profundos tendrían más volumen interno libre para otros componentes. Esto ilustra una compensación entre estas opciones: dispositivos con menos pistones pueden llevar más componentes, pero deben funcionar más cerca de la fuente para obtener energía. Los dispositivos que limitan la potencia tienen la flexibilidad para operar en ubicaciones poco profundas o profundas, ya que pueden usar más pistones cuando son más profundas, para compensar algo la presión acústica atenuada. A bajas frecuencias, los dispositivos con menos pistones tienen menos potencia que los dispositivos más profundos con el mayor número de pistones.

En situaciones donde la información está disponible en las ubicaciones de los dispositivos (típicamente determinados internamente por la entrada del dispositivo, la entrada y/o determinada por un dispositivo externo y la información de ubicación o instrucciones operativas que se comunican al dispositivo desde el dispositivo externo), los dispositivos pueden operarse para evitar la absorción activa de la señal acústica cuando se encuentran dentro de una trayectoria entre la fuente de transmisión y una ubicación más lejos de la fuente de transmisión que el dispositivo. Dos métodos generales para lograr este resultado son para dispositivos dentro de dicha trayectoria y cerca de la fuente para evitar la absorción activa de la señal (para que solo cree una atenuación pasiva) y para dispositivos que tengan capacidad de locomoción para alejarse o evitar tales trayectorias (por lo que no se producen resultados de atenuación de estos dispositivos cerca de la fuente de transmisión). Dado que el propio fluido tiene muy poca atenuación por centímetro de distancia, el segundo método es similar en efecto a reducir la distancia de los dispositivos profundos a la superficie. Por ejemplo, si los dispositivos dentro de 5 cm de la superficie se alejan, entonces los dispositivos a una profundidad de 10 cm tienen los mismos dispositivos de 5 cm -profundidad que se tendrían cuando los dispositivos se distribuyen uniformemente. En este caso, el fluido y la dispersión cuando los dispositivos no absorben energía es muy pequeño, por lo que estos dos métodos son similares. En efecto, los dispositivos que no absorben o eliminan un trayecto dentro de la distancia d de la fuente dan dispositivos más profundos de la misma potencia que habría salido si estaban distancia d más cerca de la fuente cuando todos los dispositivos absorben energía. Esta situación es similar a la descrita anteriormente con respecto a la Figura 12 para dispositivos de tamaño micrométrico que funcionan dentro del tejido pulmonar.

La Figura 22 ilustra un ejemplo de tal método, comparando la potencia disponible frente a la frecuencia a 15 cm de profundidad para el método donde los dispositivos dentro de 10 cm dejan de absorber activamente (línea discontinua) y cuando no son (línea continua). La curva de distancia de 15 cm para el método cuando los dispositivos a profundidades más profundas no absorben activamente es muy similar a la curva para la profundidad de 5 cm en la Figura 13A, lo que muestra que cuando los dispositivos dentro de 10 cm de la fuente no absorben, el efecto a la profundidad 15 cm es esencialmente el mismo que para los dispositivos a una profundidad de 5 cm en el método donde todos los dispositivos absorben activamente la señal.

Las Figuras 23A-23D ilustran algunos ejemplos de dispositivos operativos 200 tal como se muestra en la Figura 5 distribuidos por todo un material transmisor 206. Los dispositivos 200 se operan para reducir la atenuación de una señal transmitida por los transductores 208 a lo largo de una trayectoria 210 a una ubicación deseada, proporcionando una situación similar a las mostradas en el gráfico de potencia frente a frecuencia de la Figura 22 (y similar a la situación mostrada en la Figura 12, excepto que en ese caso hay una diferencia en el material con la distancia desde la fuente de transmisión). En el método mostrado en las Figuras 23A y 23B, se genera una señal de control por los transductores 208 (además de la señal primaria que se absorbe) y se recibe por los dispositivos 200. Esos dispositivos 200' que están ubicados dentro de la trayectoria 210 dejan de (o reducen significativamente) la señal primaria, lo que permite recibir la señal por los dispositivos 200 que están ubicados más allá de los transductores 208. Si bien se muestra despejando una trayectoria hacia otros dispositivos, dicha trayectoria podría emplearse cuando la señal se transmite a alguna otra área diana deseada.

La Figura 23C ilustra un método alternativo al mostrado en la Figura 23B, donde los dispositivos 200 que tienen capacidad de locomoción se han salido de la trayectoria 210 en respuesta a la señal de control, en lugar de dejar de

funcionar. Obsérvese que, aunque esto reduce la absorción de la señal en la trayectoria 210, aumenta la absorción en el material circundante 206, debido al mayor número de dispositivos 200 que absorben activamente la señal allí.

5 La Figura 23D ilustra otro método alternativo. La situación mostrada es similar a la mostrada en la Figura 23A, pero aquí la señal de control es transmitida por el dispositivo 200¹ que está ubicado distante de los transductores 208. En respuesta a esta señal, esos dispositivos que están entre el dispositivo 200¹ y el transductor 208 más cercano pueden dejar de absorber activamente (como se muestra en la Figura 23B) o pueden moverse fuera de la trayectoria (como se muestra en la Figura 23C). Este método puede permitir una potencia adecuada al dispositivo 200¹ cuando el dispositivo 200² necesita una cantidad relativamente grande de potencia durante un período corto, tal como para recargar un dispositivo de almacenamiento de energía, transmitir una ráfaga de datos o una actividad temporal de alta energía similar.

10 En cualquiera de los métodos, se puede transmitir una señal de control cuando la evitación de absorción en la trayectoria 210 ya no se necesita, y los dispositivos 200 pueden reanudar la absorción activa (para el método mostrado en la Figura 23B) o volver a la trayectoria 210 (para el método mostrado en la Figura 23C).

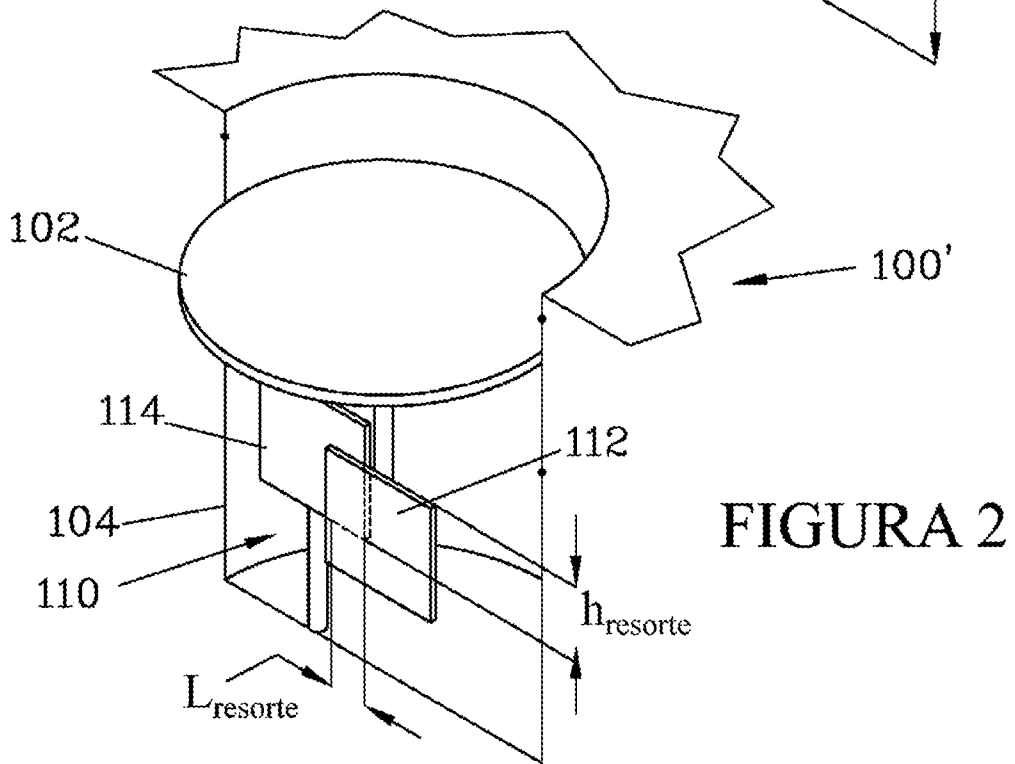
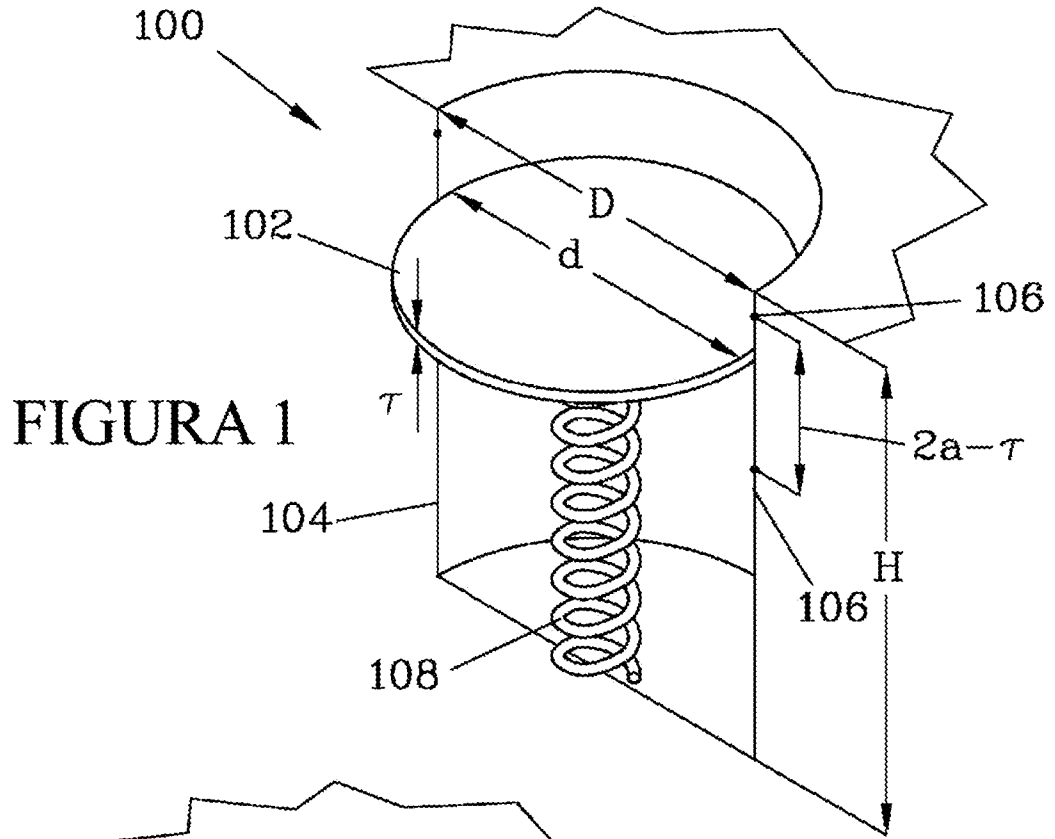
15 Debe apreciarse que los diversos métodos de mitigación discutidos anteriormente pueden usarse en combinación cuando tal es beneficioso para una situación particular. Por ejemplo, se podría usar el método de limitación de la absorción de señales donde las direcciones de discusión ceden la absorción de la señal, y los métodos descritos para reducir o detener la absorción de señales en ciertas circunstancias, se podrían realizar en base a consideraciones adicionales, tales como en base a la ubicación, temporización, coordinación mediante señal comunicada, etc. Y estos métodos relacionados con el funcionamiento podrían combinarse con el uso de tipos de dispositivos mixtos y/o funcionamiento de diferentes dispositivos en diferentes frecuencias. Además, cuando los métodos y parámetros de funcionamiento del dispositivo se analizan en términos de ubicación, dicha ubicación podría determinarse en función de la ubicación absoluta (tal como la ubicación dentro de un órgano especificado en un cuerpo) o la ubicación relativa (tal como la distancia o la posición con respecto a la fuente de transmisión, otros dispositivos, interfaces entre diferentes órganos, etc.), según las necesidades de una situación particular y el propósito de funcionamiento deseado.

Bibliografía

- Berg, H., (1993), "Random Walks in Biology," Princeton University Press.
- 5 Chen, H. y Chan, C. T. (2010), "Acoustic cloaking and transformation acoustics", Journal of Physics D: Applied Physics.
- Cumings, J. y Zettl, A. (2000), "Low-friction nanoscale linear bearing realized from multiwall carbon nanotubes", Science.
- 10 Drexler, K. E., (1992), "Nanosystems: Molecular Machinery, Manufacturing, and Computation," New York, John Wiley & Sons.
- Fetter, A. L. y Walecka, J. D., (2003), "Theoretical Mechanics of Particles and Continua," Dover Publications.
- 15 Freitas, R., (1999), "Nanomedicine, Volume I: Basic Capabilities," Landes Bioscience.
- Happel, J. y Brenner, H., (1983), "Low Reynolds Number Hydrodynamics," The Hague, Kluwer.
- Hilgenfeldt, S. y Lohse, D. (1998), "Response of bubbles to diagnostic ultrasound: a unifying theoretical approach", European Physic Journal.
- 20 Hogg, T. (2014), "Using surface-motions for locomotion of microscopic robots in viscous fluids", J. of Micro-Bio Robotics.
- Hogg, T. (2018), "Stress-Based Navigation for Microscopic Robots in Viscous Fluids", Journal of Micro-Bio Robots.
- 25 Hogg, T. y Freitas, R. (2010), "Chemical Power for microscopic robots in capillaries", Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine.
- Hogg, T. y Freitas, R. (2012), "Acoustic communication for medical nanorobots", Nano Communication Networks.
- 30 Hogg, T., Moses, M. S., y col., (2017), "Evaluating the Friction of Rotary Joints in Molecular Machines."
- Liu, Z., Liu, J. Z., y col. (2012), "Interlayer binding energy of graphite: A mesoscopic determination from deformation", Physical Review B.
- 35 Mate, C. M., (2008), "Tribology on the Small Scale: A Bottom Up Approach to Friction, Lubrication, and Wear," OUP Oxford.
- Purcell, E. M. (1977), "Life at low Reynolds number", American J. of Physics.
- 40 Rayleigh, L. (1915), "The principle of similitude", Nature.
- Sullivan-Silva, K. B., (1989), "Underwater acoustic scattering from spherical particulates and bubbles," Newport, RI, United States Navy.
- 45 Zheludev, N. L. (2010), "The road ahead for meta materials", Science.

REIVINDICACIONES

1. Un método para operar una pluralidad de dispositivos (200), estando configurados los dispositivos (200) para extraer energía de una señal de onda mecánica, comprendiendo el método los pasos de:
 - 5 distribuir los dispositivos (200) a lo largo de un material transmisor (206);
 - transmitir una señal de onda mecánica en el material transmisor (206) desde al menos una fuente de transmisión (208); caracterizado por
 - 10 ajustar el funcionamiento de los dispositivos (200) basándose en su proximidad a la fuente de transmisión (208) para limitar la atenuación de la señal de onda mecánica, que es causada por la extracción de la energía de ondas mecánicas por los dispositivos (200) más cerca de la fuente de transmisión (208), como se recibe por al menos una ubicación seleccionada más lejos de la fuente de transmisión (208).
- 15 2. El método de la reivindicación 1, en donde dicho paso de ajustar el funcionamiento de los dispositivos (200) comprende:
 - reducir la absorción de la señal mediante dispositivos más cercanos (200) cuando dichos dispositivos más cercanos (200) funcionan, en comparación con la absorción de la señal por dispositivos adicionales (200),
 - 20 teniendo al menos un subconjunto de los dispositivos más cercanos (200) que desactivar al menos un subconjunto de estructuras absorbentes de señal.
- 25 3. El procedimiento de la reivindicación 1, en donde dicho paso de ajustar el funcionamiento de los dispositivos (200) comprende:
 - reducir la absorción de la señal por dispositivos más cercanos (200) cuando dichos dispositivos más cercanos (200) funcionan, en comparación con la absorción de la señal por dispositivos adicionales (200),
 - teniendo al menos un subconjunto de los dispositivos más cercanos (200) que ajustar las características operativas de al menos una estructura de absorción de señal para reducir la absorción de señal resultante.
- 30 4. El método de la reivindicación 1, en donde dicho paso de ajustar el funcionamiento de los dispositivos (200) comprende reducir el tiempo de absorción activa de la señal por al menos un subconjunto de los dispositivos más cercanos (200).
- 35 5. El método de la reivindicación 4, en donde al menos un subconjunto de los dispositivos más cercanos (200) deja de absorber activamente la señal durante períodos coordinados.
- 40 6. El método de la reivindicación 1, en donde dicho paso de ajustar el funcionamiento de los dispositivos (200) comprende reducir la absorción de la señal por un subconjunto de los dispositivos (200), en base a sus ubicaciones.
- 45 7. El método de la reivindicación 6, en donde al menos un subconjunto en los dispositivos (200) usa locomoción para evitar, mientras que son activamente absorbentes de la señal, ubicaciones donde impiden la transmisión de la señal a al menos una ubicación seleccionada más lejos de la fuente de transmisión (208).
- 50 8. El método de la reivindicación 6, en donde al menos un subconjunto de los dispositivos más cercanos (200) reduce su absorción de la señal cuando está en ubicaciones donde impiden la transmisión de la señal a al menos una ubicación seleccionada más lejos de la fuente de transmisión.
- 55 9. El método de la reivindicación 6, en donde un subconjunto de los dispositivos (200) que están diseñados para tener una absorción limitada de la señal se operan en ubicaciones más cercanas a la fuente de transmisión (208) que otro subconjunto de dispositivos (200) que no son tan limitados en su absorción.
- 60 10. El método de la reivindicación 1, en donde la señal se transmite en más de una frecuencia, y en donde dicho paso de ajustar el funcionamiento de los dispositivos (200) comprende operar al menos un subconjunto de los dispositivos (200) de manera que la frecuencia a la que absorben principalmente la señal está determinada por su posición en relación con la fuente de transmisión (208).
- 65 11. El método de la reivindicación 10, en donde al menos un subconjunto de los dispositivos (200) más cerca de la fuente (208) de transmisión absorbe principalmente la señal a una frecuencia más alta que los dispositivos (200) además de la fuente (208) de transmisión.
12. El método de una de las reivindicaciones 1 a 11, en donde la señal es una señal de onda de presión.
13. El método de una de las reivindicaciones 1 a 12, en donde el paso de distribuir los dispositivos (200) a lo largo de un material transmisor (206) comprende además distribuir al menos 20.000 dispositivos por M3.



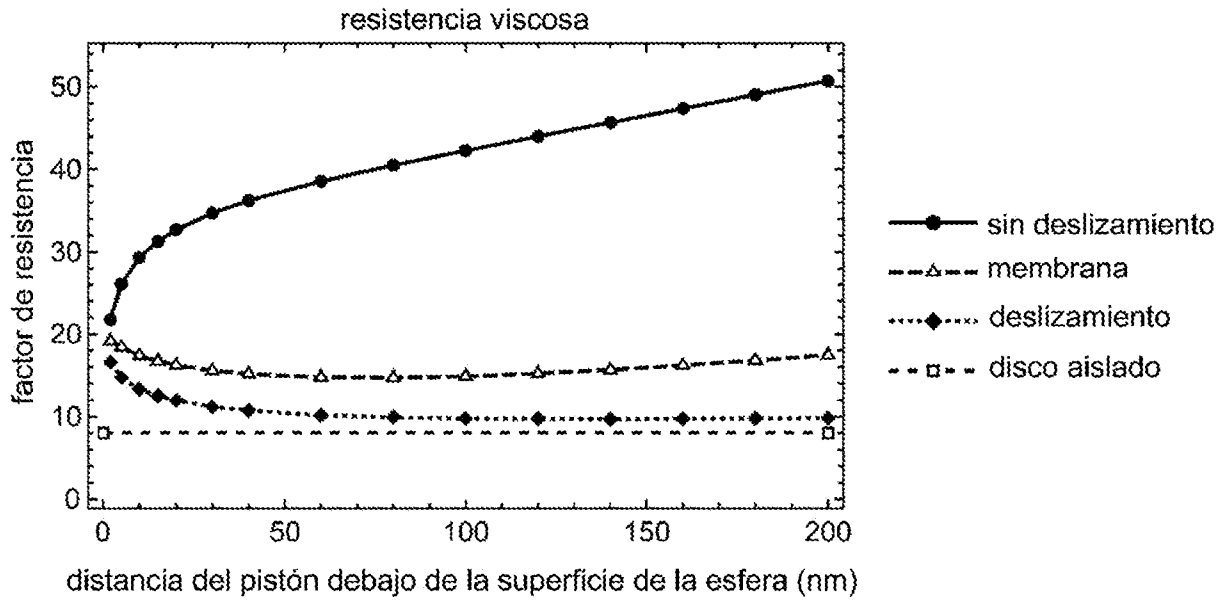


FIGURA 3

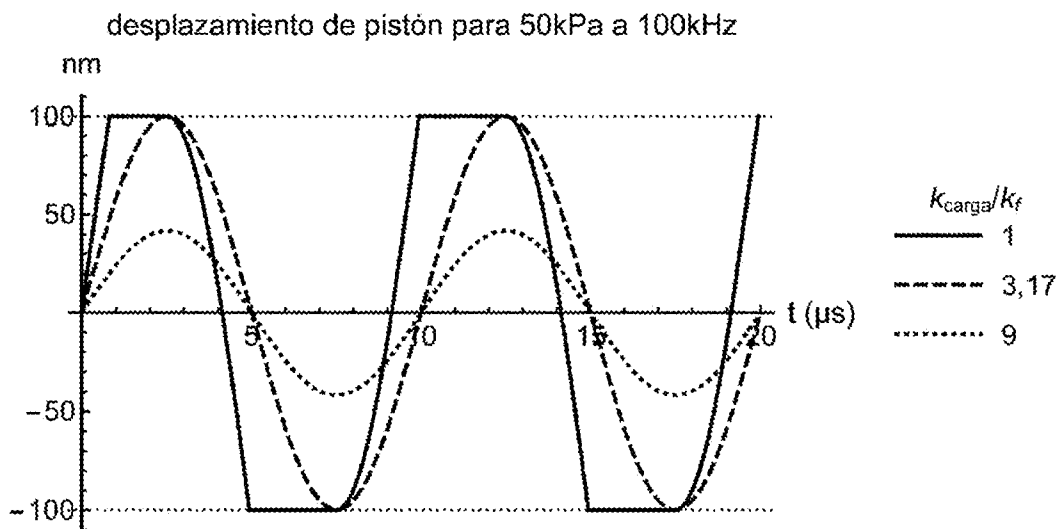


FIGURA 4

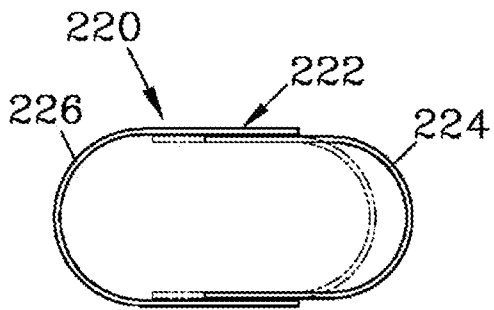
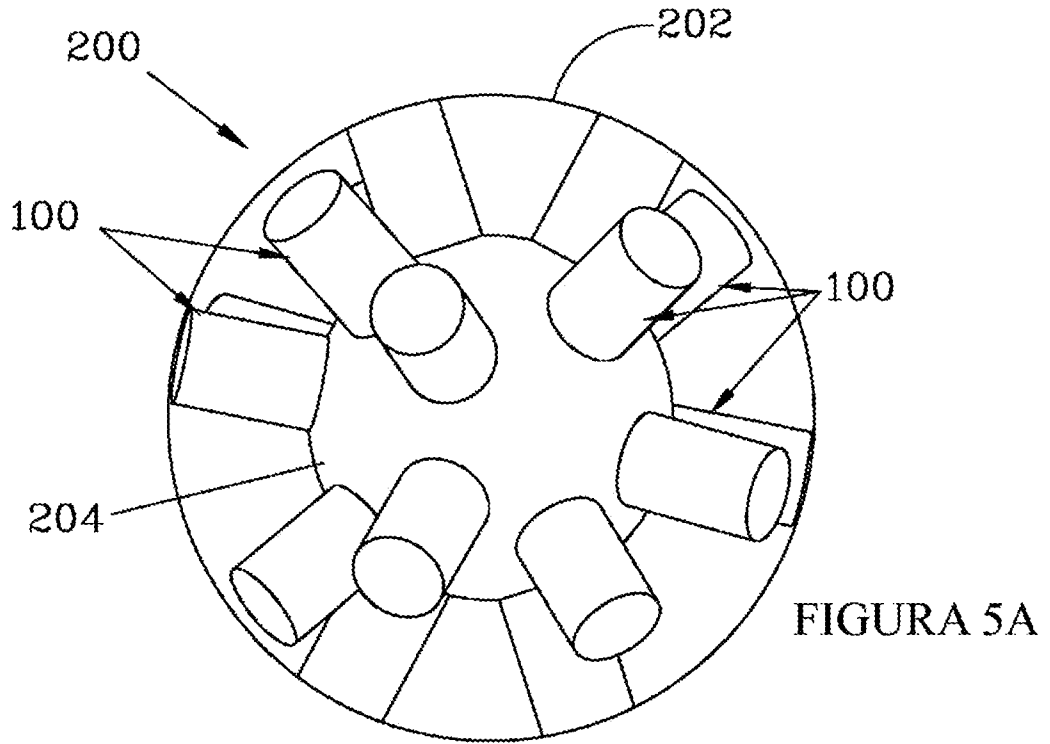


FIGURA 5B

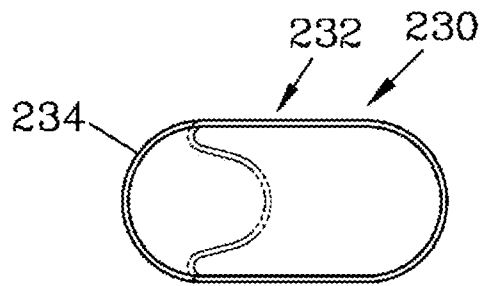


FIGURA 5C

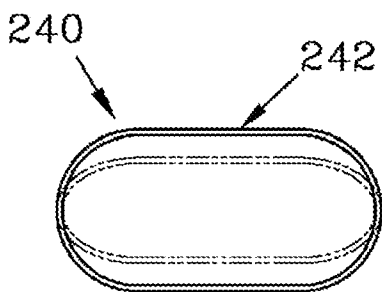


FIGURA 5D

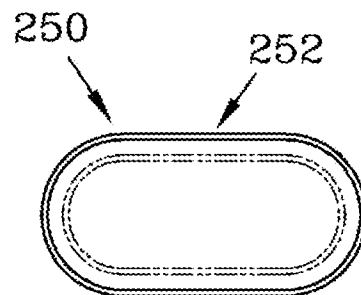


FIGURA 5E

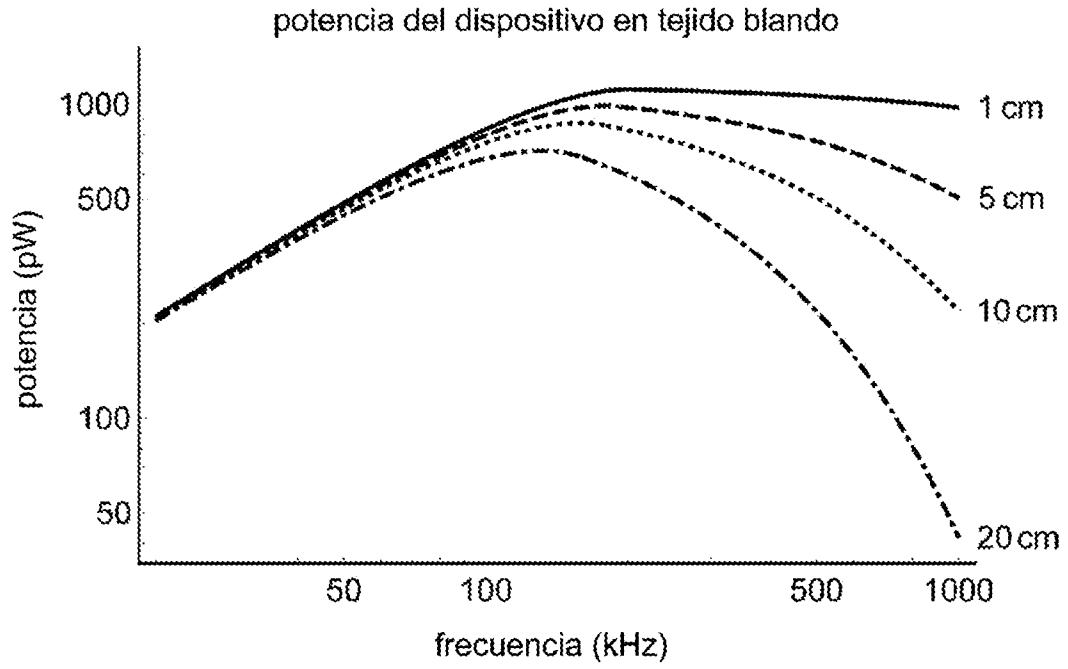


FIGURA 6A

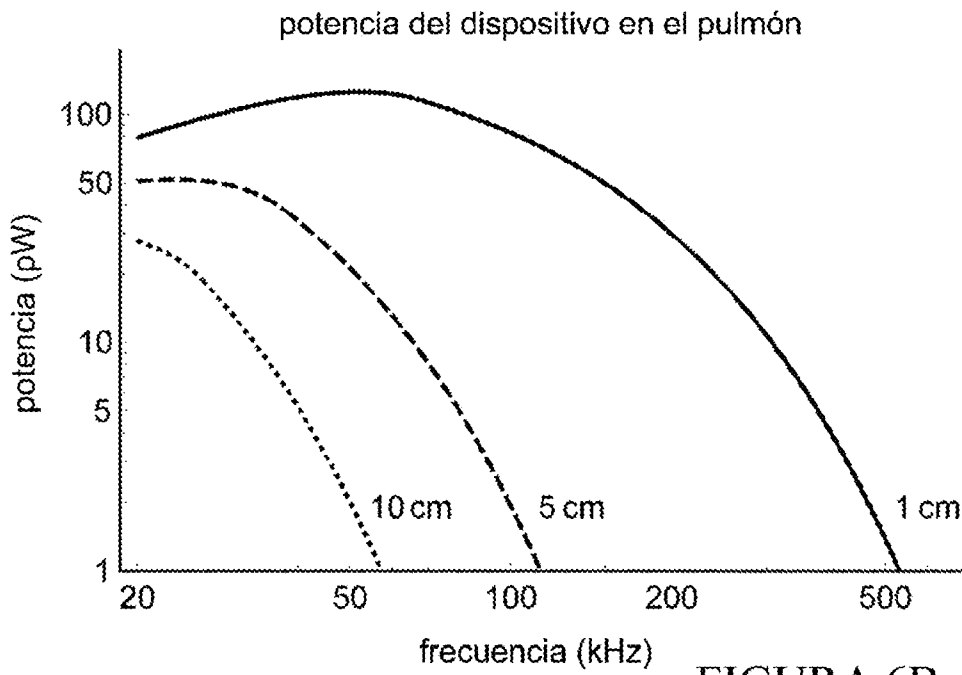


FIGURA 6B

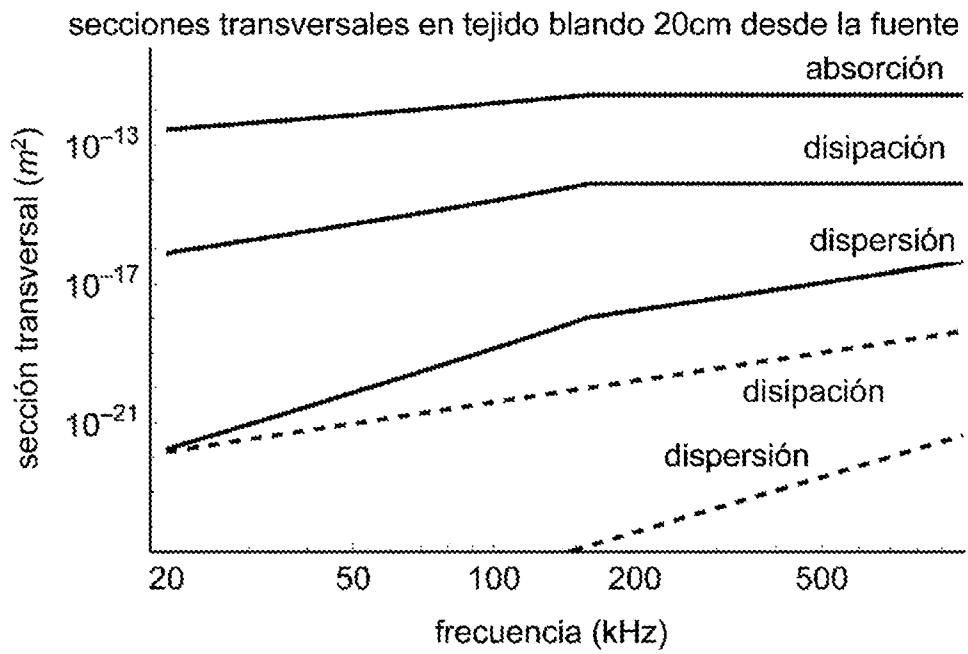
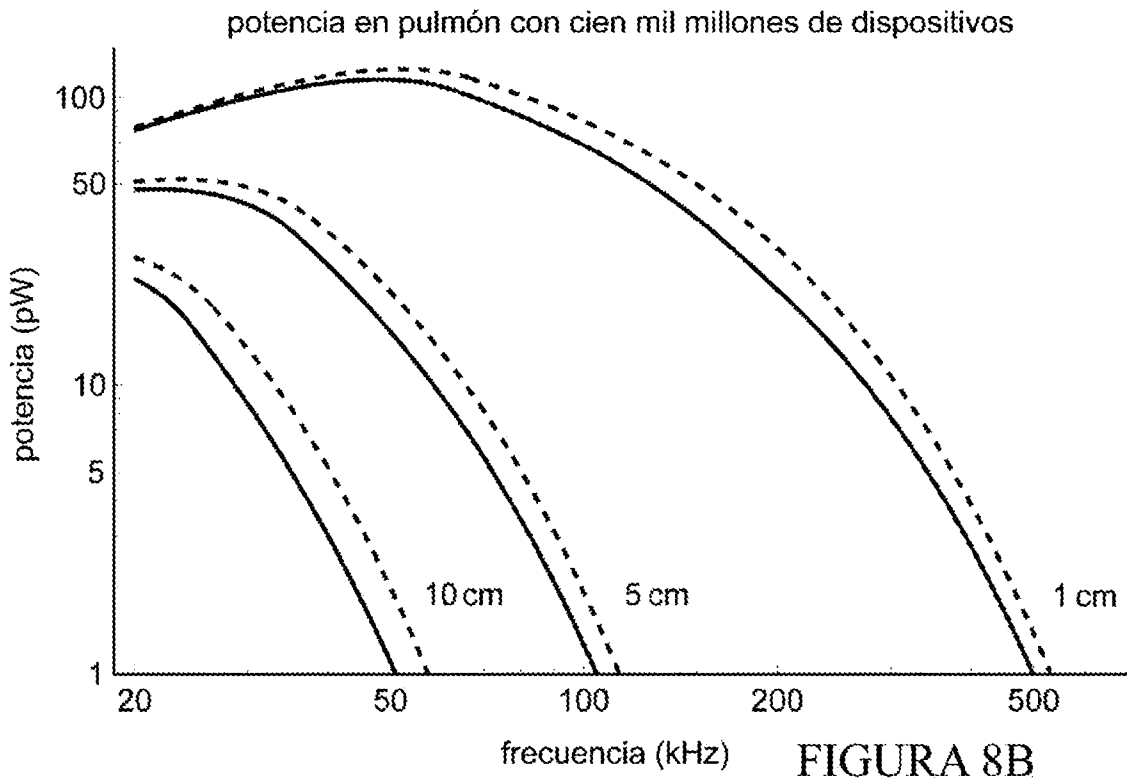
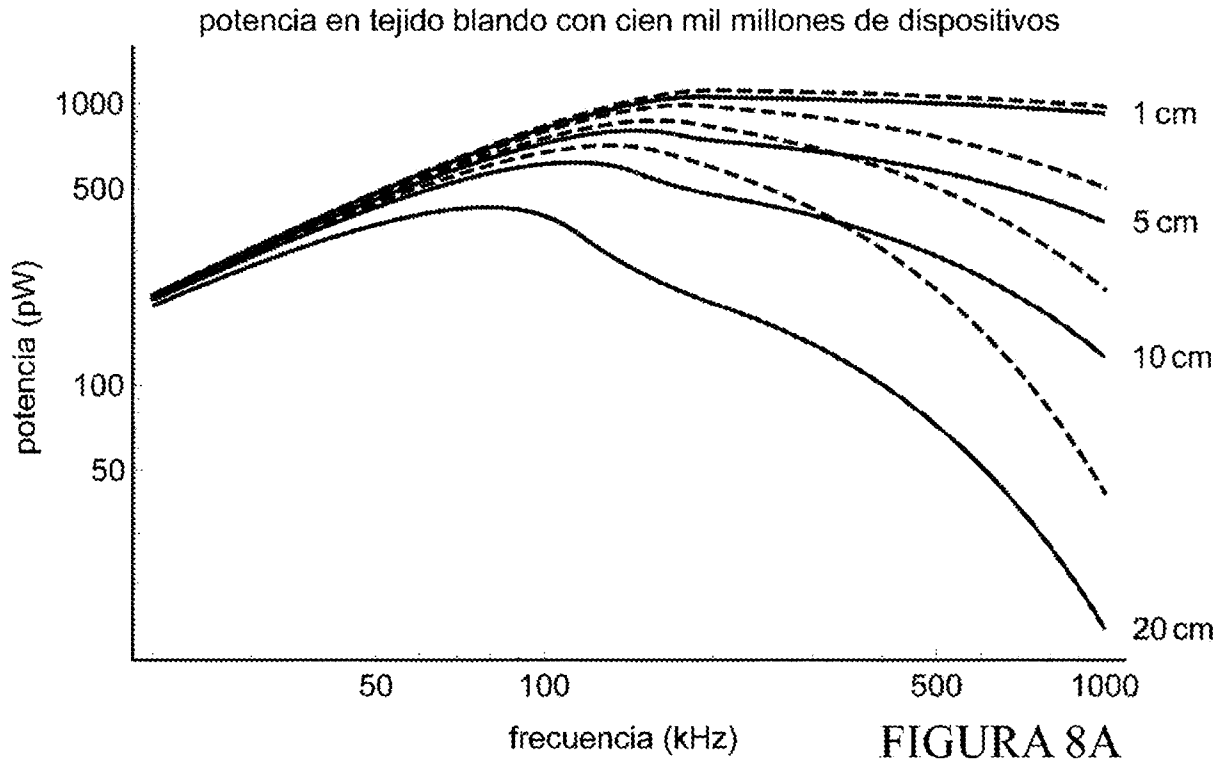


FIGURA 7



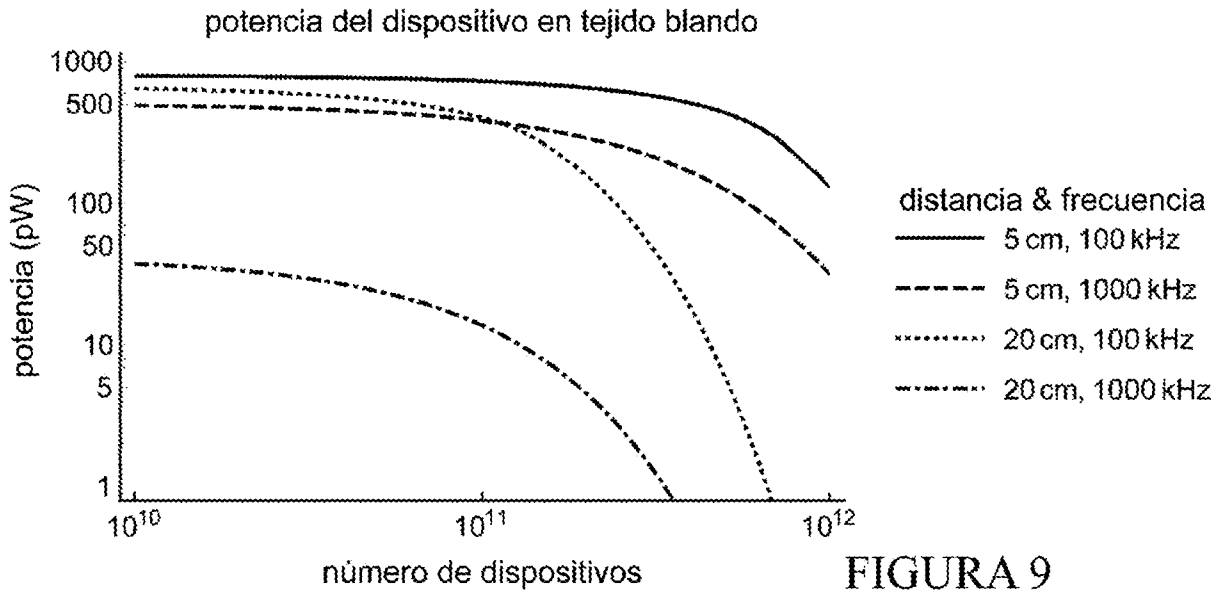


FIGURA 9

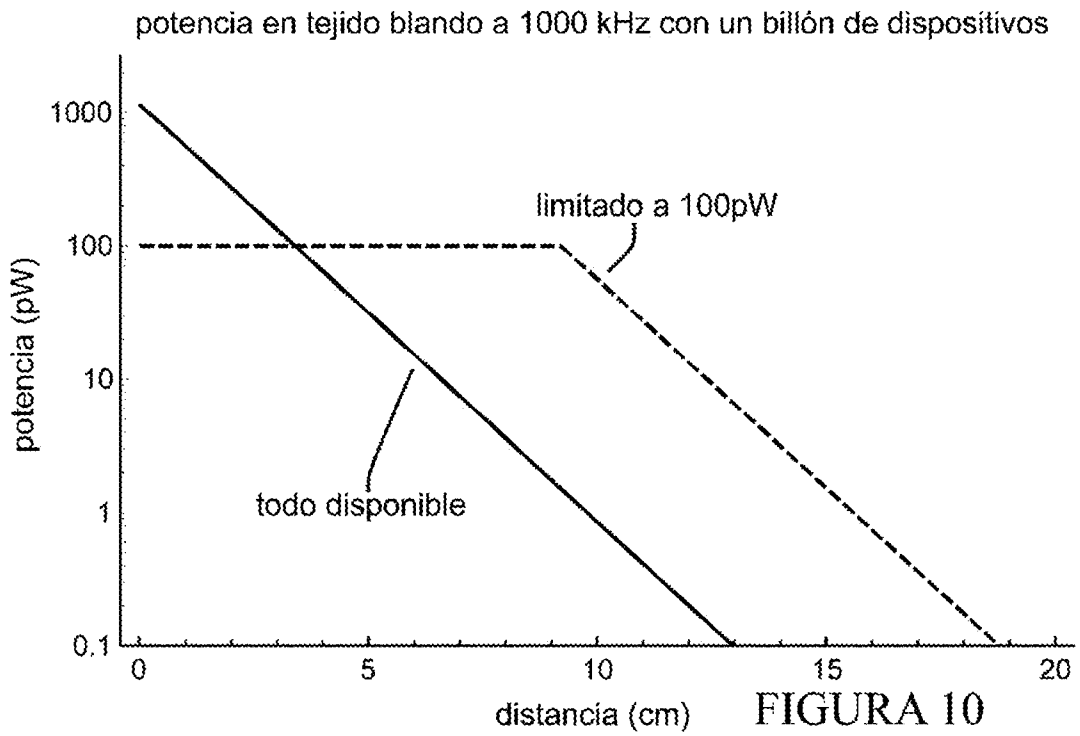


FIGURA 10

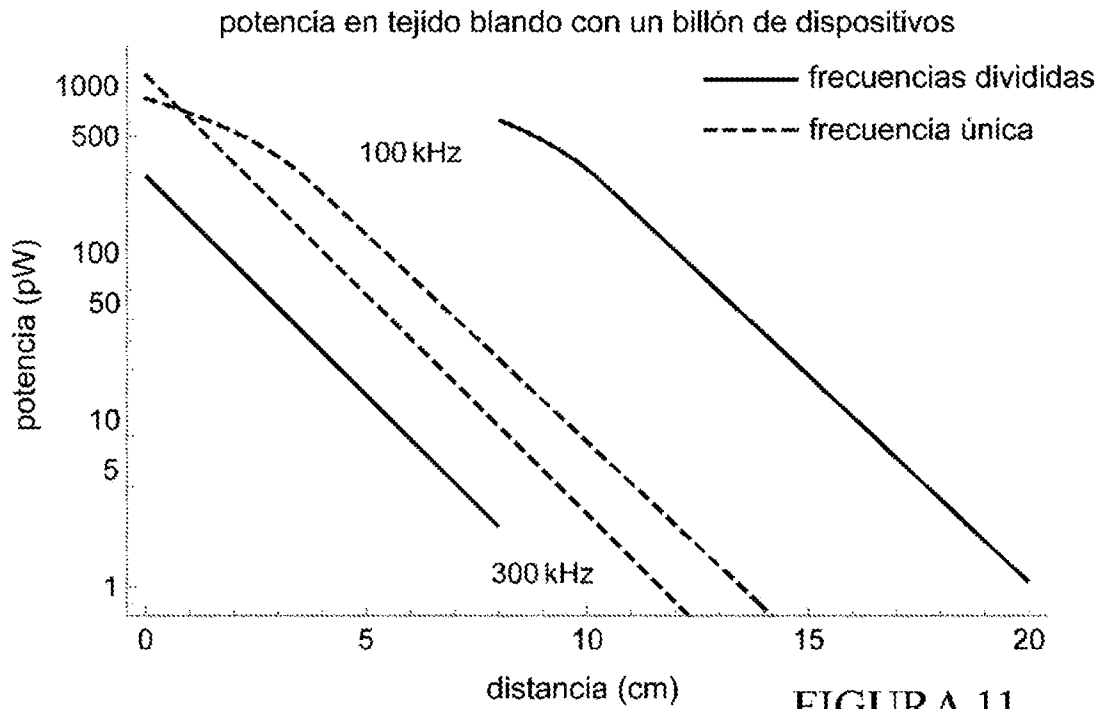


FIGURA 11

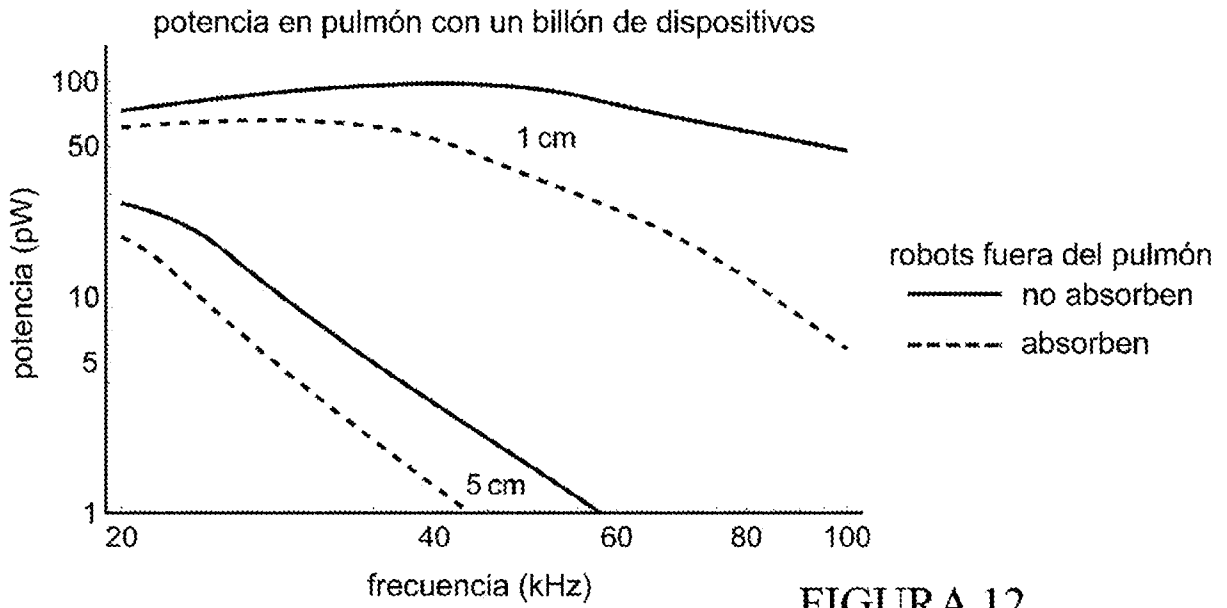


FIGURA 12

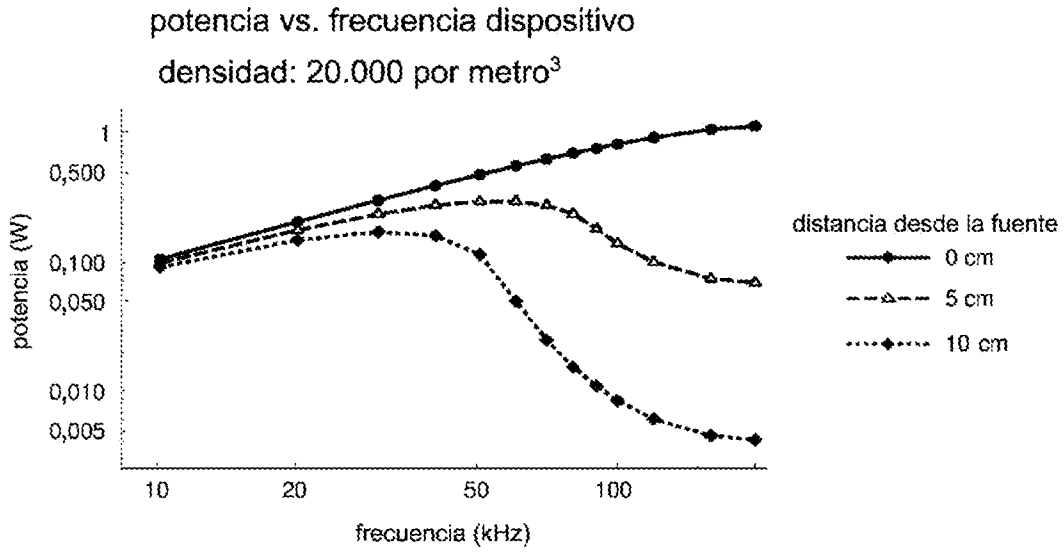


FIGURA 13A

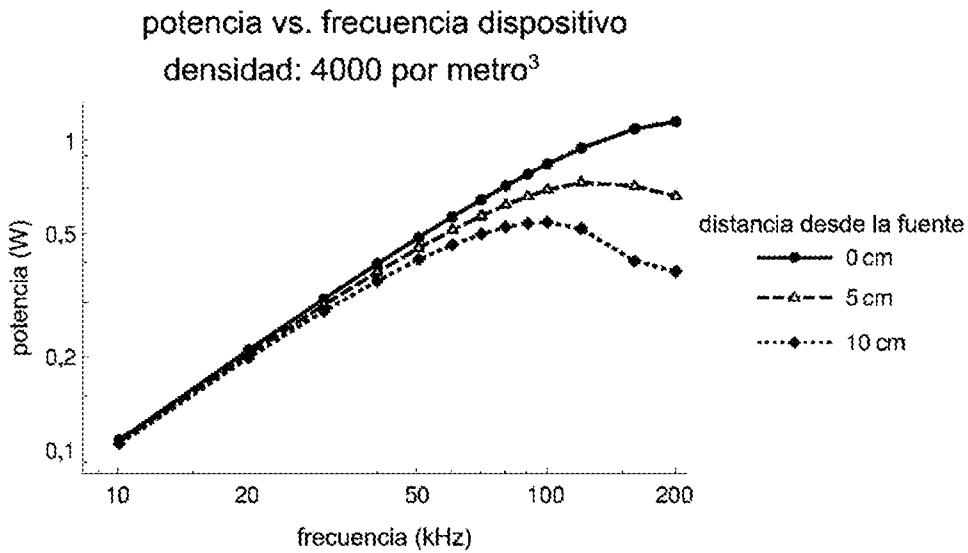


FIGURA 13B

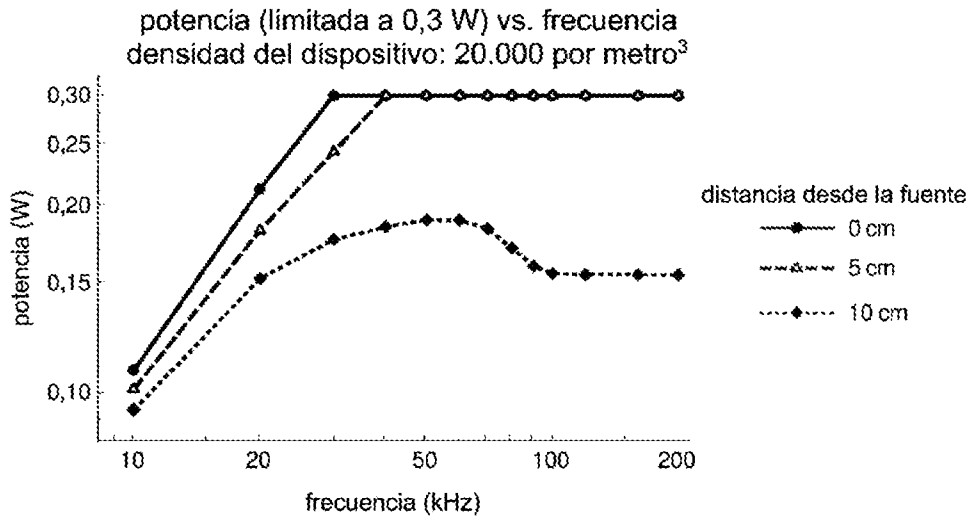


FIGURA 14

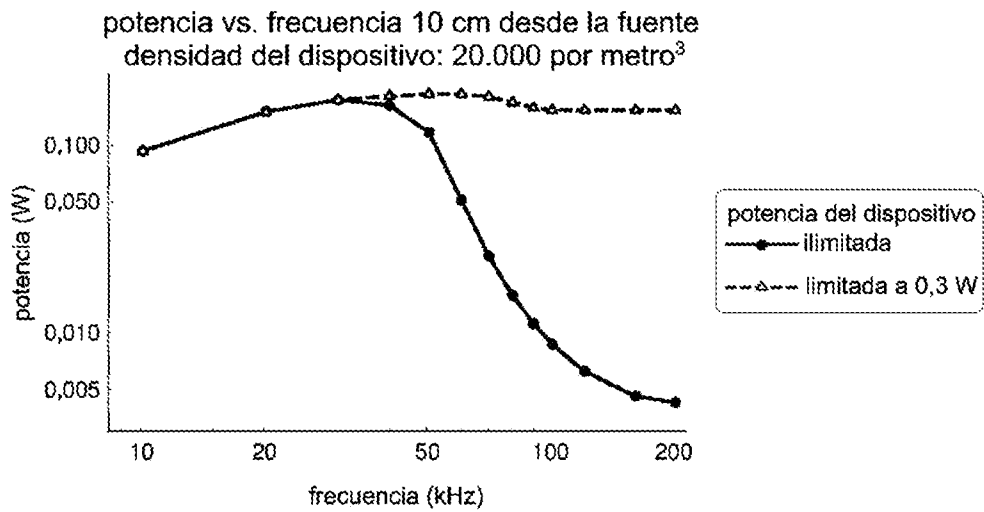


FIGURA 15

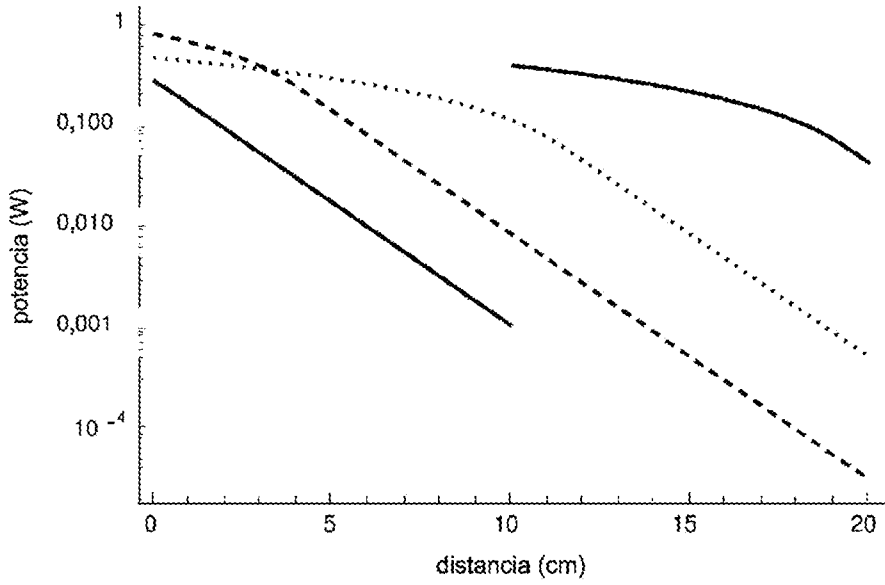


FIGURA 16

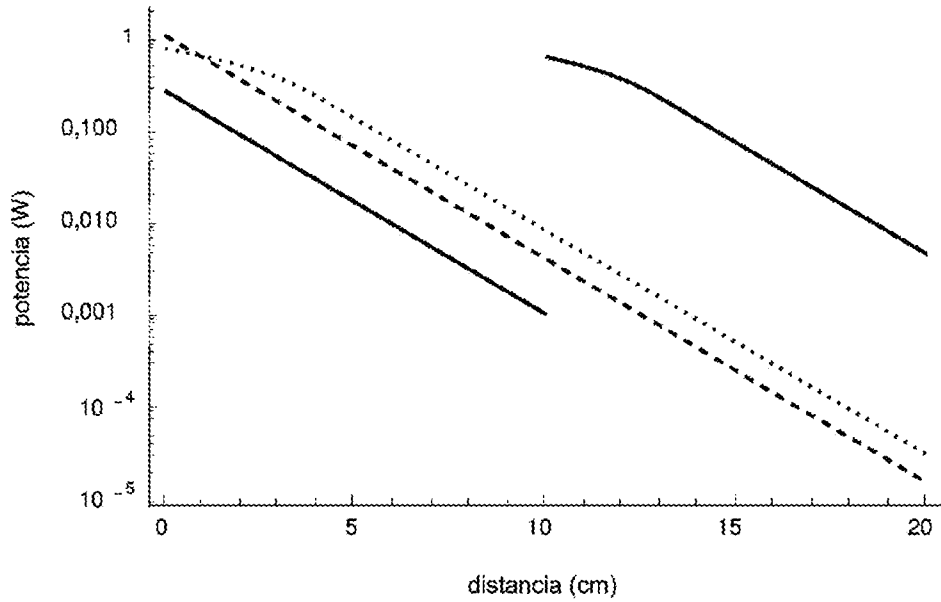


FIGURA 17

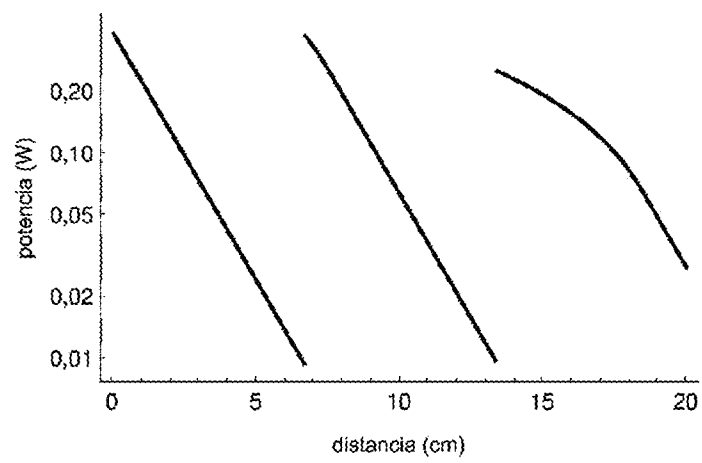
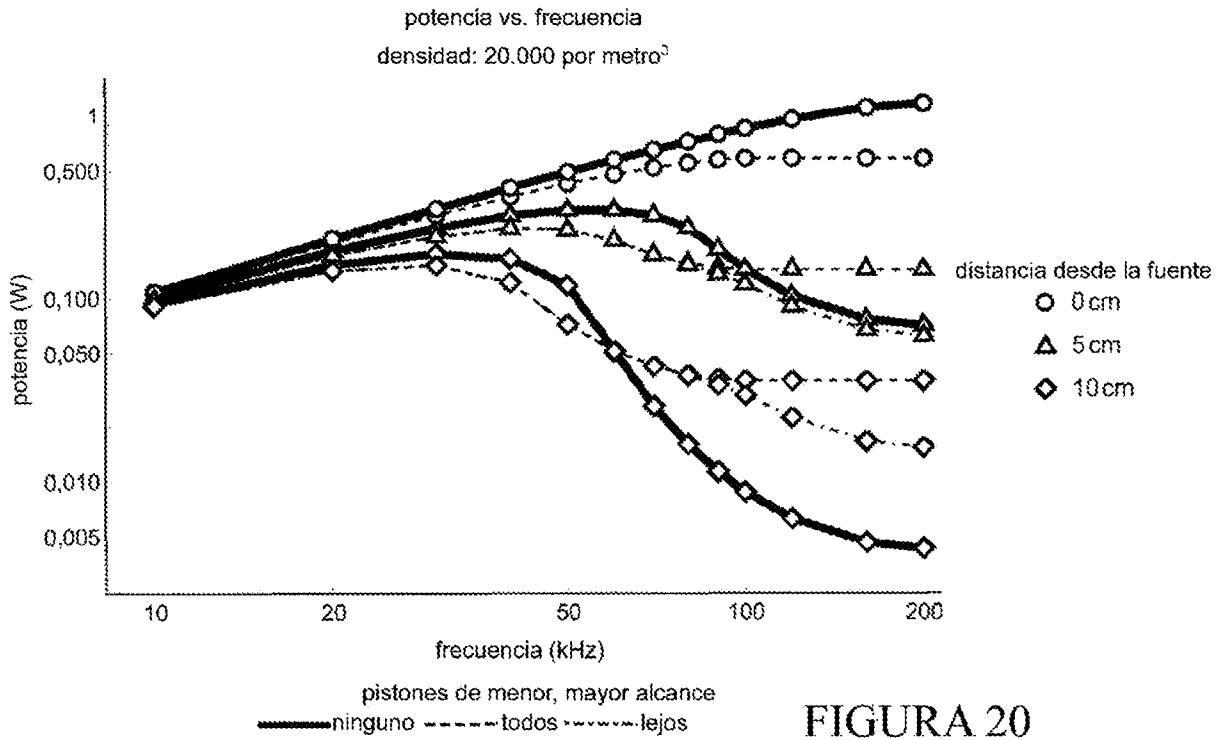
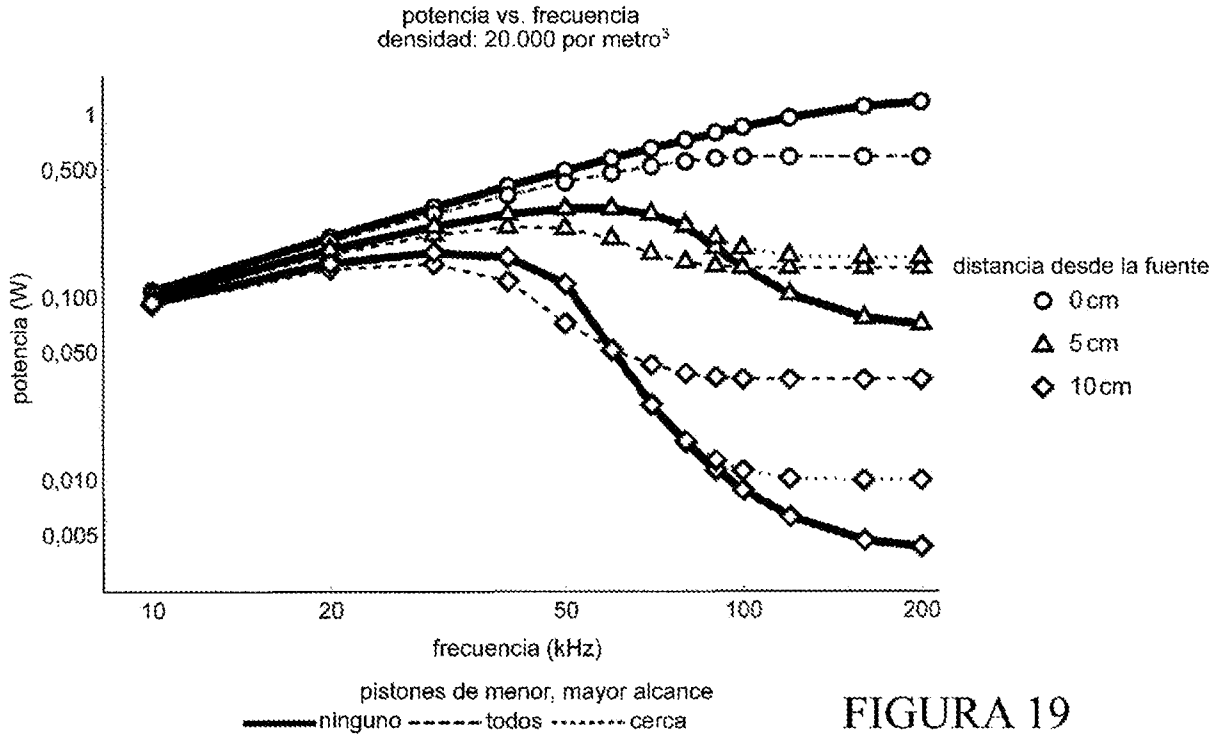


FIGURA 18



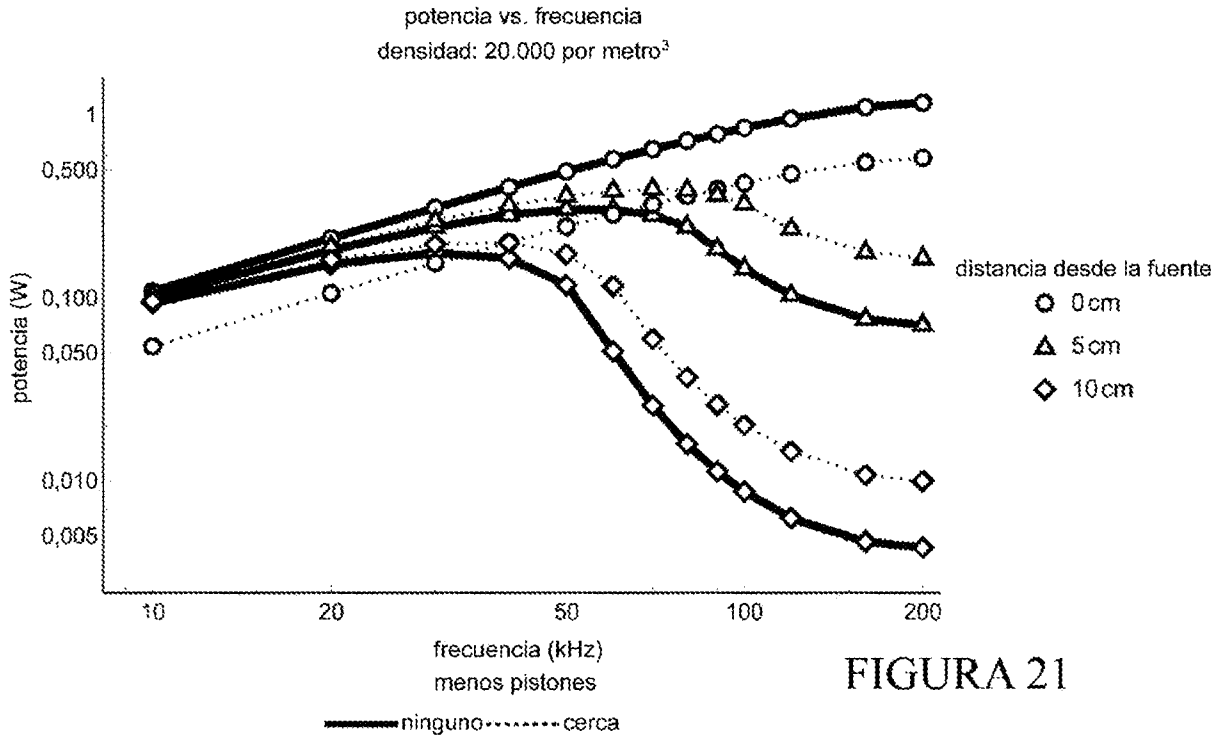


FIGURA 21

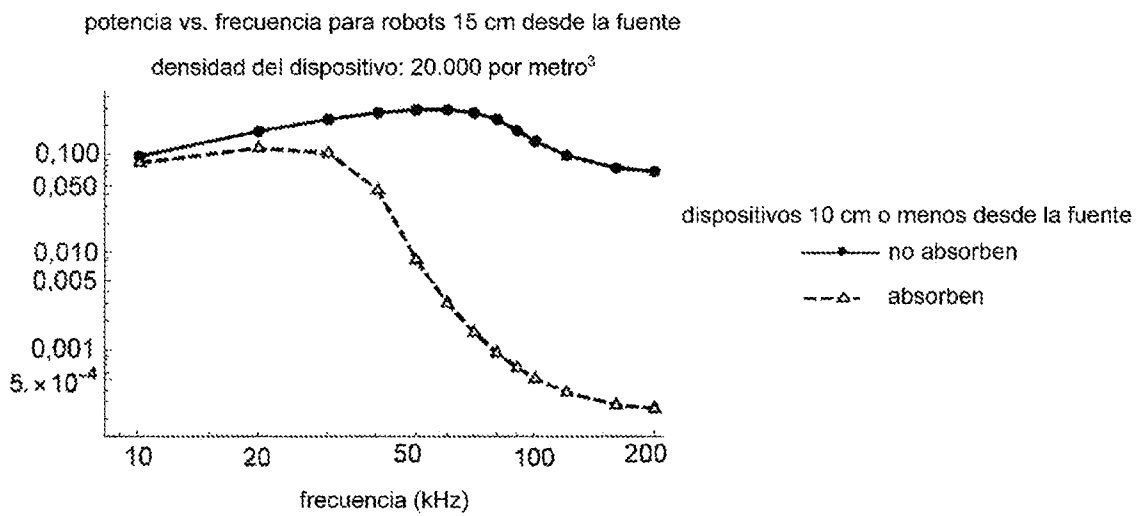


FIGURA 22

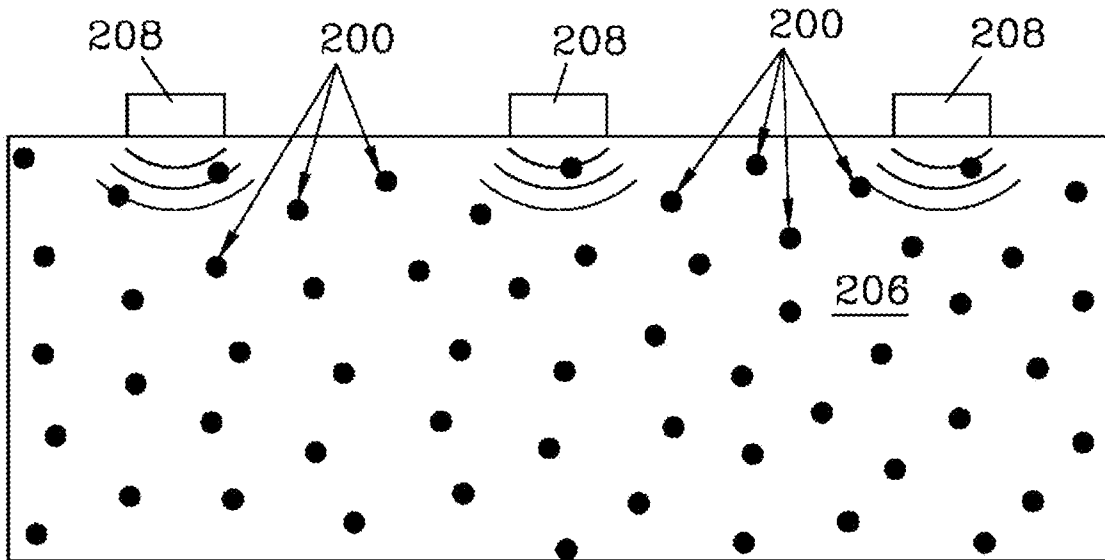


FIGURA 23A

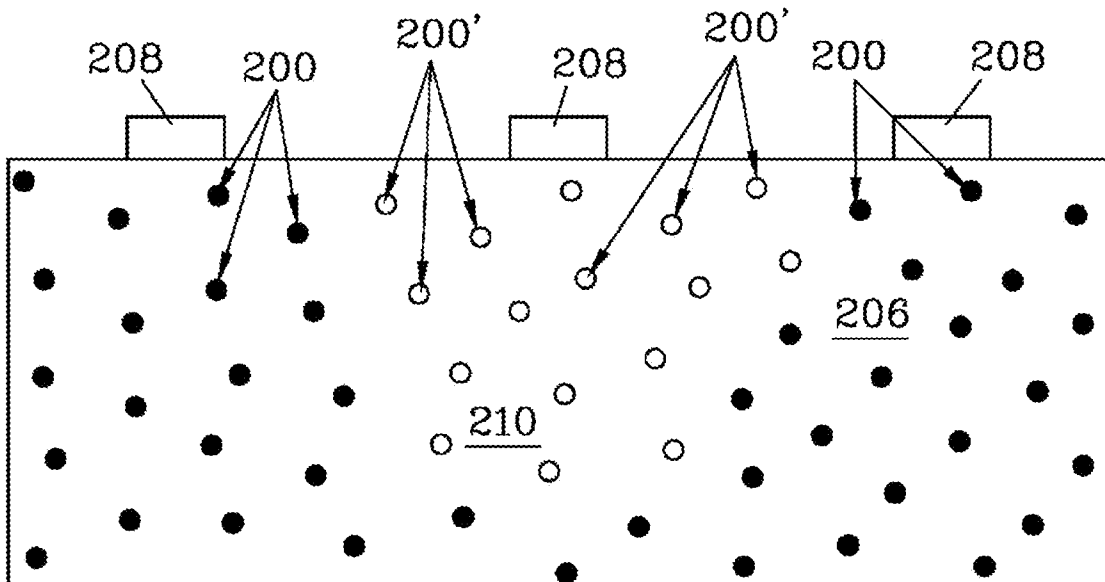


FIGURA 23B

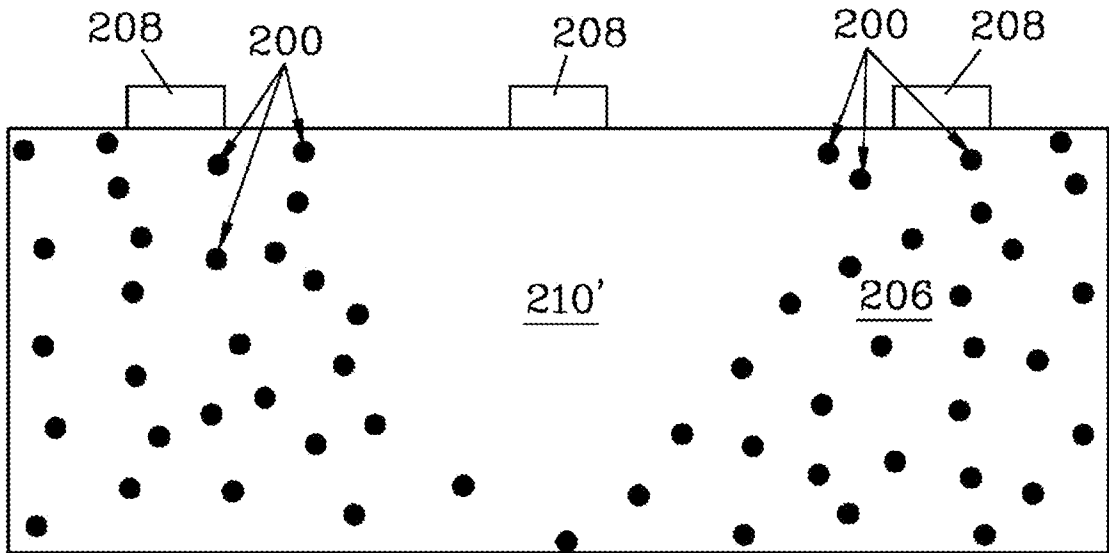


FIGURA 23C

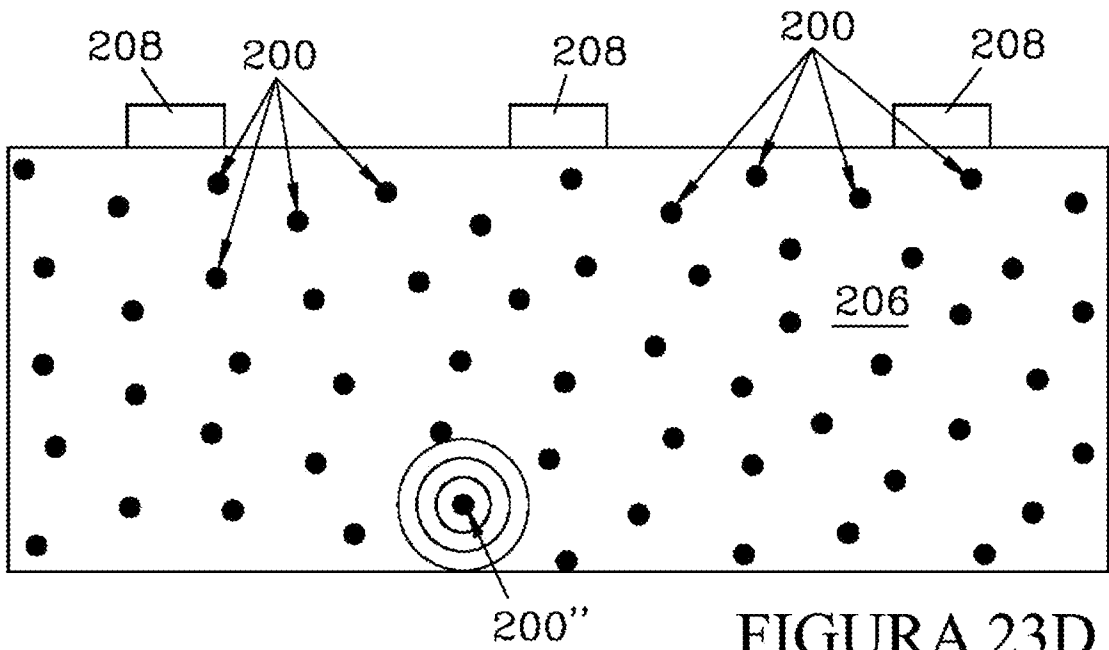


FIGURA 23D