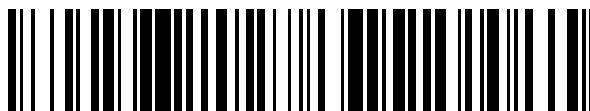


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 610 630**

51 Int. Cl.:

<b>A61H 7/00</b>	(2006.01)
<b>A61H 19/00</b>	(2006.01)
<b>A61F 13/505</b>	(2006.01)
<b>A61H 21/00</b>	(2006.01)
<b>A61H 23/02</b>	(2006.01)
<b>A61F 13/84</b>	(2006.01)
<b>A61B 17/42</b>	(2006.01)
<b>A61B 17/00</b>	(2006.01)
<b>A61F 13/20</b>	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **09.03.2008 PCT/IL2008/000312**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **12.09.2008 WO08107902**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.03.2008 E 08719937 (8)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.10.2016 EP 2124859**

54 Título: **Dispositivos, sistemas y métodos para acortar la duración de la menstruación**

30 Prioridad:

**07.03.2007 US 893387 P**  
**16.07.2007 US 950054 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**28.04.2017**

73 Titular/es:

**GALMEDICS BIOTECH LTD. (100.0%)**  
**22 HAVAZELET STREET**  
**90805 MEVASSERET ZION, IL**

72 Inventor/es:

**SHAVIV, HILLA**

74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

ES 2 610 630 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**

Dispositivos, sistemas y métodos para acortar la duración de la menstruación

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere, en general, a dispositivos médicos y terapéuticos y, más específicamente, a dispositivos para aplicar oscilaciones de presión a la vagina y el útero femeninos para acortar la duración de la menstruación.

10

Antecedentes de la invención

La menstruación en las mujeres tiene lugar cada 28 días de media, y normalmente dura entre tres y nueve días (con una duración media de cinco días). Durante este periodo, el útero exuda de 10 a 80 mililitros de sustancias corporales, con la media siendo 35 mililitros. Cada mujer individual experimenta un patrón de menstruación relativamente uniforme, en tiempo y duración, excepto mientras experimenta diversos cambios o disfunciones fisiológicas.

15

La secreción menstrual procedente del útero se origina en la capa del endometrio. Cuando el suministro de sangre a esta capa se corta, después de una señal hormonal, las células experimentan apoptosis natural, los vasos sanguíneos experimentan rotura, y toda la capa del endometrio se separa de la capa del miometrio. La sangre no se coagula gracias a la enzima plasmina.

20

El proceso de vasoconstricción que causa la muda de la capa está limitado de forma predominante a las primeras veinticuatro horas de menstruación, y el fluido menstrual resultante acumulado en el útero comienza a ser drenado lentamente a través del cuello uterino. El fluido menstrual es normalmente una suspensión de fluido no Newtoniano, compuesto por aproximadamente el 50 % de sangre, mientras que el otro 50 % contiene otro tejido elástico y diversas partículas y fluidos corporales. El fluido menstrual varía en su viscosidad, conteniendo partículas de tejido de 1-20 mm de longitud (y pueden ser aún más grandes), por lo tanto su flujo a través del cuello uterino, está restringido y ralentizado obstruyendo la estrecha y relativamente larga luz del cuello uterino y particularmente las constricciones en la luz del cuello uterino y el *orificio interno* y el *orificio externo* de la luz uterina mediante dichas partículas de tejido. Las contracciones uterinas crean un gradiente de presión entre el útero y la vagina, facilitando de este modo el proceso de muda y el flujo de menstrosos.

25

30

35

Los absorbentes higiénicos femeninos más habituales son tampones y compresas. El objetivo de estos absorbentes es proporcionar a las mujeres una solución para absorber las secreciones menstruales. Esto les permite continuar con su rutina y actividades diarias durante la menstruación.

40

Tal como se usa en el presente documento en la memoria descriptiva y en la sección de reivindicaciones que sigue, el término "tampón" y similares se refieren a un fajo de material sustancialmente absorbente introducido en la vagina de una mujer habitualmente para absorber secreciones durante la menstruación.

45

Las compresas absorbentes y medios para insertarlas cómodamente en la vagina femenina se desvelan, entre otras, en la patente de Estados Unidos N.º 1.926.900, patente de Estados Unidos N.º 2.024.218.

50

El dispositivo catamenial, conocido con el nombre de "tampón", que ha estado mejorando las vidas de millones de mujeres en todo el mundo durante muchos años, está diseñado principalmente para eliminar todas las compresas, cinturones externos, etc., y se emplea internamente en la vagina; sin embargo, no tiene ningún efecto sobre la duración de la menstruación. Además, desde que se patentó en 1933 hasta el presente, solamente se introdujeron cambios menores en los materiales y la forma de tampones y compresas. Hasta la fecha, de todos los diferentes dispositivos de higiene usados por mujeres durante la menstruación, ninguno elimina o reduce la incomodidad, duración, dolor y ansiedad de la menstruación.

55

Las patentes de Estados Unidos 5.782.779, y 6.183.428 de Kilgore desvelan un aparato de tampón vibratorio para aliviar el dolor menstrual. El tampón usa un vibrador mecánico interno con la intención de aliviar a la usuaria del dolor menstrual así como para facilitar la inserción del tampón en el caso de una vagina seca. El tampón vibratorio comprende un tampón con un motor eléctrico incluido, alimentado por una batería en miniatura y un peso excéntrico fijado al árbol del motor que genera vibraciones mecánicas del tampón que son transferidas directamente a las paredes del canal vaginal canal que contactan el tampón.

60

Una descripción de dispositivos que generan ondas acústicas que pueden usarse para tratar pacientes con fibrosis quística (CF), bronquitis y otras enfermedades disfuncionales del pulmón, que usan vibraciones acústicas para estimular la evacuación del moco secretado (esputo), facilitando de este modo la limpieza de los pulmones, se describen en la patente de Estados Unidos N.º 5,451,190 de Liardet, patente de Estados Unidos N.º 5.829.429 de Hughes, patente de Estados Unidos N.º 6.631.721, de Salter et al., y en la patente de Estados Unidos N.º 7.059.324 de Pelerosi et al.

65

La patente de Estados Unidos N.º 4.141.360 de Lasswell desvela un dispositivo de extracción menstrual que causa extracción menstrual para conseguir un rápido agotamiento del fluido menstrual procedente del útero. El dispositivo reduce la presión en el extremo del cuello uterino creando succión sobre el fluido menstrual. Sin embargo, este dispositivo plantea varias dificultades y peligros a una usuaria potencial, incluyendo causar potencialmente un aborto, especialmente si se usa de forma incorrecta. Debido al posible daño tisular, la aplicación de este dispositivo tiene que ser supervisada y no puede ser autoadministrado.

Por lo tanto, existe una necesidad ampliamente reconocida de, y sería altamente ventajoso tener, un dispositivo que pueda acortar de forma eficiente y segura la duración del flujo menstrual.

Sumario de la invención

Se proporciona, por lo tanto, un dispositivo para acortar la duración de la menstruación de acuerdo con la reivindicación 1. El dispositivo incluye una unidad generadora de oscilaciones de presión configurada para ser insertada en una vagina para aplicar oscilaciones de presión a una cámara vaginal definida por parte del dispositivo, las paredes de la vagina y el cuello uterino del útero.

Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, el dispositivo también incluye un miembro absorbente fijado a la unidad generadora de oscilaciones de presión para absorber secreciones menstruales.

Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, el miembro absorbente es un miembro absorbente similar a un manguito fijado a la unidad generadora de oscilaciones de presión y todo el dispositivo es desechable.

Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, el miembro absorbente es un miembro absorbente similar a un manguito fijable de forma desprendible a la unidad generadora de oscilaciones de presión. La unidad generadora de oscilaciones de presión es una unidad reutilizable y el miembro absorbente es un miembro absorbente desechable.

Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, el dispositivo también incluye una fuente de alimentación para suministrar energía a la unidad generadora de oscilaciones de presión. La fuente de alimentación se selecciona entre una fuente de alimentación interna dispuesta dentro del dispositivo y una fuente de alimentación externa dispuesta fuera del dispositivo y acoplada a la unidad generadora de oscilaciones de presión.

Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, la fuente de alimentación es una fuente de alimentación eléctrica.

Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, la fuente de alimentación se selecciona entre una batería, una pila electroquímica, una pila electroquímica primaria, una pila electroquímica recargable, un supercondensador, una pila de combustible, y cualesquiera combinaciones de las mismas.

Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, las oscilaciones de presión son oscilaciones de presión que tienen una frecuencia en el intervalo de 0,1 Hz-10 kHz, más preferentemente en el intervalo de 1 Hz-100 Hz, y de la forma más preferente en el intervalo de 30 Hz-60 Hz.

Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, la unidad generadora de oscilaciones de presión está configurada para suministrar oscilaciones de presión que tienen una energía en el intervalo de 0,01-1,0 Vatios suministradas a la cámara vaginal, pero también pueden usarse energías mayores de 1 Vatio.

Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, las oscilaciones de presión se seleccionan entre ondas de presión, ondas acústicas, ondas acústicas periódicas, ondas acústicas sinusoidales, ondas de choque acústicas, ondas acústicas pulsátiles y cualesquiera combinaciones de las mismas.

Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, las oscilaciones de presión se aplican a dicha cámara vaginal de forma intermitente con un ciclo de trabajo en el intervalo del 1 %-99 %.

Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, la unidad generadora de oscilaciones de presión incluye al menos un miembro móvil acoplado a la cámara cuando el dispositivo está dispuesto en una vagina. El miembro móvil está configurado para suministrar las oscilaciones de presión a la cámara.

Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, el al menos un miembro móvil es una membrana móvil individual total o parcialmente compuesta por un material conductor de electricidad, en el que la membrana está dispuesta adyacente a una bobina conductora de electricidad incluida en la unidad generadora de oscilaciones de presión. La membrana móvil está configurada para oscilar tras la aplicación de una corriente variable periódicamente a la bobina.

Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, el al menos un miembro móvil es una membrana móvil

fijada de forma hermética a una carcasa rígida de la unidad generadora de oscilaciones de presión y acoplada a un motor lineal fijado a la carcasa.

5 Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, el al menos un miembro móvil comprende dos membranas móviles fijadas de forma hermética a una carcasa rígida. Cada membrana tiene una bobina conductora de electricidad plana fijada a ella. El dispositivo incluye dos imanes permanentes en los que un imán permanente de los dos imanes permanentes está fijado a la carcasa rígida adyacente a cada membrana de las dos membranas.

10 Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, el al menos un miembro móvil comprende dos membranas móviles fijadas de forma hermética a una carcasa rígida. Cada membrana tiene una bobina conductora de electricidad plana fijada a ella. La carcasa rígida también incluye dos imanes permanentes fijados a ella. Cada imán permanente está dispuesto adyacente a una membrana móvil diferente de las dos membranas móviles.

15 Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, la al menos una membrana móvil comprende dos membranas móviles elásticas fijadas de forma hermética a una carcasa rígida. Cada membrana tiene un imán permanente plano fijado a ella. El dispositivo también incluye dos bobinas conductoras de electricidad. Una primera bobina está fijada rígidamente a la carcasa rígida adyacente al imán permanente de una primera membrana, y la segunda bobina está fijada rígidamente a la carcasa rígida adyacente al imán permanente de una segunda membrana.

20 Se proporciona además, de acuerdo con una realización de los dispositivos de la presente solicitud, un dispositivo para acortar la duración de los menstros. El dispositivo incluye una o más unidades generadoras de vibraciones configuradas para estar acopladas mecánicamente a la piel del cuerpo de un sujeto femenino menstruante, para dirigir vibraciones mecánicas a la región del cuello uterino del sujeto para cambiar las propiedades de flujo de los  
25 menstros dentro del útero del sujeto para incrementar el flujo de los menstros a través del cuello uterino y para acortar la duración de la menstruación del sujeto femenino. El dispositivo también incluye una fuente de alimentación para suministrar energía de forma controlable a las una o más unidades generadoras de vibraciones.

30 Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, las una o más unidades generadoras de vibraciones se seleccionan entre, uno o más transductores piezoeléctricos, uno o más transductores electromecánicos, uno o más transductores mecánicos, y cualesquiera combinaciones de los mismos.

35 Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, las una o más unidades generadoras de vibraciones están configuradas para generar en los tejidos del sujeto femenino vibraciones seleccionadas entre ondas de presión, ondas de cizallamiento y una combinación de ondas de presión y ondas de cizallamiento.

40 Además, de acuerdo con una realización del dispositivo, las una o más unidades generadoras de vibraciones están fijadas a un miembro de acoplamiento seleccionado entre un miembro similar a un cinturón, un miembro similar a un cinturón elástico, un miembro adhesivo y cualesquiera combinaciones de los mismos.

45 También se proporciona, de acuerdo con una realización de los dispositivos de la presente solicitud, un dispositivo que incluye una unidad generadora de oscilaciones de presión configurada para ser insertada en una vagina para aplicar oscilaciones de presión a una cámara vaginal definida por parte del dispositivo, las paredes de la vagina y el cuello uterino del útero, y un miembro de recogida de los menstros fijado a la unidad generadora de oscilaciones de presión para recoger menstros.

Breve descripción de los dibujos

50 La invención se describe en el presente documento, a modo de ejemplo solamente, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que componentes similares se designan mediante números de referencia similares, en los que:

La figura 1 es una vista en perspectiva esquemática de un dispositivo similar a un tampón, de acuerdo con una realización de los dispositivos de acortamiento de la menstruación de la presente solicitud;

55 La figura 2 es una vista en perspectiva esquemática de un manguito de algodón comprimido del dispositivo similar a un tampón, de la figura 1;

La figura 3 es una vista lateral esquemática del dispositivo similar a un tampón, de la figura 1, en posición en una vagina;

La figura 4 es una vista lateral esquemática del dispositivo similar a un tampón, de acuerdo con la presente invención;

60 La figura 5 es una ilustración esquemática en vista desde el borde del lado de inserción del dispositivo similar a un tampón de la figura 1;

La figura 6 es una ilustración esquemática en vista desde la parte inferior del dispositivo similar a un tampón, de la figura 1;

65 La figura 7 es una vista lateral de sección transversal esquemática del dispositivo similar a un tampón de la figura 5, tomada a lo largo de la línea VII-VII;

La figura 8 es una vista lateral de sección transversal parcial esquemática de una bobina plana y la membrana

elástica del dispositivo similar a un tampón de la figura 1;

La figura 9 es una vista lateral de sección transversal parcial esquemática que ilustra una cubierta del compartimento de electrónica interno del dispositivo similar a un tampón de la figura 7;

La figura 10 es una vista superior esquemática que ilustra la bobina plana del dispositivo similar a un tampón, de la figura 7;

5 La figura 11 es una vista isométrica esquemática que ilustra el tubo rígido del dispositivo similar a un tampón, de la figura 7;

La figura 12 es una vista lateral esquemática que ilustra el tubo rígido de la figura 11;

La figura 13 es una vista superior esquemática que ilustra el tubo rígido de la figura 11;

10 La figura 14 es un diagrama de bloques esquemático que ilustra algunos de los componentes de un dispositivo de acortamiento de la duración de la menstruación que tiene una fuente de alimentación interna, de acuerdo con una realización de los dispositivos de la presente solicitud;

La figura 15 es un diagrama de bloques esquemático que ilustra algunos de los componentes de un dispositivo de acortamiento de la duración de la menstruación que tiene una fuente de alimentación externa, de acuerdo con otra realización de los dispositivos de la presente solicitud;

15 La figura 16 es una vista lateral esquemática que ilustra una unidad generadora de oscilaciones de presión utilizable en los dispositivos similares a un tampón de la presente solicitud y que incluye un motor lineal;

La figura 17 es una vista de sección transversal esquemática de la unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 16, tomada a lo largo de la línea XVII-XVII;

20 La figura 18 es una vista de sección transversal esquemática que ilustra en detalle parte de la unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 17.

La figura 19 es una vista lateral esquemática que ilustra una unidad generadora de oscilaciones de presión utilizable en los dispositivos similares a un tampón de la presente solicitud y que incluye un miembro elástico similar a una copa y dos bobinas, de acuerdo con otra realización de la unidad generadora de oscilaciones de presión de la presente solicitud;

25 La figura 20 es una vista de sección transversal esquemática de la unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 19, tomada a lo largo de la línea XX-XX;

La figura 21 es otra vista lateral esquemática que ilustra la unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 19;

30 La figura 22 es una vista de sección transversal esquemática que ilustra la unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 21, tomada a lo largo de la línea XXII-XXII y que también ilustra en detalle parte de la unidad generadora de oscilaciones de presión;

La figura 23 es una vista lateral esquemática que ilustra una unidad generadora de oscilaciones de presión utilizable en los dispositivos de la presente solicitud y que incluye un miembro elástico similar a una caja que tiene dos bobinas y que también incluye dos imanes permanentes, de acuerdo con otra realización de la unidad generadora de oscilaciones de presión de la presente solicitud;

35 La figura 24 es una vista de sección transversal esquemática de la unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 23, tomada a lo largo de la línea XXIV-XXIV;

La figura 25 es otra vista lateral esquemática que ilustra la unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 23;

40 La figura 26 es una vista de sección transversal esquemática que ilustra la unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 23, tomada a lo largo de la línea XXVI-XXVI;

La figura 27 es una vista superior esquemática de la unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 26, tal como se ve desde la dirección representada por la flecha M de la figura 24;

45 La figura 28A es una ilustración esquemática de una mujer que lleva puesto un cinturón activo alrededor de su pelvis, de acuerdo con otra realización de los dispositivos de la presente solicitud;

La figura 28B es una vista lateral de sección transversal esquemática de la mujer y el cinturón activo de la figura 28A, tomada a lo largo de la línea XXVIII-XXVIII;

50 La figura 29 es un diagrama isométrico esquemático que ilustra los componentes de una configuración experimental usada para realiza el EXPERIMENTO 1;

La figura 30 es una vista isométrica esquemática de una configuración experimental usada para aplicar ondas de presión acústicas *in-vivo* a una vagina de un sujeto femenino menstruante;

La figura 31 es un gráfico esquemático que ilustra los resultados de un experimento *in-vivo* que mide el flujo de menstros en presencia de ondas de presión acústicas aplicadas a la vagina de una mujer menstruante;

55 La figura 32 es un gráfico esquemático que ilustra los resultados de un experimento *in-vivo* que compara el flujo menstrual de una mujer menstruante con y sin aplicación de oscilaciones de presión a la vagina;

La figura 33 es una vista isométrica esquemática que ilustra un sistema para acortar la duración de la menstruación que tiene una unidad generadora de oscilaciones de presión reutilizable y manguitos absorbentes similares a un tampón desechables configurados para estar fijados de forma desprendible a la unidad generadora de oscilaciones de presión, de acuerdo con una realización de los sistemas de acortamiento de la menstruación de la presente solicitud;

60 La figura 34 es una vista en perspectiva esquemática que ilustra una unidad generadora de oscilaciones de presión vaginales que incluye un miembro de recogida de los menstros, de acuerdo con otra realización del dispositivo de acortamiento de la duración de la menstruación de la presente solicitud;

65 La figura 35 es una vista en perspectiva de la unidad generadora de oscilaciones de presión vaginales de la figura 34 plegada dentro de un dispositivo de inserción utilizable para introducir la unidad generadora de

oscilaciones de presión en una vagina;

La figura 36 es una vista en perspectiva esquemática que ilustra una unidad generadora de oscilaciones de presión vaginales que incluye un miembro de recogida de los menstros, de acuerdo con otra realización más del dispositivo de acortamiento de la duración de la menstruación de la presente solicitud;

5 La figura 37 es una vista de sección transversal esquemática que ilustra una unidad generadora de oscilaciones de presión vaginales sin un miembro absorbente dispuesto dentro de una vagina, de acuerdo con aún otra realización del dispositivo de acortamiento de la duración de la menstruación de la presente solicitud;

La figura 38 es una vista de sección transversal esquemática que ilustra una unidad generadora de oscilaciones de presión vaginales dispuesta dentro de una vagina y útil para entender el análisis teórico del APÉNDICE A; y

10 La figura 39 es un gráfico esquemático que ilustra la amplitud de excitación de los menstros en función de la frecuencia de oscilación de presión, tal como se calcula teóricamente en el APÉNDICE A para parámetros nominales y una potencia de oscilación de presión supuesta de 0,1 Vatios.

Descripción detallada de la invención

15

Notación usada en todo el documento

La siguiente notación se usa en todo este documento.

Término	Definición
CA	Corriente alterna
cm	Centímetro
CC	Corriente continua
Hz	Hertzio
kHz	Kilohertzio
ml	Mililitro
mm	Milímetro
Mpa	MegaPascal
mWh	Milivatio hora
PCB	Placa de circuitos impresos
PET	Polietilentereftalato
PVC	Cloruro de polivinilo
W	Vatio

20

Los dispositivos, sistemas y métodos desvelados en la presente solicitud son dispositivos médicos y terapéuticos y métodos que aplican vibraciones a fluidos no Newtonianos, que facilitan e inducen comportamiento de cavitación ("*streaming*") en diversos fluidos dentro de diversas cavidades y luces del cuerpo humano.

25

Uno de los efectos terapéuticos de acuerdo con la presente invención es la aceleración del flujo menstrual que causa el acortamiento de la duración de la menstruación.

30

El adelgazamiento de la viscosidad por cizallamiento y vibracional son, ambos, fenómenos físicos bien conocidos que tienen lugar cuando fluidos de tipo suspensión no Newtoniana se someten a ondas oscilatorias. Las dos formas de ondas usadas principales son ondas de presión y ondas de cizallamiento. La energía cíclica aplicada a un fluido de tipo suspensión causa la disolución de agregados de obstrucción del flujo de los diferentes elementos en el fluido y la posible reagregación simplificada. El resultado de este comportamiento es una reducción de la viscosidad dinámica efectiva del fluido. Por lo tanto, en esencia las ondas aplicadas al fluido causan una reducción significativa en la resistencia del fluido, por lo tanto, el fluido no Newtoniano puede fluir de forma significativamente más rápida que sin la energía aplicada.

35

Los dispositivos, sistemas y métodos desvelados en el presente documento usan un dispositivo motorizado para ayudar directamente a mujeres a acortar el periodo de flujo menstrual. El dispositivo puede ser autoadministrado de manera sencilla y segura para librar a su usuaria de un flujo menstrual prolongado. Dichos dispositivos pueden ser cómodos de usar para la usuaria y no impiden la movilidad de la usuaria.

40

La duración del drenaje de fluido menstrual se acorta por medio de reducir su viscosidad eficaz. Esto se consigue haciendo vibrar de forma acústica el fluido menstrual y el tejido adyacente, que tiene, por naturaleza, las cualidades de flujo de fluidos no Newtonianos, de modo que consigue cualidades de flujo de, o similares a, fluido newtoniano con viscosidad dinámica efectiva reducida.

45

Tal como se usa en el presente documento, en la memoria descriptiva y en la sección de reivindicaciones que sigue,

la expresión “fluido Newtoniano” y similares se refieren a un fluido cuya tensión en cada punto es linealmente proporcional a su tasa de deformación en ese punto.

Algunos de los dispositivos descritos en el presente documento pueden ser una unidad generadora de oscilaciones de presión activada a distancia (de forma electrónica, magnética o de otra forma) antes de su inserción en la vagina; la activación es por medio de un conmutador magnético o cualquier otra unidad de conmutación o mecanismo de conmutación accionable a distancia de forma adecuada, tal como se conoce en la técnica. Esto se realiza para garantizar el hermetismo absoluto del compartimento de electrónica del entorno exterior. El dispositivo puede insertarse en la cavidad vaginal a través del uso de un aplicador de tampones de cartón convencional.

En otra realización de la presente invención, osciladores o unidades vibratorias se usan externamente y están instalados en un cinturón colocado alrededor del abdomen, o fijado de otro modo a la región abdominal del cuerpo (tal como, aunque sin limitarse a, mediante el uso de almohadillas adhesivas, o similares). Las unidades vibratorias están orientadas hacia el centro del abdomen donde está ubicado el útero y/o el cuello uterino, donde el enfoque geométrico e interferencia constructiva dan como resultado grandes oscilaciones. La unidad de alimentación también puede fijarse al cinturón. En esta realización, las unidades vibratorias pueden generar dos tipos diferentes de ondas. Un tipo es la onda de presión normal a una frecuencia en el intervalo de 1 Hz a 10 kHz, con una amplitud máxima de membrana oscilante que es normalmente de 0,1 mm a 2 mm. El mecanismo generador en las unidades generadoras de vibraciones puede ser un simple motor excéntrico o cualquier otra unidad y/o mecanismo o dispositivo generador de oscilaciones o de vibraciones, tal como se conoce en la técnica. El segundo tipo de onda son las ondas de cizallamiento. El mecanismo generador de vibraciones para ese tipo de onda es una unidad generadora de ondas de cizallamiento a amplitudes y frecuencias similares a los emisores de presión.

Tal como se usa en el presente documento en la memoria descriptiva y en la sección de reivindicaciones que sigue, la expresión “onda de presión” y similares se refieren a una onda longitudinal para la cual el desplazamiento de partículas es paralelo a la dirección de la propagación de la onda.

Tal como se usa en el presente documento en la memoria descriptiva y en la sección de reivindicaciones que sigue, la expresión “ondas de cizallamiento” y similares se refieren a ondas transversales en las que el desplazamiento de partículas es perpendicular a la dirección de la propagación de la onda.

La presente invención puede entenderse mejor con referencia a los siguientes artículos científicos:

1. Boris N Ouriev, y Naum B Uriev, Influence of vibration on structure-rheological properties of a highly concentrated suspension, Meas. Sci. Technol. 16 1691-1700, (2005);
2. Boris Ouriev, Rheology and Rheometry of Aluminum alloys: influence of shear and vibration on aluminum flow properties, Solid State Phenomena Vols. 116-117 págs. 558-564 (2006);
3. Youbing Li, Kaizhi Shen y Jie Zhan, Improving Rheological Property of Polymer Melt Via Low Frequency Melt Vibration" Journal of Applied Polymer Science, Vol. 102, 5292-5296 (2006);
4. J. Bear, Dynamics of Fluids in Porous Media, sec. 5.10. American Elsevier Pub. Co., (1972);
5. Yingzi Chen, Huilin Li, Effect of Ultrasound on the Viscoelasticity, The State Key Laboratory of Polymer Materials Engineering, Polymer Research Institute of Sichuan University, Chengdu 610065, República Popular China, recibido el 13 de noviembre de 2003; aceptado el 13 de abril de 2004, DOI 10.1002/app.20831, publicado en línea en Wiley InterScience (www.interscience.wiley.com);
6. N B Uriev y I V Kuchin, Modelling of the dynamic state of disperse systems, #2006 Russian Academy of Sciences and Turpion Ltd Russian Chemical Reviews 75 (1) 31 ± 55 (2006);
7. Y. J. Liu, Rheological equation for polymer melt under the action of vibration, Plastics, Rubbers and Composites VOL 34 NO 2 (2005);
8. TA Scherer, J Barandun, E Martinez, A Wanner y EM Rubin, Effect of high-frequency oral airway and chest wall oscillation and conventional chest physical therapy on expectoration in patients with stable cystic fibrosis, CHEST / 113 4 abril, 1019 (1998);
9. Aprobación de la FDA, *High-Frequency Ventilator*, Número de PMA P890057/S14, 24 de septiembre (2001);

En las aplicaciones específicas adaptadas para acortar la duración de los menstruos, los dispositivos, sistemas y métodos desvelados en el presente documento pueden usar oscilaciones de presión, y/u ondas acústicas y/u ondas de choque, y/u ondas de cizallamiento para hacer vibrar la cavidad vaginal, el útero, la cavidad del útero, y los fluidos menstruales.

Los dispositivos, sistemas y métodos desvelados en el presente documento usan y aplican un principio físico llamado “cavitación”. Las ondas del dispositivo causan cavitación de los fluidos menstruales. El efecto de cavitación de fluidos no Newtonianos en suspensión es bien conocido y se aplica en diferentes aplicaciones industriales. La referencia [1] demuestra el efecto de las vibraciones sobre el chocolate y encuentra el intervalo de amplitudes y frecuencias en las que el fluido no Newtoniano fluye como un fluido Newtoniano. La referencia [2] compara los cambios de las propiedades reológicas del flujo en suspensión de aluminio con y sin vibraciones. La referencia [3] muestra el efecto de las vibraciones durante el proceso de extrusión de fabricación de un polímero. En la bibliografía científica mencionada anteriormente, las vibraciones se usan para rebajar la viscosidad efectiva del líquido en

suspensión.

La viscosidad efectiva reducida es el resultado combinado de dos procesos físicos importantes que tienen lugar en el flujo de un fluido en suspensión. En primer lugar, el efecto de la vibración es separar en fases el medio y permitir la agregación del componente en suspensión. Una vez que tiene lugar la agregación, la parte de fluido del medio puede fluir más fácilmente ya que está, de promedio, más alejada de obstrucciones. Modelos generales de un flujo en medios porosos dan, por ejemplo, una viscosidad dinámica efectiva que es inversamente proporcional al tamaño al cuadrado de las estructuras (es decir, agregados en el presente caso) (por ejemplo, referencia [4]). El efecto es generalmente temporal y completamente reversible. Se detiene una vez que cesan las vibraciones. Nótese sin embargo, que el efecto aún puede estar presente varios segundos más tarde, debido a un posible efecto de memoria. De acuerdo con la presente invención, las ondas de oscilación de presión generadas (y/u ondas acústicas y/u ondas de choque) para aplicar el efecto de cavitación en los menstruos hacen vibrar el tejido así como el fluido menstrual y pueden optimizarse para la reducción de la viscosidad efectiva del fluido menstrual.

A continuación se hace referencia a las figuras 1-13. La figura 1 es una vista en perspectiva esquemática de un dispositivo similar a un tampón, de acuerdo con una realización de los dispositivos de acortamiento de la duración de la menstruación de la presente solicitud. La figura 2 es una vista en perspectiva esquemática de un manguito de algodón comprimido del dispositivo similar a un tampón, de la figura 1. La figura 3 es una vista lateral esquemática del dispositivo similar a un tampón de la figura 1, dispuesto en posición en una vagina. La figura 4 es otra vista lateral esquemática del dispositivo similar a un tampón de la figura 1. La figura 5 es una vista superior esquemática de un extremo del dispositivo similar a un tampón de la figura 4 visto desde el borde del lado de inserción del dispositivo similar a un tampón de la figura 1. La figura 6 es una vista inferior esquemática del dispositivo similar a un tampón de la figura 4 que ilustra la parte inferior del dispositivo similar a un tampón. La figura 7 es una vista lateral de sección transversal esquemática del dispositivo similar a un tampón de la figura 5 tomada a lo largo de la línea VII-VII. La figura 8 es una vista lateral de sección transversal parcial esquemática de una bobina plana y una membrana elástica del dispositivo similar a un tampón de la figura 1. La figura 9 es una vista lateral de sección transversal parcial esquemática que ilustra una cubierta del compartimento de electrónica interno del dispositivo similar a un tampón de la figura 7. La figura 10 es una vista superior esquemática que ilustra la bobina plana del dispositivo similar a un tampón de la figura 7. La figura 11 es una vista isométrica esquemática que ilustra el tubo rígido del dispositivo similar a un tampón de la figura 7. La figura 12 es una vista lateral esquemática que ilustra el tubo rígido de la figura 11, y la figura 13 es una vista superior esquemática que ilustra el tubo rígido de la figura 11.

Volviendo a la figura 1, se ilustra un dispositivo similar a un tampón 500, de acuerdo con una realización de los dispositivos activos de la presente solicitud. La figura 1 ilustra tres componentes externos del dispositivo similar a un tampón 500. Un manguito de algodón comprimido 51, que es un miembro absorbente construido y operativo como la parte absorbente de un tampón estándar, un cordel de tracción 52 fijado al compartimento de la batería 58 de la figura 7 (o como alternativa al manguito de algodón 51), que puede usarse para tirar de y retirar el dispositivo similar a un tampón 500 de la vagina, y una membrana elástica 53, que puede accionarse para producir oscilaciones de presión y/u ondas acústicas y/u ondas de choque tal como se desvela en detalle en lo sucesivo en el presente documento.

El extremo del lado de inserción 55 del dispositivo similar a un tampón 500 tiene esquinas redondeadas con el fin de facilitar la inserción en la cavidad vaginal. La superficie exterior 56 del manguito de algodón comprimido 51 puede tener una forma multilobulada que tiene pequeñas curvas circulares, que se asemeja a una vista superior de una flor, tal como se muestra en la presente figura, pero puede usarse cualquier otra forma adecuada.

El propósito de esta forma es incrementar la superficie externa de la parte absorbente, el manguito de algodón comprimido 51, o cualquier otro material que podría usarse para absorción, incrementando de este modo la capacidad de absorción de las sustancias altamente viscosas que son parte del fluido menstrual y no penetran en el algodón comprimido.

Para el fin de las siguientes descripciones, se definirá el lado en el que la membrana 53 está dispuesta en el dispositivo similar a un tampón 500, tal como se muestra en la ilustración, como el lado de inserción (o lado superior), y el lado opuesto, al que está fijado el cordel de tracción 52, como el lado inferior del tampón 500.

Volviendo a la figura 2, el manguito de algodón comprimido 51 del dispositivo similar a un tampón 500, se ve desde el lado inferior. Un rebaje 29 está formado dentro de la parte inferior del manguito de algodón comprimido 51. El rebaje 29 se usa para alojar un compartimento de la batería (no mostrado en la figura 2), tal como se describe en detalle a continuación en el presente documento con respecto a la figura 7. En el centro del manguito de algodón 51, existe un pasaje generalmente cilíndrico longitudinal 54 que pasa longitudinalmente a través del manguito de algodón 51. El pasaje 54 que está configurado para contener un tubo rígido, (el tubo rígido no se muestra en la figura 2 en aras de la claridad de ilustración, pero se describe en la figura 7 en lo sucesivo en el presente documento). El pasaje 54 tiene un primer extremo que se abre en el lado del rebaje 29, y el otro extremo que se abre en el lado superior (el lado de inserción tal como se define en lo sucesivo en el presente documento) del tampón 500.



Volviendo a la figura 3, el dispositivo similar a un tampón 500 se ilustra dispuesto en una vagina 101. La ilustración también muestra el cuello uterino 102, y el útero 103. Cuando el dispositivo similar a un tampón 500 está colocado dentro de la vagina 101, tal como se muestra en la figura 3, una cámara vaginal rodeada 40 está formada y definida entre las paredes de la vagina 101, el cuello uterino 102 y parte del lado de inserción 55 del tampón 500.

Volviendo ahora a la figura 4, el dispositivo similar a un tampón 500 incluye el manguito de algodón comprimido 51, para absorber secreciones menstruales, tal como se conoce bien en la técnica. El dispositivo similar a un tampón 500 también incluye un cordel de tracción 52, que puede usarse para tirar hacia fuera de y retirar el dispositivo similar a un tampón 500 de la vagina 101. Se muestra el extremo del lado de inserción 55 del dispositivo similar a un tampón 500. La ilustración también muestra el cordel de tracción 52, y la membrana elástica 53.

Volviendo a la figura 6, se ilustra el extremo inferior del dispositivo similar a un tampón 500, de la figura 4. La ilustración también muestra el cordel de tracción 52 fijado a un compartimento de la batería 58 dispuesto dentro del rebaje 29 (véase la figura 2) del manguito de algodón comprimido 51.

Volviendo a la figura 7, un tubo cilíndrico 57 está dispuesto dentro del pasaje 54 formado dentro del manguito de algodón 51. El tubo 57 puede estar hecho de un material basado en plástico o polímero adecuado preferentemente biocompatible o cualquier otro material rígido adecuado conocido en la técnica, tal como, aunque sin limitarse a polipropileno, polietilentereftalato (PET), polietileno y similares. El tubo 57 está fijado de forma hermética en un primer extremo 57A del mismo a un compartimento de la batería 58. El compartimento de la batería 58 puede ser cualquier tipo de carcasa sellable hecha de un material a base de polímero adecuado o cualquier otro material estructural adecuado conocido en la técnica para sostener de forma hermética una batería 59 u otra fuente de alimentación adecuada en su interior.

Una bobina conductora de electricidad, aislada eléctricamente y plana 60 (que se ve de la mejor manera en las figuras 8 y 10) está fijada al extremo 57B del tubo 57. La bobina 60 puede ser una bobina formada en espiral plana hecha de cualquier material conductor de electricidad adecuado, tal como aunque sin limitarse a, cobre, aluminio, un polímero conductor de electricidad y similares. La bobina 60 puede estar aislada eléctricamente mediante un material aislante fino adecuado (no mostrado en las figuras en aras de la claridad de ilustración), tal como Teflon®, o cualquier otro material aislante adecuado tal como un barniz aislante eléctricamente, un elastómero, plástico, y similares.

El extremo circunferencial 60C de la bobina 60 está fijado de forma hermética adecuadamente (mediante una cola de sellado adecuada, o mediante cualquier otro método de fijación conocido en la técnica) al extremo (abierto) 57B del tubo 57. Una membrana elástica 53 está fijada adecuadamente de forma circunferencial y de forma hermética a la parte 60C de la bobina 60, de modo que el compartimento de electrónica 47 formado dentro del tubo 57 sea un compartimento hermético. La membrana elástica 53 es una membrana plana fina que está hecha de un material conductor de electricidad. Por ejemplo, la membrana elástica puede ser una lámina elástica fina hecha de aluminio, cobre o cualquier otro material elástico conductor de electricidad adecuado, tal como aunque sin limitarse a un polímero conductor de electricidad elástico.

Preferentemente, la membrana elástica 53 es una membrana aislante eléctricamente fina y elástica hecha de Mylar®, polipropileno, o cualquier otro plástico o polímero adecuado o similares y está revestido o pintado con una capa de material conductor de electricidad, tal como un metal o polímero conductor de electricidad o similares (la capa conductora de electricidad no se muestra en las figuras). En este caso, la capa conductora de electricidad está aplicada o pintada o depositada solamente en el lado 53B de la membrana 53 enfrentada a la bobina 60 y no en el lado 53A de la membrana 53 que está enfrentado al lado externo del tampón 500. Por ejemplo, la membrana elástica 53 puede ser una pieza similar a un disco de Mylar® aluminizado en un lado solamente, tal como se conoce en la técnica.

Se observa que todas las piezas electrónicas y mecánicas internas dispuestas dentro del compartimento hermético 47 y dentro del compartimento de la batería 58 están protegidas de forma hermética de los fluidos con los que el dispositivo similar a un tampón 500 puede entrar en contacto.

El compartimento de electrónica 47 incluye circuitos electrónicos, tales como la placa de circuitos impresos (PCB) 45. La PCB 45 incluye todos los circuitos necesarios para formar una unidad generadora de frecuencia configurada para generar una corriente eléctrica variable de forma oscilatoria o de forma periódica, tal como se describe en detalle en lo sucesivo en el presente documento. La teoría y la práctica de circuitos electrónicos para generar corrientes oscilantes se conocen bien en la técnica, no es el objeto de la presente invención y no se describe en detalle, en lo sucesivo en el presente documento.

En resumen, cualquier unidad o circuitos generadores de corriente variable oscilante y/o periódicamente conocida en la técnica puede implementarse en la PCB 45 u otros circuitos dispuestos en el compartimento de electrónica hermético 47, tal como un circuito o circuitos RC simple, circuito o circuitos RLC, o cualquier otro circuito oscilante conocido en la técnica que recibe corriente continua como entrada y emite una corriente oscilante (o tensión oscilante) que tiene una o más frecuencias o una corriente variable periódicamente. Se observa que la PCB 45

puede incluir un circuito o circuitos y/o componentes analógicos, y/o circuitos y/o componentes digitales y/o cualesquiera combinaciones de circuitos y/o componentes analógicos y digitales. La PCB 45 también puede incluir cualquier combinación adecuada de múltiples circuitos osciladores que pueden usarse para generar oscilaciones de corriente que tienen diferentes frecuencias o formas de onda de corriente periódicas que tienen diferentes frecuencias y formas de onda.

Volviendo a la figura 8, la bobina 60 tiene terminales de bobina 60A y 60B. Los terminales de bobina 60A y 60B de la bobina 60 están conectados eléctricamente a dos cables eléctricos aislados 43A y 43B (que se ven de la mejor manera en la figura 7) que también están conectados eléctricamente a la PCB 45 para proporcionar la corriente oscilante y/o una corriente variable periódicamente a la bobina 60.

Cuando una corriente variable periódicamente (o una corriente oscilante, tal como, aunque sin limitarse a una corriente sinusoidal) se aplica a la bobina 60, las corrientes que fluyen a través de la bobina 60 inducen corrientes parásitas en el metal que forma la membrana elástica 53 o depositadas en una capa sobre ella (dependiendo del tipo de membrana que se está usando). Estas corrientes parásitas inducidas causan una fuerza variable periódicamente que empuja la membrana elástica lejos de la superficie de la bobina 60. Dado que la membrana elástica 53 está fijada solo parcialmente a la bobina 60 solamente en la parte circunferencial estrecha 60C, tal como se ha desvelado anteriormente en el presente documento, la mayor parte de la superficie 53B de la membrana elástica 53 no está fijada permanentemente a la superficie de la bobina 60 y puede alejarse de y/o acercarse a la superficie de la bobina 60 cuando se le aplica una fuerza adecuada.

Por lo tanto, mientras las corrientes variables oscilantes y/o periódicamente se aplican a la bobina 60, la parte de la membrana elástica 53 que no está fijada a la circunferencia 60C de la bobina 60 oscilará mecánicamente a lo largo de la dirección general del eje longitudinal del tampón 500 representado por la flecha de doble punta 35. Cuando el tampón 500 está dispuesto en la vagina 101, tal como se ilustra en la figura 3, y la potencia se activa para suministrar energía a los circuitos de la PCB 45, las oscilaciones y/o el movimiento periódico de la membrana elástica 53 empujan el aire adyacente al lado 53A de la membrana elástica 53 generando oscilaciones de presión y/u ondas acústicas y/u ondas de choque (dependiendo, entre otras cosas, de la forma de onda particular de las corrientes variables periódicamente que fluyen a través de la bobina 60) en la cámara vaginal 40.

La ventaja de aplicar oscilaciones de presión (y/o s y/u ondas de choque) a la cámara vaginal 40 es que una gran parte de la energía de oscilación se usa para generar un gradiente de presión variable a través del canal del cuello uterino que conecta el espacio interno del útero 103 con la cámara de aire vaginal 40. El inventor de los dispositivos desvelados en el presente documento descubrió sorprendente e inesperadamente que la aplicación de dichas oscilaciones de presión y/u ondas acústicas y/u ondas de choque a la cámara de aire vaginal 40 ayuda y acelera significativamente el flujo de secreciones menstruales desde el útero 103 a través del canal del cuello uterino causando un acortamiento muy sustancial de la duración de la menstruación, tal como se desvela en detalle en los experimentos descritos en lo sucesivo en el presente documento.

La PCB 45 también puede incluir una unidad de conmutación accionable a distancia, tal como un conmutador accionable por campo magnético que puede controlar el flujo de corriente procedente de la fuente de alimentación (tal como, por ejemplo, la batería 59 de la figura 7) a los circuitos generadores de corriente oscilante y/o periódica incluidos en la PCB 45. Por lo tanto, cuando el tampón 500 está en almacenamiento o no está siendo usado, el conmutador está (por defecto) en estado "apagado" y no se suministra ninguna potencia a la PCB 45. El conmutador (no mostrado) puede activarse a continuación (cambiarse al estado "encendido") por el usuario, (por ejemplo colocando un imán cerca del tampón 500 para encender el conmutador y suministrar energía a los circuitos de la PCB 45).

Cuando el conmutador se enciende, se suministra potencia a la PCB 45 y los circuitos de la PCB 45 emiten una corriente variable oscilante y/o periódicamente a través de los cables 43A y 43B hasta la bobina 60.

Se observa que el tubo 57 funciona como un soporte rígido que sostiene la bobina 60 y la membrana elástica 53 fijada a la circunferencia 60C de la bobina 60. El tubo 57 también sella el compartimento de electrónica interno 47 formado dentro del tubo 57 de cualesquiera líquidos presentes en el entorno exterior. El compartimento de la batería 58 funciona análogamente para aislar y sellar herméticamente la batería 59 respecto al entorno externo, con el fin de prevenir cualquier descarga eléctrica al cuerpo.

Volviendo a la figura 9, el tubo 57 y el compartimento de la batería 58 están fijados entre sí formando una cubierta del compartimento de electrónica interno 61 del dispositivo similar a un tampón 500. La sección transversal ilustrada en la figura 9 está tomada a lo largo de la línea VII-VII de la figura 4. La cubierta del compartimento de electrónica interno 61 incluye el tubo rígido 57, and el compartimento de la batería 58. Todos los componentes electrónicos del dispositivo similar a un tampón 500 están dispuestos dentro de la cubierta del compartimento de electrónica interno 61 que proporciona sellado al compartimento de electrónica respecto al entorno externo.

Volviendo a la figura 10, la bobina plana 60 del dispositivo similar a un tampón 500 se ilustra vista desde el lado superior. Se observa que los detalles de la bobina plana 60 tal como se muestra es esta ilustración no limitante

ejemplar, tal como el número de vueltas, no pretenden ser limitantes de ninguna manera y también pueden usarse otras bobinas que tienen un número de vueltas y una sección transversal diferentes.

5 En otra realización de los dispositivos de la presente solicitud, las oscilaciones de presión y/u ondas acústicas y/u ondas de choque pueden generarse usando un pequeño motor fijado a un pistón adecuado. En cada caso, la frecuencia de las vibraciones puede estar entre 1 Hz y 10 kHz, y la amplitud de las vibraciones puede estar entre 0,1 mm y 2 mm.

10 Las oscilaciones de presión utilizables pueden ser las siguientes:

- a. una onda subsónica simétrica en el intervalo de 10 Hz a 1 kHz.
- b. una superposición de las dos ondas en una onda en forma de dientes de sierra de 1 Hz donde una onda más alta del intervalo de 10 Hz a 1 kHz se añade a su segunda parte.

15 Se observa que el intervalo de frecuencia de oscilación, combinaciones de frecuencia, y amplitudes de vibración mencionadas anteriormente en el presente documento aunque se descubrió que son prácticas, no pretenden limitar el alcance de los parámetros de oscilación utilizables con las diversas realizaciones de la presente invención. Otros intervalos diferentes de frecuencia de oscilación o combinaciones de frecuencia menores de 1 Hz o mayores de 10 kHz también pueden usarse en los dispositivos de la presente invención. Por ejemplo, la frecuencia de oscilación  
20 puede estar en el intervalo de 0,1 Hz-10 kHz, más preferentemente en el intervalo de 1 Hz-100 Hz, y de la forma más preferente en el intervalo de 30 Hz-60 Hz. Sin embargo, también pueden usarse otras frecuencias de oscilación o combinaciones de frecuencia diferentes.

25 Análogamente, pueden usarse amplitudes de vibración menores de 0,1 mm o mayores de 2 mm, dependiendo, entre otras cosas, del tipo, estructura, dimensiones particulares de la unidad generadora de oscilaciones de presión que se está usando.

30 El dispositivo similar a un tampón 500 puede activarse usando un pequeño imán no mostrado en las ilustraciones para activar un conmutador accionable magnéticamente (no mostrado) incluido en el dispositivo 500. Una vez que el dispositivo similar a un tampón 500 está listo para usarlo, el oscilador es activado por el imán exterior. Una vez que el oscilador está en modo operativo, su acción se detendrá solamente tras el agotamiento de las baterías. El oscilador puede estar activo entre 20 minutos y una hora.

35 Sin embargo, se observa que, en otras realizaciones de los dispositivos de la presente solicitud, la fuente de alimentación puede encenderse y apagarse a discreción del usuario, tal como, por ejemplo en dispositivos que tienen una fuente de alimentación conmutable externa (véase, por ejemplo la fuente de alimentación 358 del sistema 380 de la figura 33 en lo sucesivo en el presente documento). Cuando dicha fuente de alimentación externa más grande está siendo usada, la duración de la activación del oscilador puede prolongarse en gran medida, dado que las baterías u otras fuentes de alimentación usadas pueden tener una capacidad mucho mayor.

40 Adicionalmente, incluso en dispositivos que tienen una pequeña capacidad interna, la duración de la activación del oscilador puede prolongarse más allá de una hora activando el oscilador del dispositivo de forma intermitente (de manera pulsátil) con un ciclo de trabajo entre más pequeño del 100 % (tal como, por ejemplo, con un ciclo de trabajo en el intervalo del 1 %-99 %).

45 Volviendo a las figuras 11, 12 y 13, el tubo 57 del dispositivo similar a un tampón 500, se ilustran en vista en perspectiva, vista lateral y vista superior, respectivamente.

50 Se observa que la unidad generadora de oscilaciones de presión ejemplar desvelada anteriormente en el presente documento e ilustrada en las figuras 7-13 no está limitada a la realización particular descrita con respecto a las figuras 7-13.

55 A continuación se hace referencia a las figuras 14-15 que son diagramas de bloques esquemáticos que ilustran dos realizaciones diferentes del dispositivo similar a un tampón de la presente solicitud. La figura 14 es un diagrama de bloques esquemático que ilustra algunos de los componentes de un dispositivo de acortamiento de la duración de la menstruación que tiene una fuente de alimentación interna, de acuerdo con una realización de los dispositivos de la presente solicitud, y la figura 15 es un diagrama de bloques esquemático que ilustra algunos de los componentes de un dispositivo de acortamiento de la duración de la menstruación que tiene una fuente de alimentación externa, de acuerdo con otra realización de los dispositivos de la presente solicitud;

60 Volviendo a la figura 14, el dispositivo 200 incluye un circuito generador de frecuencia 212 que puede ser cualquier tipo de circuito eléctrico o electrónico configurado para proporcionar corriente eléctrica oscilante (o una tensión oscilante) a la frecuencia o frecuencias desveladas en el presente documento. El circuito generador de frecuencia 212 está conectado a una fuente de alimentación eléctrica 209 a través de una unidad de conmutación controlable 210, y puede recibir energía eléctrica procedente de la fuente de alimentación 209 cuando la unidad de conmutación 210 se acciona al estado "encendido" (lo que puede realizarse a distancia si la unidad de conmutación es del tipo  
65

accionable a distancia, tal como se desvela en detalle en el presente documento).

La fuente de alimentación eléctrica 209 es una fuente de alimentación interna dispuesta dentro del dispositivo 200 y puede ser cualquier fuente de alimentación eléctrica compacta adecuada conocida en la técnica, tal como aunque sin limitarse a, una batería, una pila electroquímica, una pila electroquímica primaria, una pila electroquímica recargable, un supercondensador, una pila de combustible y cualesquiera combinaciones de las mismas. La unidad generadora de frecuencia 212 puede ser cualquier tipo de circuito eléctrico para generar señales eléctricas variables con el tiempo y/o señales eléctricas oscilantes periódicamente, tal como se ha desvelado en detalle anteriormente en el presente documento.

La unidad generadora de frecuencia 212 también está conectada a una unidad generadora de oscilaciones de presión 214 mediante conductores eléctricos adecuados (no mostrados en detalle en la figura 14). Cuando la potencia se enciende, la unidad generadora de frecuencia 212 suministra señales eléctricas variables oscilantes o periódicamente apropiadas a la unidad generadora de oscilaciones de presión 214, lo que genera oscilaciones de presión y/u ondas acústicas y/u ondas de choque dentro de la vagina 101, tal como se ha desvelado en detalle anteriormente en el presente documento.

Volviendo a la figura 15, el dispositivo 220 incluye el circuito generador de frecuencia 212, la unidad de conmutación controlable 210 y la unidad generadora de oscilaciones de presión 214 desveladas anteriormente en el presente documento. El dispositivo 220 incluye una fuente de alimentación externa 227. La fuente de alimentación externa 227 es una fuente de alimentación dispuesta fuera del dispositivo 220 y puede ser cualquier tipo de fuente de alimentación eléctrica conocida en la técnica, tal como aunque sin limitarse a, una fuente de alimentación de CC una fuente de corriente CA (con o sin un transformador), una batería, una pila electroquímica, una pila electroquímica primaria, una pila electroquímica recargable, un supercondensador, una pila de combustible y cualesquiera combinaciones de las mismas. La fuente de alimentación externa 227 puede estar conectada adecuadamente a la unidad de conmutación 210 (tal como se muestra en la figura 15) pero también puede (opcionalmente) ser una fuente de alimentación externa conmutable conectada directamente a la unidad generadora de frecuencia 212. En este último caso, la unidad de conmutación interna 210 se sustituye por una unidad de conmutación (no mostrada) incluida en la fuente de alimentación conmutable externa.

A continuación se hace referencia a las figuras 16-18. La figura 16 es una vista lateral esquemática que ilustra una unidad generadora de oscilaciones de presión utilizable en los dispositivos de la presente solicitud y que incluye un motor lineal. La figura 17 es una vista de sección transversal esquemática de la unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 16, tomada a lo largo de la línea XVII-XVII. La figura 18 es una vista de sección transversal esquemática que ilustra en detalle parte de la unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 17.

La unidad generadora de oscilaciones de presión 250 incluye una carcasa 252 que es una carcasa cilíndrica que tiene una abertura en un extremo 252A. La carcasa 252 puede estar hecha de cualquier material estructural rígido biocompatible adecuado tal como, plástico o un material rígido basado en polímero o cualquier otro material rígido adecuado conocido en la técnica, tal como, aunque sin limitarse a polipropileno, polietilentereftalato (PET), polietileno y similares. Una fuente de alimentación tal como una batería 254 está dispuesta dentro de la carcasa 252. La fuente de alimentación puede ser cualquier tipo adecuado de fuente de alimentación compacta, tal como se ha desvelado en detalle anteriormente en el presente documento. En la realización ejemplar ilustrada en las figuras 16-17, la batería 254 es una batería de tipo N estándar, pero puede usarse cualquier otro tipo de batería. La unidad generadora de oscilaciones de presión 250 también incluye un motor lineal 256 que tiene un árbol del motor 257 que es móvil a lo largo de las direcciones indicadas mediante la flecha de doble punta 258. El árbol 258 está acoplado mecánicamente a un miembro móvil 260. El miembro móvil incluye una parte cónica rígida 260A que está fijada de forma hermética a la abertura en el extremo 252A de la carcasa 252 (tal como, por ejemplo mediante encolado o soldadura adecuada o cualquier otro método conocido en la técnica). El miembro móvil 260 también incluye una parte inferior preferentemente rígida 260B a la que está fijado el árbol del motor 257. El miembro móvil 260 también incluye una parte flexible corrugada (similar a un acordeón) 260C que puede alargarse y acortarse elásticamente en la dirección del movimiento del árbol del motor 257.

Un placa de circuitos impresos (PCB) 245 está dispuesta en la carcasa 252. La PCB 245 está conectada eléctricamente de forma adecuada a la batería 254 para recibir energía eléctrica procedente de la batería 254 (las conexiones eléctricas no se muestran en aras de la claridad de ilustración). La PCB 245 puede incluir un conmutador accionable a distancia (tal como, por ejemplo la unidad de conmutación 210 de la figura 14) que puede implementarse como un conmutador accionable magnéticamente, tal como se ha desvelado anteriormente en el presente documento, sin embargo, puede usarse cualquier otro tipo de dispositivo de conmutación accionable a distancia, tal como se conoce en la técnica. La PCB 245 también incluye un controlador (no mostrado en detalle) que controla el movimiento del árbol 257 del motor lineal. El controlador está configurado para mover el árbol 257 para empujar o tirar de la parte rígida 260C, de modo que la parte flexible corrugada 260C se acorte y se extienda periódicamente. Los movimientos del árbol del motor 257 pueden estar, por lo tanto, controlados por el controlador incluido en la PCB 245, de modo que el miembro móvil 260 pueda generar cualquier tipo deseado de oscilaciones de presión, y/u ondas acústicas, y/u ondas de choque, y/u ondas de presión de una frecuencia o frecuencias deseadas, tal como se ha desvelado en detalle anteriormente en el presente documento y en lo sucesivo en el presente

documento. La PCB 245 está conectada eléctricamente al motor lineal 256 (las conexiones eléctricas no se muestran en la figura 17 en aras de la claridad de ilustración) para proporcionar señales eléctricas adecuadas al motor 256 para controlar los movimientos del árbol 257 y la frecuencia y la forma de onda y (opcionalmente) el ciclo de trabajo de las oscilaciones de presión generadas por el miembro en movimiento 260.

5 Un cordel de tracción 52 (véase también la figura 7) puede fijarse al extremo inferior 252B de la carcasa 252 para ayudar a la retirada de la unidad generadora de oscilaciones de presión de la vagina 101, tal como se ha desvelado anteriormente en el presente documento. La unidad generadora de oscilaciones de presión 250 puede insertarse en la vagina 101 (véase la figura 3) con el extremo 252A insertado en primer lugar en la vagina 101 hasta que una  
10 cámara vaginal se define entre el extremo 252A, las paredes de la vagina 101 y el cuello uterino 102. Cuando la unidad generadora de oscilaciones de presión 250 se activa, se generan oscilaciones de presión y/u ondas acústicas y/u ondas de choque dentro de la cámara vaginal, tal como se ha desvelado en detalle anteriormente en el presente documento para efectuar el cambio de caudal de menstruos que acorta eficazmente la duración de la menstruación.

15 A continuación se hace referencia a las figuras 19-22. La figura 19 es una vista lateral esquemática que ilustra una unidad generadora de oscilaciones de presión utilizable en los dispositivos de la presente solicitud y que incluye un miembro elástico similar a una copa y dos bobinas, de acuerdo con otra realización de la unidad generadora de oscilaciones de presión de la presente solicitud. La figura 20 es una vista de sección transversal esquemática de la  
20 unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 19, tomada a lo largo de la línea XX-XX. La figura 21 es otra vista lateral esquemática que ilustra la unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 19. La figura 22 es una vista de sección transversal esquemática que ilustra la unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 21, tomada a lo largo de la línea XXII-XXII y que también ilustra en detalle parte de la unidad generadora de oscilaciones de presión.

25 La unidad generadora de oscilaciones de presión 270 incluye una carcasa 252 que es una carcasa cilíndrica que tiene una abertura en un extremo 252A. La carcasa 252 puede estar hecha de cualquier material estructural rígido biocompatible adecuado tal como plástico o un material rígido a base de polímero o cualquier otro material rígido adecuado conocido en la técnica, tal como, aunque sin limitarse a polipropileno, polietilentereftalato (PET),  
30 polietileno y similares. Una fuente de alimentación tal como una batería 254 está dispuesta dentro de la carcasa 252. La fuente de alimentación puede ser cualquier tipo adecuado de fuente de alimentación compacta, tal como se ha desvelado en detalle anteriormente en el presente documento. En la realización ejemplar ilustrada en las figuras 19-22, la batería 254 es una batería de tipo N estándar, pero puede usarse cualquier otro tipo de batería.

35 La unidad generadora de oscilaciones de presión 270 también incluye un miembro móvil similar a una copa 280. El miembro móvil 280 está conformado como una copa acampanada, pero también pueden usarse otras formas adecuadas. El miembro móvil 280 puede ser una membrana elástica fina hecha de un material elástico biocompatible adecuado, tal como aunque sin limitarse a Milar® o cualquier otro tipo de material a base de polímero o plástico elástico biocompatible conocido en la técnica o similares. El extremo abierto 280A del miembro móvil 280 está fijado de forma hermética a la abertura en el extremo 252A de la carcasa 252 (tal como, por ejemplo mediante  
40 encolado o soldadura adecuada o cualquier otro método de fijación de forma hermética conocido en la técnica).

Dos placas conductoras de electricidad finas planas 272A y 272B están fijadas a o encoladas en lados opuestos del miembro móvil 280. Las placas 272A y 272B son de forma rectangular pero también pueden estar conformadas como placas elípticas o como placas que tienen otras formas adecuadas. Las placas 272A y 272B pueden estar  
45 hechas de cualquier material conductor de electricidad adecuado, tal como aunque sin limitarse a un metal, aluminio, cobre, plata, un polímero conductor de electricidad y similares. Dos bobinas rectangulares 274A y 274B están fijadas rígidamente a la carcasa 252, de modo que la bobina 274A sea adyacente a la placa 272A y la bobina 274B sea adyacente a la placa 272B. Las bobinas 274A y 274B son preferentemente bobinas planas, pero pueden usarse otros tipos de bobinas no planas. Las bobinas 274A y 274B están preferentemente bobinadas a partir de cables  
50 conductores de electricidad aislados finos (no mostrados en detalle), pero también pueden ser bobinas planas o no planas impresas sobre una placa de circuitos impresos (PCB) fina, tal como se conoce en la técnica, o cualquier otro tipo de bobinas adecuadas). Se observa que los bobinados de los cables o conductores eléctricos incluidos en las bobinas 274A y 274B no se muestran en detalle en las figuras 19-22 en aras de la claridad de ilustración.

55 Preferentemente, la superficie de las placas 272A y 272B que están enfrentadas a las bobinas 274A y 274B, respectivamente, están aisladas eléctricamente por una fina capa de material o pintura no conductora de electricidad (no mostrada), para garantizar que el material conductor de las placas 272A y 272B no forme un cortocircuito eléctrico con las bobinas 274A y 274B si hay contacto entre la bobina y la placa. Se observa que este material aislante puede no ser necesario si los cables conductores o elementos conductores de las bobinas están aislados  
60 eléctricamente mediante un material adecuado. Cuando una corriente eléctrica variable en el tiempo se hace pasar por las bobinas 274A y 274B, se generan corrientes parásitas en las placas conductoras de electricidad 272A y 272B y se genera una fuerza que empuja las placas lejos de las bobinas. Si la corriente eléctrica en las bobinas 274A y 274B cambia periódicamente, las placas vibran u oscilan y las paredes elásticas del miembro en movimiento 280 también vibran. Cuando la unidad generadora de oscilaciones de presión 270 está dispuesta dentro de la vagina  
65 101, de modo que la cavidad 278 esté dirigida hacia el cuello uterino 102 (véase la figura 3), se generan oscilaciones de presión en la cámara vaginal definida por la cavidad 278, parte de las paredes de la vagina 101 y el cuello uterino

102. Las oscilaciones de presión actúan para cambiar las propiedades de flujo de menstros, lo que da como resultado el incremento del caudal menstrual fuera del útero 103 a través del canal del cuello uterino, dando como resultado un incremento del flujo menstrual y el acortamiento de la duración de la menstruación.

5 Una placa de circuitos impresos (PCB) 275 está dispuesta en la carcasa 252. La PCB 275 está conectada eléctricamente de forma adecuada a la batería 254 para recibir energía eléctrica procedente de la batería 254 (las conexiones eléctricas no se muestran en aras de la claridad de ilustración). La PCB 275 está conectada eléctricamente a las bobinas 274A y 274B (las conexiones eléctricas no se muestran en las figuras 19-22 en aras de la claridad de ilustración) para proporcionar señales eléctricas adecuadas a las bobinas y para controlar los movimientos o vibraciones de las paredes del miembro móvil 280 y la frecuencia y la forma de onda y (opcionalmente) el ciclo de trabajo de las oscilaciones de presión generadas dentro de la cámara vaginal por el miembro móvil 280. La PCB 275 puede incluir un conmutador accionable a distancia (tal como, por ejemplo la unidad de conmutación 210 de la figura 14) que puede implementarse como un conmutador accionable magnéticamente, tal como se ha desvelado anteriormente en el presente documento, sin embargo, puede usarse cualquier otro tipo de dispositivo de conmutación accionable a distancia, tal como se conoce en la técnica. La PCB 275 también incluye un controlador o una unidad generadora de frecuencia (no mostrada en detalle), tal como por ejemplo la unidad generadora de frecuencia 212 de la figura 14 que controla los parámetros de las señales eléctricas aplicadas a las bobinas 274A y 274B, de modo que el miembro móvil 280 pueda generar cualquier tipo deseado de oscilaciones de presión, y/u ondas acústicas, y/u ondas de choque, y/u ondas de presión de una frecuencia o frecuencias deseadas, tal como se ha desvelado en detalle anteriormente en el presente documento y en lo sucesivo en el presente documento.

Un cordel de tracción 52 (véase también la figura 7) puede fijarse al extremo inferior 252B de la carcasa 252 para ayudar a la retirada de la unidad generadora de oscilaciones de presión 270 de la vagina 101, tal como se ha desvelado anteriormente en el presente documento.

Se observa que el bobinado de las conexiones de las bobinas 274A y 274B a la PCB 275 está dispuesto de modo que la polaridad y la fase de las corrientes que fluyen en las bobinas 274A y 274B sean adecuadas para optimizar el desplazamiento de aire y/o fluidos incluidos en la cámara vaginal y las oscilaciones de presión resultantes.

A continuación se hace referencia a las figuras 23-27. La figura 23 es una vista lateral esquemática que ilustra una unidad generadora de oscilaciones de presión utilizable en los dispositivos de la presente solicitud y que incluye un miembro elástico similar a una caja que tiene dos bobinas y que también incluye dos imanes permanentes, de acuerdo con otra realización de la unidad generadora de oscilaciones de presión de la presente solicitud. La figura 24 es una vista de sección transversal esquemática de la unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 23, tomada a lo largo de la línea XXIV-XXIV. La figura 25 es otra vista lateral esquemática que ilustra la unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 23. La figura 26 es una vista de sección transversal esquemática que ilustra la unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 23, tomada a lo largo de la línea XXVI-XXVI. La figura 27 es una vista superior esquemática de la unidad generadora de oscilaciones de presión de la figura 26, tal como se ve desde la dirección representada por la flecha M de la figura 24.

Volviendo a la figura 23, la unidad generadora de oscilaciones de presión 300 incluye una carcasa 252 que es una carcasa cilíndrica que tiene una abertura en un extremo 252A. La estructura de la carcasa 252 es tal como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento. Una fuente de alimentación tal como una batería 254 está dispuesta dentro de la carcasa 252. La fuente de alimentación puede ser cualquier tipo adecuado de fuente de alimentación compacta, tal como se ha desvelado en detalle anteriormente en el presente documento. En la realización ejemplar ilustrada en las figuras 23-27, la batería 254 es una batería de tipo N estándar, pero puede usarse cualquier otro tipo de batería.

La unidad generadora de oscilaciones de presión 300 también incluye un miembro móvil 310. El miembro móvil 310 está conformado como una caja rectangular que se ensancha en un extremo abierto 310A de la misma, y cerrada en otro extremo 310B de la misma. Sin embargo, también pueden usarse otras formas adecuadas. El miembro móvil 300 puede ser una membrana elástica fina hecha de un material elástico biocompatible adecuado, tal como aunque sin limitarse a, Milar® o cualquier otro tipo de material a base de polímero o plástico elástico biocompatible conocido en la técnica o similar. El extremo ensanchado 310A del miembro móvil 300 está fijado de forma hermética a la abertura en el extremo 252A de la carcasa 252 (tal como, por ejemplo mediante encolado o soldadura adecuada o cualquier otro método de fijación de forma hermética conocido en la técnica). Una cavidad abierta 320 está formada dentro del miembro móvil 310.

Dos bobinas eléctricas finas y planas 304A y 304B están fijadas a o encoladas en lados opuestos del miembro móvil 310. Las bobinas 304A y 305B son de forma rectangular pero también pueden estar conformadas como bobinas elípticas, bobinas redondas o como bobinas que tienen otras formas adecuadas. Dos imanes permanentes 306A y 306B están fijados rígidamente a la carcasa 252, de modo que el imán 306A esté dispuesto adyacente y enfrenteado a la bobina 304A y el imán 306B esté dispuesto adyacente a y enfrenteado a la placa 272B. Las bobinas 304A y 304B son preferentemente bobinas planas, pero también pueden usarse otros tipos de bobinas no planas. Las bobinas 304A y 304B están bobinadas preferentemente a partir de cables conductores de electricidad aislados finos (no

mostrados en detalle), pero también pueden ser bobinas planas o no planas impresas sobre una placa de circuitos impresos (PCB) fina, tal como se conoce en la técnica, o cualquier otro tipo de bobinas adecuadas. Se observa que los bobinados de los cables o conductores eléctricos incluidos en las bobinas 304A y 304B no se muestran en detalle en las figuras 19-22 en aras de la claridad de ilustración.

5 Cuando una corriente eléctrica variable en el tiempo se hace pasar en las bobinas 304A y 304B, se genera un campo magnético en las bobinas que tienen una polaridad que depende de la dirección de la corriente y la geometría de la bobina y la dirección de los bobinados y se genera una fuerza que empuja las bobinas 304A y 304B hacia o lejos de los imanes permanentes 306A y 306B, respectivamente (la dirección de la fuerza puede depender, entre otras cosas, de la polaridad del campo magnético de los imanes permanentes 306A y 306B, y de la dirección del flujo de corriente en las bobinas 304A y 304B. Si la corriente eléctrica en las bobinas 304A y 304B cambia periódicamente, las paredes laterales del miembro móvil 310 al que están fijadas las bobinas 304A y 304B vibran u oscilan. Cuando la unidad generadora de oscilaciones de presión 300 está dispuesta dentro de la vagina 101, de modo que la abertura de la cavidad 320 esté dirigida hacia el cuello uterino 102 (véase la figura 3), se generan oscilaciones de presión en la cámara vaginal definida por la cavidad 320, parte de las paredes de la vagina 101 y el cuello uterino 102. Las oscilaciones de presión actúan para cambiar las propiedades de flujo de los menstros, lo que da como resultado incremento del caudal menstrual fuera del útero 103 a través del canal del cuello uterino, dando como resultado incremento del flujo menstrual y el acortamiento de la duración de la menstruación.

20 Una placa de circuitos impresos (PCB) 305 está dispuesta en la carcasa 252. La PCB 305 está conectada eléctricamente de forma adecuada a la batería 254 para recibir energía eléctrica procedente de la batería 254 (las conexiones eléctricas no se muestran en aras de la claridad de ilustración). La PCB 305 está conectada eléctricamente de forma adecuada a las bobinas 304A y 304B (las conexiones eléctricas no se muestran en las figuras 23-27 en aras de la claridad de ilustración) para proporcionar señales eléctricas adecuadas a las bobinas 304A y 304B y para controlar los movimientos o vibraciones de las paredes del miembro móvil 310 y la frecuencia y la forma de onda y (opcionalmente) el ciclo de trabajo de las oscilaciones de presión generadas dentro de la cámara vaginal por el miembro móvil 310. La PCB 305 puede incluir un conmutador accionable a distancia (tal como, por ejemplo la unidad de conmutación 210 de la figura 14) que puede implementarse como un conmutador accionable magnéticamente, tal como se ha desvelado anteriormente en el presente documento, sin embargo, puede usarse cualquier otro tipo de dispositivo de conmutación accionable a distancia, tal como se conoce en la técnica. La PCB 305 también incluye un controlador o una unidad generadora de frecuencia (no mostrado en detalle), tal como por ejemplo la unidad generadora de frecuencia 212 de la figura 14 que controla los parámetros de las señales eléctricas (corrientes eléctricas) aplicadas a las bobinas 304A y 304B, de modo que el miembro móvil 310 pueda generar cualquier tipo deseado de oscilaciones de presión, y/u ondas acústicas, y/u ondas de choque, y/u ondas de presión de una frecuencia o frecuencias deseadas, tal como se ha desvelado en detalle anteriormente en el presente documento y en lo sucesivo en el presente documento.

40 Un cordel de tracción 52 (véase también la figura 7) puede fijarse al extremo inferior 252B de la carcasa 252 para ayudar a la retirada de la unidad generadora de oscilaciones de presión 300 de la vagina 101, tal como se ha desvelado anteriormente en el presente documento.

45 Se observa que el bobinado de las conexiones de las bobinas 274A y 274B a la PCB 305 está dispuesto de modo que la polaridad y la fase de las corrientes que fluyen en las bobinas 304A y 304B sean adecuadas para optimizar el desplazamiento de aire y/o fluidos incluidos en la cámara vaginal y las oscilaciones de presión resultantes.

50 Se observa también que, de acuerdo con otra realización de la unidad generadora de oscilaciones de presión de la presente solicitud, los imanes permanentes 306A y 306B pueden sustituirse por dos bobinas (no mostradas) fijadas a las paredes del miembro móvil 310. Estas bobinas que pueden ser alimentadas con corrientes eléctricas adecuadas conectándolas a circuitos generadores de corriente dispuestos en la PCB 305, de modo que funcionen como un electroimán para generar un campo magnético (opcionalmente) similar al campo magnético de los imanes permanentes 306A y 306B. Sin embargo, cuando dicha configuración que tiene cuatro bobinas se implementa, no es necesario que la corriente que se hizo pasar por las bobinas que sustituyen al imán permanente sea necesariamente una corriente CC, en lugar de corrientes oscilantes u otros tipos de corrientes variables con el tiempo (o pulsátiles) pueden hacerse pasar a través de las cuatro corrientes para optimizar el consumo de corriente y para optimizar la amplitud de las oscilaciones de presión.

60 Se observa que, aunque los dispositivos similares a un tampón desvelados anteriormente en el presente documento (tales como por ejemplo el dispositivo 500 de la figura 1) que incluyen un manguito o compresa de elemento absorbente, (tal como, por ejemplo, el manguito de algodón comprimido 51 de la figura 1) son cómodos de usar, estos no pretenden limitar los dispositivos de la presente solicitud. Por ejemplo, puede usarse cualquiera de las unidades generadoras de oscilaciones de presión desveladas en la presente solicitud para conseguir el efecto de acortamiento de la duración de la menstruación deseado y pretendido sin incluir ningún miembro o manguito o compresa absorbente, como parte del dispositivo colocado en la vagina 101.

65 De acuerdo con otra realización de los dispositivos de acortamiento de la duración de los menstros de la presente solicitud, las dimensiones de cualquiera de las unidades generadoras de oscilaciones de presión desveladas en el

presente documento pueden modificarse, de modo que estén dentro del intervalo de dimensiones que pueden insertarse conveniente y cómodamente en la vagina 101. Por ejemplo, cualquiera de las unidades generadoras de oscilaciones de presión ilustradas en las figuras 16-27 puede adaptarse para inserción cómoda en la vagina 101. En tal caso, el dispositivo de acortamiento de la duración de la menstruación puede ser una unidad generadora de oscilaciones de presión, tal como aunque sin limitarse a cualquiera de las unidades generadoras de oscilaciones de presión 250, 270 y 300 (de las figuras 17, 20 y 24, respectivamente) que está adaptada en sus dimensiones para inserción cómoda en una vagina. Se observa que las dimensiones de dichas unidades generadoras de oscilaciones de presión pueden ser similares a las dimensiones de tampones normales típicos conocidos en la técnica, pero pueden estar hechas de un material no absorbente y configuradas para sellarse herméticamente para impedir la entrada de cualesquiera fluidos vaginales o secreciones menstruales en la unidad generadora de oscilaciones de presión para prevenir cualesquiera efectos de cortocircuito eléctrico y/o el suministro de corrientes eléctricas a la vagina (una realización ejemplar de dicho dispositivo sin tampón se desvela en detalle en la figura 37, a continuación en el presente documento).

A continuación se hace referencia a las figuras 28A-28B. La figura 28A es una ilustración esquemática de una mujer que lleva puesto un cinturón activo alrededor de su pelvis, de acuerdo con otra realización de los dispositivos de la presente solicitud, y la figura 28B es una vista lateral de sección transversal esquemática de la mujer y el cinturón activo de la figura 28A, tomada a lo largo de la línea XXVIII B-XXVIII B.

Las figuras 28A-28B ilustran varios detalles anatómicos, tales como el cuello uterino 102, el recto 104 y la vejiga 105. La mujer 100 lleva puesto un cinturón activo 700 alrededor de su pelvis, de acuerdo con otra realización de los dispositivos de acortamiento de la duración de la menstruación activos de la presente solicitud. El cinturón activo 700 incluye varias unidades generadoras de vibraciones 72 que están fijados a un cinturón elástico 71. Las unidades generadoras de vibraciones 72 están diseñadas para generar las siguientes ondas vibratorias:

- a. Ondas de presión.
- b. Ondas de cizallamiento.

La frecuencia y amplitud de cada uno de los tipos de onda está preferentemente entre 0,1 Hz y 10 kHz y 0,1 y 2 mm, respectivamente, pero también pueden usarse otras frecuencias y amplitudes de vibración diferentes en el cinturón activo de la presente solicitud. Las unidades generadoras de vibraciones 72 están todas dirigidas hacia el cuello uterino 102 permitiendo de este modo la transferencia de suficiente energía a través del tejido, dando origen a la vibración del cuello uterino.

La vibración externa del cuello uterino consigue la carga deseada de la viscosidad efectiva del fluido menstrual, tal como se ha explicado anteriormente en el presente documento cambiando las propiedades de flujo de las secreciones menstruales no Newtonianas. Esto acelera el flujo de menstruos a través de la luz del cuello uterino y de este modo acorta eficazmente la duración de la menstruación.

Las unidades generadoras de vibraciones 72 pueden ser cualquier tipo de elementos vibratorios configurados para suministrar vibraciones mecánicas a los tejidos de la mujer 100 (que incluyen, aunque sin limitarse a, transductores piezoeléctricos, elementos vibratorios y/o transductores mecánicos y/o electromecánicos, y similares) que están dispuestas en contacto con la piel de la mujer 100 y están todas dirigidas hacia el cuello uterino 102, permitiendo la transferencia de suficiente energía mecánica vibratoria a través del tejido para causar o inducir vibraciones del cuello uterino 102. Los emisores de vibraciones 72 pueden ser accionados por un conmutador normal, que puede estar conectado a una fuente de alimentación (no mostrada) a través de un transformador (no mostrado) o a un módulo de batería (no mostrado). Por ejemplo, una unidad de control 75 fijada al cinto elástico 71 puede incluir una fuente de alimentación (no mostrada), tal como cualquiera de las fuentes de alimentación eléctrica desveladas en detalle anteriormente en el presente documento, un conmutador de activación (no mostrado) para controlar la aplicación de potencia desde la fuente de alimentación incluida en la unidad de control 75 a los emisores de vibraciones.

Se hace hincapié en que el cinturón activo 700, con los cambios y modificaciones necesarias, también puede colocarse en otros lugares del cuerpo humano para reducir la viscosidad efectiva de líquidos o fluidos en otras partes del cuerpo.

Además del análisis teórico del comportamiento físico y los parámetros operativos de los dispositivos requeridos y el comportamiento físico de la cámara vaginal, el inventor ha realizado también experimentos *in-vitro* e *in-vivo* que se develan en detalle en lo sucesivo en el presente documento.

#### Experimento 1

El experimento *in-vitro* tenía como objetivo llevar a cabo un estudio de optimización inicial de la forma, amplitud y frecuencia de las oscilaciones de presión utilizables en los dispositivos de la presente solicitud. Además, las características de los restos de tejido dentro de los menstruos se analizaron, al igual que el efecto de las oscilaciones de presión sobre las características de los restos.



A continuación se hace referencia a la figura 29 que es un diagrama esquemático que ilustra los componentes de una configuración experimental usada para realizar el Experimento 1.

La configuración experimental 400 incluye un transductor 403, un aplicador vaginal 406, un modelo del cuello uterino 408, un modelo del útero 410 y un controlador 412. El transductor de oscilación de presión 403 incluye un altavoz para frecuencias muy bajas 402 y un acoplador de embudo 404 fijado de forma hermética al altavoz para frecuencias muy bajas 402. El altavoz para frecuencias muy bajas 402 era un "altavoz para frecuencias muy bajas 5 subsónico alfa PBS". El altavoz para frecuencias muy bajas 402 comprende una caja de madera de dimensiones 378 x 314 x 419 mm. Todas las salidas de la caja se sellaron mediante el uso de materiales rígidos y se encolaron en su lugar usando un compuesto de sellado de silicona comercial. El altavoz circular, ubicado en el lado de la caja del altavoz para frecuencias muy bajas 402 tiene 25 cm de diámetro, e incluye un cono de polipropileno, una bobina de voz de 38 mm de diámetro rodeada de caucho y tanto un imán de 794 g como un imán protector. El volumen interno total del altavoz para frecuencias muy bajas 402 es de 28,6 litros y está clasificado a 150 Vatios de potencia nominal.

El puerto del altavoz del altavoz para frecuencias muy bajas 402 estaba cubierto con un acoplador de embudo 404 de 27 cm de diámetro y se selló usando un compuesto de sellado de silicona. La salida estrecha del acoplador de embudo 404 se conectó a un tubo de PVC (disponible en el mercado de Reshafim, Israel) que tenía 16 y 19 mm de diámetros interno y externo, respectivamente.

Un aplicador vaginal 406 está fijado de forma hermética al embudo 404 en un extremo y está fijado de forma hermética al modelo del útero 410. El modelo del cuello uterino 408 está acoplado fluidicamente al modelo del útero 410 tal como se muestra. El modelo del útero 410 se implementó como una jeringa (10 ml de volumen de PLASTIPAK. El émbolo de la jeringa se retiró y se desechó y el tubo rígido resultante de la jeringa se abre a la atmósfera en un extremo, y se conectó en el otro extremo 410B a un puerto de conexión de la aguja (no mostrado) con un diámetro interno de 3,5 mm. El diámetro externo de la jeringa fue de 16 mm y la longitud de la jeringa fue de 10 cm.

El modelo del cuello uterino 408 era un tubo con un diámetro interno de 3 mm. El módulo de Young es normalmente de 1 Mpa. En la bibliografía asociada, el tejido muscular del cuello del útero se describe como similar a cartílago. El modelo del cuello uterino 408 se conectó al puerto de la aguja (no mostrado en detalle) de la jeringa usada como modelo del útero 410. El tubo que implementa el modelo del cuello uterino 408 está suspendido en la cavidad interna del aplicador vaginal 406. El modelo del cuello uterino 408 era un tubo rígido con capacidades de flexión pequeñas. El tubo era de 4 cm de largo y tenía un diámetro interno de 3 mm. El aplicador vaginal 406 se implementó mediante un tubo rígido hecho de cloruro de polivinilo (PVC) que tenía 16 mm y 19 mm de diámetros interno y externo, respectivamente, y una longitud de 20 cm. El tubo se acopló de forma hermética conectado a la jeringa que simula el modelo del útero 410, tal como se ilustra en la figura 29.

Las oscilaciones de presión fueron generadas por el altavoz para frecuencias muy bajas 402 y fueron controladas por el controlador 412 que se implementó en un ordenador portátil (Macintosh 2,16 GHz Intel Core 2 Duo que ejecutaba el software Mathematica® usado para generar las formas y frecuencias de onda requeridas) El puerto para micrófono del ordenador portátil se conectó a las clavijas de entrada de nivel bajo del altavoz para frecuencias muy bajas 402. La frecuencia y amplitud de las señales eléctricas suministradas al altavoz para frecuencias muy bajas 402 se controlaron mediante el uso del ordenador portátil que implementa el controlador 412. Fluido menstrual y restos reales se recogieron recientemente de un sujeto femenino menstruante y se usaron en el modelo colocando los menstros dentro de la jeringa usada como modelo del útero 410.

#### Simulación anatómica y fisiológica:

El modelo de simulación anatómica se divide en tres componentes: el útero, el cuello uterino, y los menstros. La cavidad uterina es una cavidad potencial, es decir, las paredes internas uterinas normalmente se tocan entre sí. La capa endometrial crece lentamente en la parte interna del útero. Durante la menstruación, dos tipos de fuerzas afectan al flujo menstrual: las contracciones de la gruesa capa muscular uterina y fuerzas gravitacionales. De acuerdo con la bibliografía, la presión interna dentro del útero durante la menstruación está en el intervalo de 50-200 mmHg.

Con el fin de simular de forma precisa la cavidad uterina, las propiedades fisiológicas y anatómicas anteriores del útero deben ser tenidas en cuenta. No obstante, dado que las contracciones naturales del útero facilitan el flujo de menstros a través del cuello uterino, el efecto de las oscilaciones de presión, si se muestra sin las contracciones funcionará evidentemente con las contracciones también. Por lo tanto, las contracciones aplicadas de forma natural por el útero y los cambios de presión uterinos internos pueden despreciarse y solamente se consideran las fuerzas gravitacionales.

El procedimiento experimental se usó para caracterizar las partículas de tejido antes y después de aplicar oscilaciones de presión, y para examinar los efectos de la aplicación de diferentes oscilaciones de presión sobre los fragmentos de tejido incluidos en los menstros.

Caracterización de los fragmentos de tejido:

El fluido menstrual se recogió previamente de una voluntaria femenina. El fluido se dividió en líquidos y fragmentos de tejido mediante el uso de un tamiz que tenía un tamaño de poro de aproximadamente 1 mm por 1mm. Los trozos de tejido se midieron. Se descubrió que el tamaño promedio de los trozos de tejido era de 1 cm. Por lo tanto, los trozos de tejido se ordenaron manualmente y se cortaron, en caso necesario, a aproximadamente 1 cm de longitud cuando el resto se desechó. El objetivo de este procedimiento era crear una situación inicial en cierto modo estándar.

En total se usaron 6 fragmentos de tejido. Cada uno se tomó por separado y se colocó suavemente en la parte inferior de la jeringa (modelo del útero 410) cerca de la entrada del modelo del cuello uterino 408. Fluidos menstruales reales sin partículas de tejido se vertieron a continuación en la jeringa lentamente, de modo que la elevación de la presión estática sería muy lenta y estaría controlada. Los menstros añadidos movieron el tejido a su ubicación en la entrada del modelo del cuello uterino 408. Como resultado, los trozos de tejido bloquearon la abertura de 3 mm de diámetro del modelo del cuello uterino 408 y el fluido menstrual se acumuló en la jeringa.

A continuación se realizaron dos ensayos en el sistema: 3 cm de altura de fluido menstrual se vertieron en la jeringa y se dejaron reposar durante quince minutos. Esto mostró que, sin ninguna fuerza externa, los fragmentos de tejido bloquean completamente el modelo del cuello uterino 408 impidiendo que fluya cualquier fluido.

El segundo ensayo fue examinar, qué presión estática se necesita con el fin de empujar el tejido a través del modelo del cuello uterino 408. Para esta parte, se añadió fluido al interior de la jeringa para incrementar la presión estática aplicada a los trozos de tejido. La expresión "presión de drenaje" se usa en lo sucesivo en el presente documento para referirse a la presión estática que se midió cuando el fragmento de tejido fue empujado fuera del modelo del cuello uterino 408. Cada experimento se llevó a cabo cinco veces en cada fragmento de tejido. Además, se realizaron los mismos ensayos en cada uno de los fragmentos de tejido usados después de que fueron expuestos a oscilaciones de presión, y su presión de drenaje se midió de nuevo después de la exposición de estos fragmentos de tejido a oscilaciones de presión.

Examen del efecto de diferentes oscilaciones de presión

Los fragmentos de tejido que se usaron en los experimentos se tomaron de la misma manera que la descrita anteriormente en el presente documento y se colocaron dentro de la jeringa del modelo del útero 410. A continuación se vertieron menstros en la jeringa a una altura de 1 cm más bajo que la altura promedio de "presión de drenaje" descubierta previamente. Esto se realizó para asegurarse de que el fragmento de tejido está colocado en el modelo del cuello uterino 408, de tal manera que se necesita una cantidad suficiente de presión para abrirlo. A continuación, el nivel de fluido menstrual en la jeringa del modelo del útero 410 se redujo a una altura gravitacionalmente equivalente a 3 cm de agua. Esto se realizó con el uso de una pipeta sin tocar el fragmento de tejido o cambiar su posición. La reducción de presión estática se realizó con el fin de garantizar que las oscilaciones de presión aplicadas a la salida del cuello uterino son la causa de la "apertura" del cuello uterino y no la presión estática aplicada por los líquidos.

Después de que la partícula y el fluido menstrual estaban listos dentro de la jeringa del modelo del útero 410, se aplicaron diferentes oscilaciones de presión usando el altavoz para frecuencias muy bajas 402. Las oscilaciones de presión se aplicaron a través del tubo de PVC del aplicador vaginal 406 a la salida del modelo del cuello uterino 408. El intervalo de oscilaciones de presión ensayado fue de 10 Hz a 300 Hz con saltos de 10 Hz.

Se aplicaron seis formas de onda de oscilación de presión diferentes: una onda senoidal, una onda en diente de sierra con una fase de ascenso lenta y una fase de caída rápida, una onda en diente de sierra con una fase de ascenso rápida y una fase de caída lenta, una onda senoidal que estaba modulada en amplitud mediante un diente de sierra de 1 Hz con ascenso lento y caída rápida, y una onda senoidal que estaba modulada en amplitud mediante una onda en diente de sierra de 1 Hz con una fase de ascenso rápida y una fase de caída lenta, y una onda cuadrada con un ciclo de trabajo del 50 %.

La amplitud máxima de señal que se alimentó a los terminales de entrada del altavoz para frecuencias muy bajas 402 fue constante y se ajustó a la máxima amplitud posible para el altavoz para frecuencias muy bajas 402. Para cada partícula individual y cada forma de onda individual usadas, se descubrió un intervalo donde la partícula estuvo afectada por las oscilaciones de presión y el tejido ha experimentado un acontecimiento de "presión de drenaje".

Resultados de caracterización de las partículas de tejido:

La cantidad total de partículas de tejido usadas en este experimento era de seis partículas.

Cada partícula se ensayó cinco veces para examinar su resistencia a la presión estática.

Los resultados se resumen en la tabla 1 a continuación:

TABLA 1

N.º de partícula	Presión de drenaje (cmH <sub>2</sub> O)	Longitud de la partícula	Anchura de la partícula	Presión media (cm H <sub>2</sub> O)
1	4	1 cm	3 mm	5,3
1	6			
1	4			
1	9			
1	3,5			
2	7	1 cm	5 mm	6,4
2	5			
2	6			
2	7			
2	7			
3	7	5 mm	5 mm	6,4
3	4			
3	7			
3	7			
3	7			
4	18	1 cm	5 mm	14,9
4	14			
4	14			
4	14			
4	14,5			
5	5,5	8 mm	4 mm	6,4
5	6			
5	7,5			
5	5			
5	8			
6	4	6 mm	4 mm	4,8
6	5			
6	2,5			
6	8			
6	4,5			

Los resultados de determinar las características de las partículas después de la exposición a la serie de ondas de presión se resumen en la tabla 2. Los parámetros de los tipos de onda de presión usados en partículas específicas se resumen en la tabla 3 a continuación

5

TABLA 2

N.º de partícula	Presión de drenaje (cmH <sub>2</sub> O)	Presión media (cmH <sub>2</sub> O)
1	1	4,5
1	8	
1	4	
1	0,5	
1	9	
2	0	3,8
2	2	
2	6	
2	7	
2	4	
3	10	4,2
3	2	
3	1	
3	8	
3	0	
4	5	7,11
4	10	
4	11	
4	3	
4	6,5	
5	0	3,0
5	1	
5	7	

N.º de partícula	Presión de drenaje (cmH <sub>2</sub> O)	Presión media (cmH <sub>2</sub> O)
5	2	2,5
5	5	
6	1	
6	4	
6	2,5	
6	2	
6	3	

TABLA 3

n.º de partícula	Forma de onda	Intervalo de frecuencia que drena el tejido	Duración máx.
1	Seno	10-230 Hz	3 s
2	Diente de sierra (ascenso lento, caída rápida)	10-260 Hz	5 s
3	Diente de sierra (ascenso rápido, caída lenta)	10-250 Hz	2 s
4	Seno + Diente de sierra (ascenso lento, caída rápida constante 1 Hz)	20-230 Hz	10 s
5	Seno + Diente de sierra (ascenso rápido, caída lenta constante 1 Hz)	10-220 Hz	3 s
6	Cuadrado	50-150 Hz	20 s

5 Tal como puede verse a partir de las tablas 1-3 anteriormente, la resistencia a la presión se redujo, además, se observó que las partículas tenían diferente color y su forma tridimensional ha cambiado después de la aplicación de presión pero estos efectos observados no pudieron cuantificarse sin las herramientas de medición apropiadas.

10 Aunque el experimento 1 descrito anteriormente es un experimento preliminar exploratorio, se pueden sacar las siguientes conclusiones:

15 La resistencia a la presión estática de fragmentos de tejido depende de la posición de los fragmentos dentro de o en la entrada del modelo del cuello uterino. Es más probable que las partículas que son más redondas tengan características de resistencia a la presión consistentes. Después de que las partículas de tejido se expusieron a oscilaciones de presión por encima de 100 Hz, su resistencia medida a la presión estática se redujo en ciertas posiciones.

20 Se muestra que las oscilaciones de presión crean condiciones de "presión de drenaje" en los fragmentos de tejido. Tal como se muestra, las oscilaciones de presión hacen que fragmentos de tejido fluyan a través del modelo del cuello uterino. Esto puede ser, posiblemente, el resultado de los siguientes efectos sobre el flujo menstrual: (a) La viscosidad efectiva del fluido en suspensión se reduce debido al efecto de "cavitación" aplicado por las vibraciones del fluido inducidas por el gradiente de presión oscilatoria a través del modelo del cuello uterino. (b) La vibración del fluido permite la reubicación de los restos de tejido en la entrada del cuello uterino, lo que también puede facilitar el flujo menstrual a través del modelo del cuello uterino usado.

25 Con el fin de extender el presente estudio de los efectos de oscilaciones de presión sobre el flujo menstrual, se realizó un experimento *in-vivo* adicional tal como se desvela en lo sucesivo en el presente documento.

### Experimento 2

30 En este experimento, el flujo menstrual de una voluntaria femenina se comparó, con y sin la aplicación de oscilaciones de presión a la vagina.

35 En la primera parte del experimento 2, se siguió un periodo de menstruación normal de una voluntaria femenina que ha sido madre de 36 años de edad, que experimenta menstruaciones regulares pero no experimenta normalmente dismenorrea, midiendo la cantidad de fluido menstrual a intervalos de tiempo de aproximadamente seis horas usando una copa menstrual comercial insertada en la vagina. Los parámetros determinados durante la menstruación normal (el periodo de control) incluían, para cada medición, el volumen total de menstros recogidos en la medición individual (en ml) y la velocidad del flujo menstrual en ml/hora (calculada a partir de el volumen de menstros recogido dividido por la duración del periodo de recogida para cada medición individual).

40 Los resultados de la primera parte del experimento (control de menstros normales) se resumen en la tabla 4 a continuación.

TABLA 4

Número de muestra	Fecha	H	Tiempo (horas)	Cantidad de menstros recogidos (ml)	Caudal de menstros (ml/h.)	Comentarios
1	3/11/07	22:00		1		Primer día
2	4/11/07	8:00	10	0,5	0,05	Noche
3	4/11/07	12:00	4	1	0,25	
4	4/11/07	18:00	6	0,5	0,083	
5	5/11/07	6:00	12	2	0,167	
6	5/11/07	12:00	6	1,5	0,25	
7	5/11/07	20:00	8	8	1	
8	6/11/07	7:00	11	11	1	Noche
9	6/11/07	13:00	6	7,5	1,25	
10	6/11/07	18:00	5	5	1	
11	7/11/07	6:00	12	2,5	0,21	Noche
12	7/11/07	12:00	6	1	0,167	
13	7/11/07	18:00	6	0,5	0,083	

En la segunda parte del experimento *in-vivo*, se introdujeron oscilaciones de presión en la vagina de la misma voluntaria en diferentes momentos durante la menstruación, de modo que se indujo un gradiente de presión oscilatoria en el cuello uterino. La segunda parte del experimento se realizó separada por dos ciclos menstruales de la primera parte del experimento. La primera parte del experimento se llevó a cabo empezando el 3 de noviembre de 2007 y la segunda parte del experimento usando oscilaciones de presión se llevó a cabo comenzando el 28 de diciembre de 2007.

A continuación se hace referencia a la figura 30 que es una vista isométrica esquemática de un sistema experimental usado para aplicar oscilación de presión *in-vivo* a una vagina de un sujeto femenino menstruante.

El sistema experimental 450 incluye el mismo transductor 403, controlador 412, acoplador de embudo 404 y aplicador vaginal 406, tal como se ha descrito en detalle anteriormente en el presente documento para el experimento 1. Las partes que representan el modelo del útero 410 y el modelo del cuello uterino 408 del experimento 1 se desconectaron del extremo 406A del aplicador vaginal 406. El extremo abierto 406A del aplicador vaginal 406 se insertó en la cavidad vaginal de una voluntaria femenina que ha sido madre de 36 años de edad, que experimenta menstruaciones regulares pero no experimenta normalmente dismenorrea, y se aplicaron oscilaciones de presión a la cámara vaginal formada entre el extremo 406A del aplicador vaginal 406, las paredes vaginales y el cuello uterino de la voluntaria.

Se aplicaron diferentes oscilaciones de presión sinusoidales en momentos diferentes. Las oscilaciones de presión se aplicaron durante periodos de tiempo de 10 minutos o 15 minutos. Los menstros se drenaron en la vagina y se recogieron mediante el uso de una copa menstrual comercial. La cantidad de menstros se midió a continuación usando una jeringa de medición de 1,0 ml.

La tabla 5 a continuación resume la cantidad de menstros medidos en momentos diferentes y la aplicación de diversas ondas de presión oscilatorias, tal como se ha descrito anteriormente. El inicio de la menstruación se marcó como tiempo cero.

TABLA 5

Día	H (horas)	Minuto	Flujo desde la entrada previa (ml)	Oscilaciones de presión
28/12/07	0	0	1	0
29/12/07	6	10	0,1	40 Hz
29/12/07	6	20	0,1	80 Hz
29/12/07	6	40	0,1	100 Hz
29/12/07	7	0	0	0
29/12/07	11	10	5	0
29/12/07	11	20	0	80 Hz
29/12/07	12	30	0,5	0
29/12/07	12	45	0,2	0
29/12/07	15	43	1,80	0
29/12/07	15	53	0,1	80 Hz
29/12/07	16	5	0,05	100 Hz
29/12/07	16	18	0,05	40 Hz
29/12/07	16	24	0	1 Hz
29/12/07	16	32	0,01	60 Hz

ES 2 610 630 T3

Día	H (horas)	Minuto	Flujo desde la entrada previa (ml)	Oscilaciones de presión
29/12/07	16	41	0,4	80 Hz
29/12/07	17	0	0,01	0
29/12/07	17	15	0,02	0
29/12/07	17	35	0,25	0
29/12/07	18	0	0,4	0
29/12/07	18	15	0,3	0
29/12/07	18	30	0,25	0
29/12/07	18	48	0,3	80 Hz
29/12/07	18	5	0,4	0
29/12/07	18	23	0,6	0
29/12/07	18	46	0,5	0
29/12/07	19	0	0,25	80 Hz
29/12/07	19	7	0,25	80 Hz
29/12/07	19	22	0,25	0
29/12/07	19	41	0,35	0
29/12/07	20	0	0,25	0
29/12/07	20	16	0,25	0
29/12/07	20	50	0,25	0
29/12/07	22	30	0,75	0
29/12/07	22	45	0,25	0
29/12/07	23	15	0,25	0
29/12/07	25	30	0,5	0
30/12/07	32	45	1,75	0
30/12/07	34	35	0,25	0
30/12/07	36	17	0,4	0
30/12/07	36	25	0,2	80 Hz
30/12/07	36	40	0,5	80 Hz
30/12/07	37	5	0,2	0
30/12/07	38	45	0,7	0
30/12/07	38	52	0,25	80 Hz
30/12/07	39	4	0,35	80 Hz
30/12/07	40	5	0,05	0
30/12/07	42	30	0,15	0
30/12/07	51	0	0,7	0
31/12/07	57	30	0,5	0
31/12/07	61	30	0,5	0
31/12/07	67	30	0,5	0

Una comparación entre los resultados resumidos en la tabla 4 y la tabla 5 revela un claro efecto fisiológico a la aplicación de las oscilaciones de presión de la presente invención.

5 A continuación se hace referencia a las figuras 31 y 32. La figura 31 es un gráfico esquemático que ilustra los resultados del experimento *in-vivo* que mide el flujo de menstros en presencia de oscilaciones de presión acústicas aplicadas a la vagina de una mujer menstruante. La figura 32 es un gráfico esquemático que ilustra los resultados de un experimento *in-vivo* que compara el flujo menstrual de la misma mujer menstruante con y sin aplicación de ondas de presión acústicas a la vagina.

10 En la figura 31, el eje horizontal representa el tiempo en horas, el eje vertical izquierdo representa el caudal de los menstros en ml/hora y el eje vertical derecho representa la frecuencia de oscilación de presión aplicada en Hz. Los símbolos de rombo abierto 3 representan puntos de datos de caudal menstrual individuales, y la curva 5 representa un ajuste de curva de animación calculado para los puntos de datos 3 (representados por los símbolos de rombo abierto) que representan la velocidad del flujo menstrual de la tabla 5 y los múltiples círculos llenos 2 en el gráfico representan, cada uno, el momento de aplicación de oscilaciones de presión vaginales y la frecuencia de las oscilaciones de presión aplicadas en Hz.

20 En las figuras 31-32, la línea vertical discontinua 8 representa el momento de la aplicación de las últimas oscilaciones de presión (a cuarenta horas desde el comienzo de la menstruación) en la segunda parte del experimento, después de lo cual ya no se aplicaron más oscilaciones de presión durante el tiempo restante de la menstruación (pero se continuaron las mediciones del caudal menstrual).

25 En la figura 32, el eje horizontal representa el tiempo en horas y el eje vertical representa el caudal menstrual en ml/hora. La curva 4 representa ajuste de curva de animación calculado para los puntos de datos que representan el caudal menstrual de la tabla 4.

Se sabe que el flujo menstrual normal sigue un comportamiento “*crescendo-decrescendo*” típico. Véase, por ejemplo, el artículo que se encuentra en:

[http://www.ultimatehealthguide.com/guide/womens\\_health/menstruation/articles\\_menstrual\\_cycle/](http://www.ultimatehealthguide.com/guide/womens_health/menstruation/articles_menstrual_cycle/)), es decir, el flujo menstrual normal, normalmente comienza con un caudal moderado, a continuación se incrementa progresivamente, y después disminuye lentamente. Este comportamiento exacto puede verse en el flujo menstrual normal representado por la curva 4 de la figura 32. Por otro lado, el flujo menstrual medido en la segunda parte del experimento (en la que se aplicaron oscilaciones de presión a la vagina) representado por la curva 5 de las figuras 31-32 tiene una forma y una evolución temporal notablemente diferente de los de la curva 4. Aparentemente, los caudales pico (máximos) en presencia de aplicación de oscilaciones de presión se alcanzan mucho antes en la menstruación en comparación con la menstruación normal, de modo que la masa del flujo de salida bajo aplicación de oscilaciones de presión termina relativamente pronto.

Tal como puede verse claramente a partir de la comparación de las curvas 4 y 5, la cantidad total de horas con cualquier flujo menstrual es aproximadamente similar (aproximadamente setenta y dos horas para la curva 5 y noventa horas para la curva 4). Sin embargo, se observa que no se aplicaron oscilaciones de presión después de cuarenta horas en la segunda parte del experimento. Independientemente, queda claro que las oscilaciones de presión son eficaces para evacuar rápidamente el útero ya en la fase temprana del flujo menstrual.

La señal clara de la evacuación temprana del útero bajo aplicación de oscilaciones de presión no demuestra que el dolor dismenorreico se reducirá, sin embargo lo sugiere, dado que implica que el útero se mantiene libre de menstros y las prostaglandinas que contienen, que se cree que causan los calambres y la contracción uterina que son experimentados por mujeres dismenorreicas.

Aunque los pequeños dispositivos generadores de oscilaciones de presión desvelados anteriormente en el presente documento y el gran altavoz para frecuencias muy bajas 402 usado en los experimentos parecen ser notablemente diferentes, basándose en cálculos realizados por el inventor, la energía disponible para los dispositivos generadores de oscilaciones de presión pequeños procedente de una batería de tamaño N estándar es suficiente para producir oscilaciones de presión en la cavidad vaginal interna que son similares a las producidas por el gran altavoz para frecuencias muy bajas usado en el sistema experimental de la figura 30, y durante la duración necesaria.

Si se supone que la eficiencia de la producción de oscilaciones de presión por los dispositivos generadores de oscilaciones de presión pequeños y por el altavoz para frecuencias muy bajas 402 es similar, entonces puede usarse la siguiente gradación. El volumen rodeado externamente a la membrana del altavoz es de aproximadamente 2,3 litros. Por otro lado, se espera que el volumen de la cavidad vaginal formada próxima a los dispositivos generadores de oscilaciones de presión pequeños desvelados anteriormente en el presente documento sea de aproximadamente 20 ml. Por lo tanto, para conseguir una oscilación de presión similar próxima al cuello uterino, los dispositivos generadores de oscilaciones de presión pequeños desvelados necesitan aproximadamente 0,01 (una centésima) de la energía usada por el altavoz para frecuencias muy bajas 402, o aproximadamente 1,5 Vatios. Esto implica que, con el fin de conseguir un efecto similar al del altavoz para frecuencias muy bajas 402, suponiendo la misma eficiencia, los dispositivos generadores de oscilaciones de presión más pequeños desvelados en la presente solicitud con una valoración de potencia de una batería de tamaño N de 1500 mWh típica puede funcionar durante aproximadamente una hora.

En realidad, sin embargo, la eficiencia de los dispositivos generadores de oscilaciones de presión pequeños desvelados en el presente documento puede ser notablemente superior (dado que una fidelidad de sonido no es un problema en dichos dispositivos). Además, dado que se espera que el dispositivo funcione con un ciclo de trabajo típico de tan solo un 10 % (mientras se usaba el altavoz para frecuencias muy bajas 402), los dispositivos generadores de oscilaciones de presión pequeños desvelados en la presente solicitud serán capaces de funcionar durante varias horas hasta que la batería (u otra fuente de alimentación que se esté usando) se agote.

A continuación se hace referencia a la figura 33 que es una vista isométrica esquemática que ilustra un sistema para acortar la duración de la menstruación que tiene una unidad generadora de oscilaciones de presión reutilizable y manguitos absorbentes similares a un tampón desechables configurados para fijarse de forma desprendible a la unidad generadora de oscilaciones de presión, de acuerdo con una realización de los sistemas de acortamiento de la menstruación de la presente solicitud.

El sistema 380 incluye un dispositivo generador de oscilaciones de presión 350 que puede implementarse como cualquiera de los dispositivos 220, 250, 270 y 300 desvelados anteriormente en el presente documento o como cualquier otro dispositivo pequeño y eficiente capaz de suministrar oscilaciones de presión de la potencia requerida a la vagina. El dispositivo generador de oscilaciones de presión 350 puede estar acoplado eléctricamente a través de un cable de alimentación aislado eléctricamente, adecuado 352 a una fuente de alimentación externa 358, diseñada para estar dispuesta fuera de la vagina durante el uso del sistema 380. El cable de alimentación 352 puede tener (opcionalmente) un conector 354 para conectarse a un segundo conector 356 que está conectado eléctricamente a la fuente de alimentación 358. La fuente de alimentación 358 puede ser una fuente de alimentación pequeña fijable a la piel de la usuaria en la región de la parte superior del muslo o la pelvis de la usuaria mediante

un parche adhesivo adecuado 360 fijado a la fuente de alimentación 358. Como alternativa, la fuente de alimentación 358 puede fijarse a un cinturón (no mostrado) o una prenda (no mostrada) llevada por la usuaria, mediante el parche adhesivo 360 o mediante un parche similar de Velcro® o similares. La fuente de alimentación 358 puede estar controlada por un conmutador adecuado 362, tal como se ilustra. La fuente de alimentación puede ser cualquier fuente de alimentación eléctrica adecuada conocida en la técnica, tal como aunque sin limitarse a, una batería, una pila electroquímica, una pila electroquímica primaria, una pila electroquímica recargable, un supercondensador, una pila de combustible y cualesquiera combinaciones de cualquier número de las fuentes de alimentación descritas anteriormente.

El sistema 380 también incluye uno o más miembros absorbentes 651. El ejemplo ilustrado específico (no limitante) del miembro absorbente 651 está conformado como un miembro absorbente similar a un tampón que es similar a un manguito. El miembro absorbente similar a un manguito 651 tiene un pasaje hueco 654 que pasa a su través. En uso, el dispositivo generador de oscilaciones de presión 350 se inserta en el pasaje 654 del miembro absorbente similar a un manguito 651, de modo que el extremo 350A del dispositivo generador de oscilaciones de presión 350 que está configurado para generar las oscilaciones de presión, si se inserta en la dirección mostrada por la punta de flecha. Después de que el miembro absorbente similar a un manguito 651 se encaje sobre el dispositivo generador de oscilaciones de presión 350, y el miembro absorbente similar a un manguito 651 junto con el dispositivo generador de oscilaciones de presión 350 fijado a él, se insertan en la vagina y las oscilaciones de presión pueden aplicarse accionando el conmutador 362.

Los menstruos serán absorbidos por el miembro absorbente similar a un manguito 651. En cualquier momento deseado durante el uso del sistema 380, la usuaria puede coger el miembro absorbente similar a un manguito 651 y el dispositivo generador de oscilaciones de presión 350, retirar el miembro absorbente usado y encajar un miembro absorbente similar a un manguito nuevo y sin usar 651 sobre el dispositivo generador de oscilaciones de presión 350, para reinserción en la vagina. El dispositivo generador de oscilaciones de presión 350, está configurado para ser completamente impermeable a líquidos, de modo que pueda limpiarse lavándolo después de haber sido retirado de la vagina.

La presente solicitud también contempla un kit que incluye el dispositivo generador de oscilaciones de presión 350 y varios miembros absorbentes similares a un manguito 651 envasados juntos. El kit también puede (opcionalmente) incluir la fuente de alimentación 358.

De acuerdo con otra realización de los sistemas de la presente solicitud, la fuente de alimentación 358 puede ser una fuente de alimentación grande con baterías o una o más pilas electroquímicas sustituibles y/o fuente de alimentación recargable con una o más pilas recargables que puede fijarse a un cinto (no mostrado) usado por la usuaria. La fuente de alimentación 358 puede ser una fuente de alimentación recargable que puede ser recargada cómodamente por la usuaria.

A continuación se hace referencia a las figuras 34-36. La figura 34 es una vista en perspectiva esquemática que ilustra una unidad generadora de oscilaciones de presión vaginales que incluye un miembro de recogida de los menstruos, de acuerdo con otra realización del dispositivo de acortamiento de la duración de la menstruación de la presente solicitud. La figura 35 es una vista en perspectiva de la unidad generadora de oscilaciones de presión vaginales de la figura 34 plegada dentro de un dispositivo de inserción utilizable para introducir la unidad generadora de oscilaciones de presión vaginales en una vagina. La figura 36 es una vista en perspectiva esquemática que ilustra una unidad generadora de oscilaciones de presión vaginales que incluye un miembro de recogida de los menstruos, de acuerdo con otra realización más del dispositivo de acortamiento de la duración de la menstruación de la presente solicitud.

La unidad generadora de oscilaciones de presión vaginales 430 de la figura 34 incluye una unidad generadora de oscilaciones de presión cilíndrica 460 que puede ser cualquiera de los dispositivos 220, 250, 270 y 300 desvelados anteriormente en el presente documento o cualquier otro dispositivo pequeño y eficiente capaz de suministrar oscilaciones de presión de la potencia requerida a la vagina, tal como se ha desvelado anteriormente en el presente documento. La unidad generadora de oscilaciones de presión 460 está fijada en el extremo más cercano de un miembro de recogida de los menstruos similar a una copa 465. El miembro de recogida de los menstruos 465 es de forma similar a las copas de recogida de los menstruos comerciales, tal como se conoce en la técnica. El miembro de recogida de los menstruos 465 incluye una parte en forma de copa elástica de pared fina y blanda 465B y una parte similar a un anillo elástica y más gruesa 465A. Por ejemplo, el miembro de recogida de los menstruos 465 puede estar hecho de látex o de cualquier otro material biocompatible elástico adecuado, tal como un polímero elástico, o similares. Un cordel de tracción adecuado 52 puede fijarse en el extremo inferior del miembro de recogida de los menstruos 465, tal como se ilustra, para ayudar a sacar el dispositivo de la vagina tirando de él.

La unidad generadora de oscilaciones de presión vaginales 430 de la figura 34 puede insertarse en la vagina usando un dispositivo de inserción adecuado 462. El dispositivo de inserción 456 puede incluir dos tubos de cartón o plástico desechables 464 y 466. El tubo de plástico 466 tiene un diámetro más pequeño y está fijado de forma móvil o deslizable dentro del tubo más grande 464. La unidad generadora de oscilaciones de presión vaginales 430 se dispone dentro del tubo 464 con el miembro de recogida de los menstruos 465 plegado apropiadamente y el cordel



de tracción 52 se inserta en la luz del tubo 466. Todo el miembro de ayuda a la inserción 462 se inserta en la vagina y la unidad generadora de oscilaciones de presión vaginales 430 es empujada más al interior de la vagina sujetando el tubo 464 y empujando el tubo más estrecho 466 hacia delante para empujar a la unidad generadora de oscilaciones de presión vaginales 430 fuera del tubo 464. El miembro de recogida de los menstros 465 se despliega y es empujado para encajar sobre el cuello uterino. Los tubos 464 y 466 pueden sacarse a continuación de la vagina y desecharse. La aplicación de oscilaciones de presión a la vagina y/o el cuello uterino por la unidad generadora de oscilaciones de presión 460 puede realizarse de cualquiera de las maneras desveladas anteriormente en el presente documento y los menstros se recogen en el miembro de recogida de los menstros 465. La unidad generadora de oscilaciones de presión vaginales 430 puede sacarse de la vagina usando el cordel de tracción 52.

De acuerdo con otra realización del dispositivo que incluye un miembro de recogida de los menstros, la posición del miembro de recogida de los menstros con respecto a la unidad generadora de oscilaciones de presión puede ser diferente.

Volviendo a la figura 36, la unidad generadora de oscilaciones de presión vaginales 470 incluye la unidad generadora de oscilaciones de presión cilíndrica 460 de la figura 34. La unidad generadora de oscilaciones de presión 460 está fijada a un miembro de recogida de los menstros similar a una copa 467. El miembro de recogida de los menstros 467 tiene forma similar a copas de recogida de los menstros comerciales, tal como se conoce en la técnica, pero tiene una abertura en su extremo inferior. El miembro de recogida de los menstros 467 está fijado de forma hermética a la parte media de la unidad generadora de oscilaciones de presión 460 mediante un método de fijación adecuado, tal como aunque sin limitarse a, encolado o sellado con una cola o sellante biocompatible adecuado, tal como se ilustra en la figura 36. Esta realización del dispositivo 470 incrementa la distancia desde el extremo activo de la unidad generadora de oscilaciones de presión 460 y el orificio externo del cuello uterino.

A continuación se hace referencia a la figura 37 que es una vista de sección transversal esquemática que ilustra una unidad generadora de oscilaciones de presión vaginales sin un miembro absorbente dispuesto dentro de una vagina, de acuerdo con aún otra realización del dispositivo de acortamiento de la duración de la menstruación de la presente solicitud.

El dispositivo 580 incluye una unidad generadora de oscilaciones de presión cilíndrica 550 que puede ser cualquiera de los dispositivos 220, 250, 270 y 300 desvelados anteriormente en el presente documento (que están modificados de modo que estos dispositivos no incluyan una fuente de alimentación interna) o cualquier otro dispositivo eficiente y pequeño capaz de suministrar oscilaciones de presión de la potencia requerida a la vagina, tal como se ha desvelado anteriormente en el presente documento. El dispositivo 580 de la figura 37 se ilustra en una configuración que tiene una fuente de alimentación externa. La fuente de alimentación 556 es una fuente de alimentación pequeña tal como, aunque sin limitarse a, cualquiera de las fuentes de alimentación pequeñas y compactas desveladas anteriormente en el presente documento, puede usarse cualquier batería o pila electroquímica pequeña como fuente de alimentación 556, pero también pueden usarse otras fuentes de alimentación desveladas anteriormente en el presente documento. La fuente de alimentación 556 está conectada eléctricamente a la unidad generadora de oscilaciones de presión 550 mediante un cable de alimentación aislado eléctricamente adecuado 552. La fuente de alimentación 556 puede fijarse al cuerpo de la usuaria mediante un parche adhesivo 558 (por ejemplo, el parche adhesivo 558 puede fijarse a la parte superior del muslo o la región de la pelvis de la usuaria). Como alternativa, la fuente de alimentación 556 puede fijarse a una prenda (no mostrada) o a un cinturón (no mostrado) usado por la usuaria. La unidad generadora de oscilaciones de presión 550 puede insertarse en la vagina 101 de una usuaria, tal como se ha desvelado anteriormente en el presente documento y las oscilaciones de presión pueden activarse a distancia usando cualquiera de los conmutadores accionables a distancia (no mostrados) que pueden estar (opcionalmente) incluidos en la unidad generadora de oscilaciones de presión 550.

De acuerdo con otra realización del dispositivo 580 descrito anteriormente en el presente documento, la unidad generadora de oscilaciones de presión 550 puede estar configurada como un dispositivo que tiene una fuente de alimentación interna, tal como cualquiera de los dispositivos 220, 250, 270 y 300 desvelados anteriormente en el presente documento. En el último caso, la fuente de alimentación 556, el cable de alimentación 552 y el parche se vuelven redundantes y no están incluidos. Sin embargo, en tal caso, el dispositivo puede incluir un cordel de tracción (no mostrado en la figura 37) fijado en su extremo posterior (en lugar del cable de alimentación 552) que puede ser similar al cordel de tracción 52 ilustrado en la figura 17 y que se usa para facilitar la retirada de la unidad generadora de oscilaciones de presión 550 de la vagina 101.

Se observa que la unidad generadora de oscilaciones de presión 550 del dispositivo 580 puede ser accionada dentro de la vagina 101 sin ningún miembro absorbente o compresa absorbente similar a un tampón. Por ejemplo, la usuaria del dispositivo 580 puede usar cualquier tipo de compresas absorbentes externas disponibles en el mercado u otros miembros absorbentes higiénicos colocados fuera de la vagina de la usuaria para absorber menstros. Además, se observa que el uso de cualquier miembro absorbente (ya sea un miembro absorbente similar a un manguito, similar a un tampón, o cualquier otro tipo extravaginal o intravaginal) no es necesario u obligatorio para el funcionamiento exitoso y eficiente de los dispositivos y sistemas desvelados en el presente documento y que dichos dispositivos pueden manejarse eficazmente sin el uso de ningún miembro absorbente en absoluto.

Se observa que el diseño y las implementaciones de las diversas realizaciones diferentes de unidades generadoras de oscilaciones de presión desveladas anteriormente en el presente documento que están diseñadas para producir oscilaciones de presión dentro de una cavidad vaginal surgen de consideraciones teóricas después de un análisis matemático detallado de los mecanismos físicos de funcionamiento de dichos dispositivos, que muestra que para energías disponibles normalmente (tal como pueden ser suministradas por baterías compactas disponibles actualmente u otras fuentes de alimentación compactas), el gradiente de oscilación de presión generado por las unidades generadoras de oscilaciones de presión descritas en el presente documento es suficiente para desencadenar los efectos físicos que incrementan la velocidad de flujo menstrual a través del cuello uterino, mientras que para otros dispositivos tales como vibradores normales que dependen solamente de ondas que se propagan en los tejidos vaginales, la energía suministrada sería insuficiente para obtener un incremento significativo de la velocidad del flujo menstrual a través del cuello uterino de un orden de magnitud. El análisis teórico se adjunta en lo sucesivo en el presente documento como apéndice A.

Se observa que los dispositivos, sistemas y métodos desvelados en el presente documento no están limitados a la aplicación específica de acortamiento de la duración de los menstruos descrita. Los dispositivos, sistemas y métodos desvelados en la presente solicitud se basan en un concepto de aplicar oscilaciones de presión a fluidos no Newtonianos, y atañen a los diversos efectos médicos y terapéuticos que pueden conseguirse a través de la aplicación de cizallamiento y adelgazamiento vibracional para inducir cavitación en diversas cavidades y luces del cuerpo humano.

Los senos y sus tubos de conexión largos y finos, el intestino, la vejiga, las arterias, las venas y el útero, son todos ejemplos de cavidades y luces del cuerpo humano que puede resultar afectadas de diversas maneras por el uso de los dispositivos y los métodos desvelados en el presente documento. El efecto común de aplicar energía cíclica, de acuerdo con la presente invención, a estas cavidades y luces, es eliminar o evacuar de ellas obstrucciones o partículas limitantes de origen natural o creadas de forma disfuncional que interfieren en el flujo natural de sustancias corporales en esas cavidades o luces.

Por ejemplo, el estreñimiento es una disfunción bien conocida que es tratada con una amplia diversidad de medicamentos. Los dispositivos, sistemas y métodos desvelados anteriormente en el presente documento, también pueden adaptarse con modificaciones adecuadas para obtener evacuación del intestino indolora, no asociada a medicamentos, invasiva y fácil. Esto se consigue creando el efecto de adelgazamiento vibracional.

Análogamente, los dispositivos generadores de oscilaciones de presión desvelados en el presente documento pueden usarse para incrementar la velocidad de retirada de cualquier fluido o secreción no Newtoniana de dentro de un pasaje corporal que está congestionado de forma natural o patológica con dichas secreciones, usando los mismos dispositivos, principios y métodos basados en los fenómenos físicos desvelados anteriormente en el presente documento con respecto al ejemplo no limitante particular con respecto a menstruos en mujeres menstruantes. Dichos pasajes corporales pueden incluir, aunque sin limitarse a, fosas nasales y/o cavidades nasales congestionadas, partes de tracto gastrointestinal congestionadas, estreñimiento de colon, cualesquiera partes congestionadas de las vías urinarias de hombres y mujeres, diversas partes del conducto respiratorio tales como aunque sin limitarse a pulmones, laringe, bronquios, tráquea, pasajes dentro del sistema auditivo, tales como aunque sin limitarse al meato del oído externo, el tubo faringotimpánico (auditivo), u otros pasajes dentro del oído y otros pasajes y cavidades corporales congestionadas.

Se observa que, en principio, se espera que el acortamiento de la duración de contacto entre los menstruos con las paredes del útero que resulta de la retirada más rápida de los menstruos del interior del útero también pueda dar como resultado una reducción del dolor, y/o los calambres asociados con dismenorrea en usuarias que padecen dismenorrea.

Apéndice A:

Análisis del mecanismo físico del dispositivo de acortamiento del periodo

#### 1 Objetivo

El propósito de este apéndice es analizar el mecanismo físico del dispositivo de la presente solicitud. En particular, se desea mostrar que el efecto principal se consigue por medio de un gradiente de presión oscilante a través del cuello uterino y que, en condiciones realistas, una batería de tamaño estándar puede suministrar la energía necesaria. Por otro lado, hacer vibrar el cuello uterino a través de ondas que se propagan a partir de tejido vaginal vibratorio es despreciable en comparación con los efectos de un gradiente de presión variable, y por sí mismo, habría sido insuficiente para facilitar el flujo de menstruos a través del cuello uterino. En otras palabras, la idea propuesta de generar oscilaciones de presión en el dispositivo es la única razón para su eficacia.

#### 2 Antecedentes

Antes de concentrarnos en los detalles de la física detrás del dispositivo, comenzaremos con un pequeño resumen

de cómo funciona el dispositivo.

El dispositivo y su configuración se describen en la figura 38. El dispositivo, indicado mediante 600 en la figura, se inserta en la vagina. Es mantenido en su lugar por el tejido vaginal, indicado mediante 101 en la figura (de la misma manera que el tejido sostiene una copa menstrual o un tampón). Esto forma una cavidad artificial, indicada como 40 en la figura, entre el dispositivo, el tejido vaginal y el cuello uterino, que está marcado como 102. Cuando el dispositivo funciona, una membrana oscilante empuja periódicamente aire (o fluido) dentro y fuera del dispositivo, tal como se indica mediante la flecha doble 20. Debido a la elasticidad finita del tejido vaginal, la cavidad tiene una elasticidad finita lo que implica que la cantidad cambiante de aire/fluido en la cavidad cambiará la presión dentro de ésta. La presión oscilante en la cavidad también implica que existe un gradiente de presión oscilatoria a través del cuello uterino, entre el útero, marcado como 103 y la cavidad artificial 40, tal como se ejemplifica mediante la flecha doble 14 en la figura. Esto acelerará los menstros dentro del cuello uterino, que se indican como 18 en la figura. La elasticidad finita del tejido vaginal también implica que las paredes oscilan en respuesta a la presión oscilante. (Si las paredes hubieran sido totalmente rígidas, entonces la presión de la cavidad habría cambiado sin inducir ningún movimiento de la pared). Esto genera ondas elásticas en el tejido vaginal. Estas ondas pueden propagarse a través del tejido y alcanzar el cuello uterino. Esto puede causar un movimiento oscilatorio, tal como se ejemplifica mediante la flecha doble 16 en la figura. Esta oscilación acelerará también los menstros dentro del cuello uterino. Tal como se muestra a continuación, los efectos de las últimas oscilaciones son despreciables en comparación con las oscilaciones de presión directas a través del cuello uterino.

3 Las fuerzas sobre los menstros dentro del cuello uterino

A partir de la figura 38 es evidente que dos fuerzas operan sobre los menstros.

La primera fuerza se debe al gradiente de presión  $\nabla p$  a través del cuello uterino. Esta fuerza *por unidad de volumen* viene dada por

$$F_{pres} = \nabla p = \frac{\Delta p}{\ell}, \quad (1)$$

donde  $\ell \sim 4$  cm es la longitud típica del cuello uterino, y  $\Delta p$  la caída de presión total a su través.

La segunda fuerza es la fuerza de d'Alambert ficticia. Es decir, lo que interesa es el movimiento de los menstros con respecto al cuello uterino. Sin embargo, dado que el cuello uterino está vibrando, su marco de referencia está acelerando constantemente. En este marco, los menstros experimentarán la siguiente fuerza efectiva (por unidad de volumen):

$$F_{cuello\ uterino} = -\ddot{x}_c \rho. \quad (2)$$

En este caso  $\rho \approx 1$  g/cm<sup>3</sup> es la densidad de los menstros.  $x_c$  es el desplazamiento del cuello uterino *a lo largo de la dirección de su eje principal*, de modo que  $\ddot{x}_c$  es su aceleración. Dado que se supone, por sencillez, oscilaciones armónicas, tenemos  $x_c = a_c \cos \omega t$  con  $a_c$  siendo la amplitud. Para las oscilaciones armónicas también tenemos que  $\ddot{x}_c = -\omega^2 x_c$ .

Para *estimar* la amplitud en el cuello uterino  $a_c$ , se puede usar conservación de energía. Si se supone una distribución isotrópica, entonces la energía por unidad de área a cierta distancia de la fuente debería caer como el área, o la distancia al cuadrado. Dado que la energía de las ondas armónicas es proporcional a la amplitud al cuadrado, la amplitud de las ondas debería caer como la distancia desde la fuente. Más específicamente, se puede estimar la relación entre la amplitud del cuello uterino y la amplitud en el borde externo de la cavidad vaginal,  $a_v$ , como:

$$a_c \sim a_v \sqrt{\frac{2\pi R s}{4\pi L^2}}, \quad (3)$$

donde  $L \sim 5$  cm, es la distancia típica entre los bordes de la cavidad y el cuello uterino. Se supone que la cavidad es un cilindro de  $R \sim 1,5$  cm y la longitud  $s \sim 2$  cm. Nótese que esta estimación de  $a_c$  es, en realidad, una sobreestimación por dos razones. En primer lugar, solamente oscilaciones del cuello uterino a lo largo de su eje son relevantes para la facilitación del flujo, por lo tanto, se debe considerar solamente el componente oscilatorio en esa dirección. La segunda razón es la "falta de coincidencia de impedancia" de las ondas elásticas que van desde el tejido vaginal al tejido cervical más duro. Es decir, la oscilación del cuello uterino debe ser algo más pequeña que la oscilación del tejido vaginal.

Para estimar la amplitud  $a_v$  del desplazamiento de la pared vaginal:  $x_v = a_v \cos \omega t$ , hay que modelizar las oscilaciones de las paredes vaginales. Para hacer esto, se compara el sistema con un oscilador armónico. La masa

que participa en las oscilaciones es aproximadamente la masa de tejido que habría estado en el cilindro que forma la cavidad, es decir,  $M \sim \pi \rho R^2 s$ . Nótese que se supone que todo el tejido tiene  $\rho \approx 1 \text{ g/cm}^3$ .

5 A continuación, si comprimimos el tejido radialmente mediante  $x_v$ , entonces el coste de energía elástica es de orden  $U_{elástica} \sim VE(x_v/R)^2/2$ , donde  $E \sim 100 - 300 \text{ kPa}$  es el módulo elástico esperado para el estiramiento y compresión combinados del tejido vaginal fibromuscular, y  $V$  es el volumen que participa en la distorsión del tejido, que es aproximadamente  $V \sim \pi R^2 s$ . Por lo tanto, la fuerza elástica es de orden  $F_{elástica} = -dU_{elástica}/dx_v \sim -\pi E a_v s$ .

10 También tenemos que incluir, sin embargo, la fuerza procedente de la presión dentro de la cavidad, que es  $F_{cavidad} = A\Delta p \sim 2\pi R s \Delta p$  (con  $A$  siendo el área de la cavidad). Por lo tanto, si se desprecia por un momento la disipación, entonces la ecuación del movimiento de la masa será:

$$M\ddot{x}_v = F_{elástica} + F_{cavidad} \Rightarrow \pi R^2 s \ddot{x}_v \rho \approx -\pi E s x_v + 2\pi R s \Delta p. \quad (4)$$

15 Si consideramos que  $x_v = a_v \cos \omega t$ , de modo que  $\ddot{x}_v = -\omega^2 x_v$ , obtenemos

$$a_v \approx \frac{2R\Delta p}{E + \rho R^2 \omega^2}. \quad (5)$$

20 Nótese que formalmente para el oscilador no amortiguado, el signo en el denominador debería haber sido un "-". Esto habría significado que a una frecuencia crítica, habría una resonancia para el movimiento del tejido. Esto habría sido un artefacto realista del modelo simple. En realidad, el tejido tiene un gran coeficiente de amortiguación, de modo que la energía en la oscilación normalmente se pierde durante un ciclo, tanto para un efecto de histéresis como para la generación de ondas elásticas (véase §4 a continuación). Por lo tanto, para conseguir un comportamiento realista para la amplitud, se escribe un "+" en su lugar.

25 En consecuencia, ahora podemos relacionar la amplitud de la fuerza debida al gradiente de presión con la amplitud de la fuerza debida a las vibraciones del cuello uterino, descubrimos:

$$\frac{F_{cuello\ uterino}}{F_{pres}} \approx \frac{\rho a_c \omega^2}{\Delta p / \ell} \approx \sqrt{\frac{2Rs}{L^2}} \frac{\rho R \ell \omega^2}{\omega^2 \rho R^2 + E}. \quad (6)$$

30 Vemos que hay dos límites, que se cruzan en  $\omega_{cruce} \sim \sqrt{E/\rho R^2}$ . Para nuestros valores nominales  $\omega_{cruce} \sim 1 \text{ ks}^{-1}$ , o una frecuencia  $f_{cruce} \sim 150 \text{ Hz}$ .

35 Para frecuencias bajas, descubrimos:

$$\frac{F_{cuello\ uterino}}{F_{pres}} \approx \sqrt{\frac{2s\ell^2}{L^2 R}} \frac{\rho R^2 \omega^2}{E}. \quad (7)$$

Dado que el término bajo el signo de la raíz es de orden de unidad, tenemos en este límite que:

$$40 \quad \frac{F_{cuello\ uterino}}{F_{pres}} \sim \left( \frac{f}{f_{cruce}} \right)^2 \sim 0,1 \text{ para } f \sim 50 \text{ Hz}. \quad (8)$$

En el límite opuesto tenemos:

$$45 \quad \frac{F_{cuello\ uterino}}{F_{pres}} \sim \sqrt{\frac{2\ell^2 s}{L^2 R}} \sim 1. \quad (9)$$

Concretamente, para frecuencias elevadas, las dos contribuciones a la fuerza son comparables. Sin embargo, esto ocurre para frecuencias donde ambas contribuciones no pueden inducir ningún efecto significativo en ningún caso (tal como se elabora en §5 a continuación).

50 4 Amplitudes para una potencia suministrada dada

Para obtener la amplitud de oscilación, tenemos que considerar que el dispositivo genera oscilaciones de presión dentro de la cavidad con cierta potencia dada  $P_{tot}$ . Ésta sería, a su vez, la potencia del dispositivo multiplicada por la

eficiencia del dispositivo  $\varepsilon$ . A partir de restricciones de la batería, mientras se considera una eficiencia conservadora del 10 %, se puede esperar normalmente  $P_{tot} = 0,1$  Vatios.

5 La potencia que entra en las oscilaciones de presión transferirá energía al tejido y a continuación se disipará allí. Existen dos métodos de disipación principales, uno es a través de ondas elásticas y el segundo es a través de disipación local (causada por el comportamiento de histéresis del tejido).

El primer término es:

$$10 \quad P_{hister} = \frac{\alpha U_{elástica}}{T} \approx \frac{\alpha}{4} \omega E s a_v^2 \quad (10)$$

donde  $U_{elástica}$  es la energía elástica asociada con la oscilación,  $T$  es el periodo de oscilación mientras que  $\alpha \sim 0,5$  es la fracción de energía perdida por ciclo.

15 El segundo término es:

$$P_{onda} \approx \rho A a_v^2 \omega^2 v_e \approx 2\pi \rho^{1/2} R s \omega^2 E^{1/2} a_v^2. \quad (11)$$

20 En este caso  $v_e \sim \sqrt{E/p}$  es la velocidad de las ondas elásticas, y  $A$  es el área superficial donde se generan las ondas.

A aproximadamente 30 Hz, las dos contribuciones son comparables.

25 En el sistema, la potencia generada por el dispositivo se convierte en las oscilaciones de presión, que a su vez transfieren la energía a oscilaciones del tejido que se pierden a continuación como ondas o en la histéresis del tejido. Concretamente,  $P_{tot} = \varepsilon P_{dispositivo} = P_{onda} + P_{hister}$ .

Esto implica que la amplitud de oscilaciones de las paredes vaginales es

$$30 \quad a_v \approx \sqrt{\frac{P_{tot}}{2\pi \rho^{1/2} R s \omega^2 E^{1/2} + \alpha \omega E s / 4}}. \quad (12)$$

Esto nos permite calcular  $a_c$  y  $\Delta p/\ell$ .

35 Por comodidad, podemos definir una amplitud que es la amplitud que el cuello uterino debe tener de forma equivalente para inducir la misma fuerza que el gradiente de presión, es decir,

$$a_p \equiv \frac{\Delta p/\ell}{\rho \omega^2}, \quad (13)$$

40 de modo que  $F_{cuello\ uterino}/F_{pres} = a_c/\alpha_p$ .

Usando esta notación tenemos:

$$45 \quad a_p = \frac{F_{pres}}{\rho \omega^2} \approx \frac{\rho \omega^2 R^2 + E}{\ell \rho \omega^2} \sqrt{\frac{P_{tot}}{2\pi \rho^{1/2} R s \omega^2 E^{1/2} + \alpha \omega E s / 4}} \quad (14)$$

y también

$$50 \quad a_c \approx \sqrt{\frac{R s}{2 L^2}} \sqrt{\frac{P_{tot}}{2\pi \rho^{1/2} R s \omega^2 E^{1/2} + \alpha \omega E s / 4}}. \quad (15)$$

5 Amplitudes umbral

¿Es la amplitud de oscilación suficiente para activar un efecto que facilitará el flujo de menstruos a través del cuello uterino? Para responder a esta pregunta tenemos que calcular las amplitudes umbral requeridas para los diferentes efectos. En este caso, resumimos las amplitudes umbral en términos de la amplitud de oscilación necesaria del

cuello uterino o la amplitud equivalente para las oscilaciones de presión. Estos resultados se basan en la obra de Uriev [1] que se basa en análisis tanto teóricos como experimentales.

5 Según Uriev, es evidente que la viscosidad puede reducirse como respuesta a dos efectos relacionados. Uno es a través del desarrollo de cizallamiento en el flujo y puede producirse sin vibraciones, el segundo se debe a vibraciones y que puede producirse sin cizallamiento alguno. Ambos efectos pueden reducir de forma independiente la viscosidad efectiva. También existe una amplitud umbral por encima de la cual la aceleración supera la de la gravedad y permite la reubicación y “desobstrucción” del orificio del cuello uterino interno de restos de tejido.

10 Reducción por cizallamiento de la viscosidad -  $a_\gamma$ : Dados los resultados de Uriev [1], una amplitud de oscilación suficientemente grande dará origen a un cizallamiento (un gradiente en el campo de velocidad que es perpendicular a la propia velocidad) que será capaz de reducir la viscosidad de los menstros dentro del cuello uterino. Sin embargo, dado que la velocidad depende del flujo, tenemos que considerar que hay dos tipos de comportamiento de flujo. Para frecuencias bajas, la fuerza acelera el fluido hasta que éste alcanza una velocidad limitada por la viscosidad. A frecuencias elevadas, esta velocidad limitante no puede alcanzarse dado que la inercia del fluido la limita. Los dos comportamientos están encapsulados con la amplitud umbral aproximada:

$$a_\gamma \approx \frac{2\dot{\gamma}_c \eta_0}{\rho r \omega^2} \left( 1 + \frac{r^2 \rho \omega}{\eta_0} \right) \quad (16)$$

20 donde  $r$  es el radio del cuello uterino,  $\eta_0$  es la viscosidad efectiva del fluido, que medimos que es  $\sim 5$  poise, y  $\dot{\gamma}_c$  es el cizallamiento umbral para conseguir un efecto:

$$\dot{\gamma}_c \approx \frac{\eta_f}{\rho d^2} \quad (17)$$

25 En este caso  $\eta_f \sim 0,1$  poise es la viscosidad del fluido sin los restos (es decir, similar a la sangre).  $d \sim 0,1$  cm es el tamaño de restos más pequeños típicos.

30 Reducción vibracional de la viscosidad -  $a_\omega$ ,  $a_d$ ,  $a_\sigma$ : la reducción de la viscosidad también puede tener lugar a través de vibraciones. Básicamente, en el marco de referencia del fluido oscilante, las partículas de restos experimentan una fuerza periódica. Si pueden vibrar a distancias mayores que su tamaño típico, entonces la viscosidad del fluido se reduce, dado que permitirá que los restos se auto-organicen en respuesta al flujo. Esto tiene dos restricciones que capturan los dos límites si la inercia de los restos es importante o no. Independientemente, hay una tercera restricción de que la tensión superficial no forzará a las partículas a pegarse entre sí. Por lo tanto, para que este efecto tenga lugar, la amplitud vibracional tiene que ser mayor que las siguientes tres amplitudes:

$$a_\omega \approx \frac{\eta_f}{\rho d \omega}, \quad a_d \approx d, \quad a_\sigma \approx \frac{f_\sigma \sigma}{\rho d^2 \omega^2} \quad (18)$$

40 donde  $f_\sigma$  es la fracción de la superficie de la partícula que está realmente en contacto con otras partículas.  $\sigma$  es la tensión superficial.

Amplitud de reubicación gravitacional -  $a_g$ : si la aceleración asociada con las vibraciones es mayor que  $g$ , entonces puede producirse reubicación gravitacional y “desobstruir” los restos que residen en el orificio del cuello uterino interno. Esto requiere que  $a_r > a_g$  definido anteriormente y también:

$$45 \quad a_g \approx g/\omega^2. \quad (19)$$

### 5.1 Comparación de amplitud

50 Las diferentes amplitudes de excitación y umbral se representan gráficamente en la figura 39 en función de la frecuencia de oscilación de presión aplicada, para parámetros nominales definidos en §3-5 mientras se supone que la energía que pasa a las oscilaciones de presión es 0,1 Vatios. Las amplitudes son  $a_p$ , la amplitud eficaz que las oscilaciones del cuello uterino deben tener de forma equivalente para dar origen a la misma aceleración de los menstros que el gradiente de presión a través del cuello uterino, y  $a_c$ , que es la amplitud real de las oscilaciones del cuello uterino a partir de las ondas elásticas. Las otras amplitudes son las amplitudes umbral necesarias para satisfacer diferentes criterios.  $a_\gamma$  es la amplitud por encima de la cual el cizallamiento en el flujo es suficiente para reducir la viscosidad efectiva.  $\max(a_d, a_\omega, a_\sigma)$  es la amplitud umbral por encima de la cual las vibraciones pueden reducir la viscosidad efectiva. Está compuesta por varios umbrales, todos los cuales deben sobrepasarse para que

5 el efecto tenga lugar. Por último  $a_g$  es la amplitud por encima de la cual la aceleración sobrepasa  $g$  y permite reubicación gravitacional. Para los parámetros nominales, existe un efecto solamente a partir de la  $\Delta p$  oscilatoria, hasta aproximadamente 80 Hz. Por otro lado, no existe ningún intervalo de valores razonable para el que  $a_c$  se eleva por encima de cualquier amplitud umbral a menos que la potencia de entrada sea aproximadamente de un orden de magnitud superior.

10 Si suponemos de forma conservadora una eficiencia del 10 %, esta potencia implica que una batería de 1000 mWh (u otra fuente de energía compacta) puede hacer funcionar el dispositivo de forma continua durante 1 h, o varias horas suponiendo un ciclo de trabajo finito.

## 10 6 Sumario

- 15 • El dispositivo genera oscilaciones de presión en la cavidad entre el dispositivo y el cuello uterino y también genera ondas en el tejido vaginal como un efecto secundario.
- 20 • Para frecuencias por debajo del orden de 150 Hz, el efecto primario de hacer vibrar los menstros dentro del cuello uterino es a través de la caída de presión variable a través del cuello uterino. A 50 Hz, por ejemplo, es al menos 10 veces más grande que el efecto de ondas elásticas que se propagan a través del tejido vaginal.
- 25 • Un análisis ha mostrado que para las energías disponibles normalmente, el gradiente de oscilación de presión es suficiente para activar los efectos que modifican el flujo menstrual a través del cuello uterino. Por otro lado, si el dispositivo tuviera que depender solamente de las ondas que se propagan en el tejido, la energía habría sido insuficiente en un orden de magnitud.
- 30 • La modificación de la reología menstrual tiene lugar por debajo de 50 - 100 Hz (dependiendo de los parámetros reales). A frecuencias muy bajas, las amplitudes se vuelven demasiado grandes (serían apreciables por la paciente, y también inducen efectos no lineales que hasta la fecha fueron despreciados). Por lo tanto, las frecuencias óptimas a partir de esta análisis parecen ser de aproximadamente 30 - 50 Hz.

## 30 Referencias

[1] N.B. Uriev. Physicochemical dynamics of disperse systems. Russian Chemical Reviews, 73: 37-58, 2004.

**REIVINDICACIONES**

1. Un dispositivo (500) para acortar la duración de la menstruación, comprendiendo el dispositivo: una unidad generadora de oscilaciones de presión (214) configurada para ser insertada en una vagina (101) para aplicar oscilaciones de presión;
- 5 en el que dicha unidad generadora de oscilaciones de presión comprende una membrana elástica (53) para generar oscilaciones de presión, dicha membrana dispuesta en un lado de inserción (55) de dicho dispositivo;
- y en el que, en uso, dicha unidad generadora de oscilaciones de presión es adecuada para aplicar oscilaciones de presión a uno o ambos de un orificio del cuello uterino (102) y un útero (103) mediante una cámara de aire vaginal (40) definida por parte de dicho lado de inserción de dicho dispositivo, paredes de dicha vagina y dicho cuello uterino de dicho útero, dichas oscilaciones de presión oscilan mecánicamente a lo largo de una dirección general (35) de un eje longitudinal de dicho dispositivo, de modo que la aplicación de dichas oscilaciones de presión a dicha cámara de aire vaginal ayuda y acelera significativamente el flujo de secreciones menstruales desde dicho útero a través de dicho canal del cuello uterino, causando acortamiento de la duración de la menstruación.
- 15 2. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho dispositivo también comprende un miembro absorbente (651) fijado a dicha unidad generadora de oscilaciones de presión para absorber secreciones menstruales.
- 20 3. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 2, en el que dicha unidad generadora de oscilaciones de presión es una unidad reutilizable y dicho miembro absorbente es un miembro absorbente desechable.
4. Un dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicho dispositivo es un dispositivo similar a un tampón que tiene dimensiones similares a las dimensiones de los tampones normales típicos.
- 25 5. El dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1-4, en el que dicho dispositivo comprende una fuente de alimentación eléctrica para suministrar energía a dicha unidad generadora de oscilaciones de presión, dicha fuente de alimentación se selecciona entre una fuente de alimentación interna (209) dispuesta dentro de dicha vagina y una fuente de alimentación externa (227) dispuesta fuera de dicho dispositivo y acoplada a dicha unidad generadora de oscilaciones de presión y en el que dicha fuente de alimentación eléctrica es una batería con energía suficiente para durar durante más de una hora durante la activación intermitente de dicha unidad generadora de oscilaciones de presión con un ciclo de trabajo en el intervalo del 1 %-99 %.
- 30 6. El dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dichas oscilaciones de presión comprenden oscilaciones de presión que tienen una frecuencia en el intervalo de 0,1 Hz-10 kHz, o en el intervalo de 30 Hz-60 Hz, o en el intervalo de 1 Hz-100 Hz, y en el que dicha unidad generadora de oscilaciones de presión está configurada para suministrar oscilaciones de presión que tienen una potencia en el intervalo de 0,01-1,0 Vatios, suministradas a dicho orificio del cuello uterino o útero.
- 35 7. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dichas oscilaciones de presión se aplican mediante dicha cámara formada entre dicho dispositivo y dicho orificio del cuello uterino para generar un gradiente de presión variable a través de un canal del cuello uterino para ayudar y acelerar significativamente el flujo de secreciones menstruales desde dicho útero a través de dicho canal del cuello uterino.
- 40 8. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 7, en el que dicha membrana está acoplada a dicha cámara cuando dicho dispositivo está dispuesto en dicha vagina, dicha membrana está configurada para suministrar dichas oscilaciones de presión a dicha cámara.
- 45 9. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 8, en el que dicha membrana es una membrana móvil fijada de forma hermética a una carcasa rígida (252) de dicha unidad generadora de oscilaciones de presión y acoplada a un motor lineal (256) fijado a dicha carcasa.
- 50 10. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 8, en el que dicha membrana comprende dos membranas móviles (310) fijadas de forma hermética a una carcasa rígida (252), cada membrana tiene una bobina conductora de electricidad plana (304A 304B) fijada a ella, y en el que imanes permanentes (306A 306B) se fijan a dicha carcasa rígida adyacente a cada membrana de dichas dos membranas.
- 55 11. El dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la amplitud de dichas oscilaciones de presión está entre 0,1 mm y 2 mm para provocar un gradiente de presión a través de un canal del cuello uterino mediante una reducción de presión en dicha vagina mediante dichas oscilaciones de presión.
- 60 12. El dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que un lado de dicha membrana eléctrica está enfrentado a un lado externo del dispositivo.



13. El dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicho dispositivo está configurado de modo que dicha membrana genere dichas oscilaciones de presión para reducir la viscosidad dinámica de los menstros.
- 5 14. El dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende un miembro de recogida de los menstros (465) que incluye una parte en forma de copa (465B) configurada para recoger menstros de dicho cuello uterino.
- 10 15. Un dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicha unidad generadora de oscilaciones de presión está configurada para generar ondas de cizallamiento para acortar la duración de la menstruación.

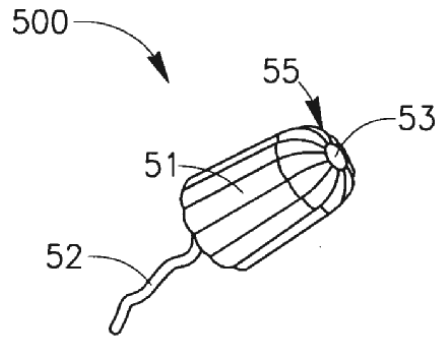


FIG. 1

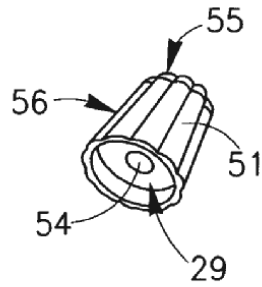


FIG. 2

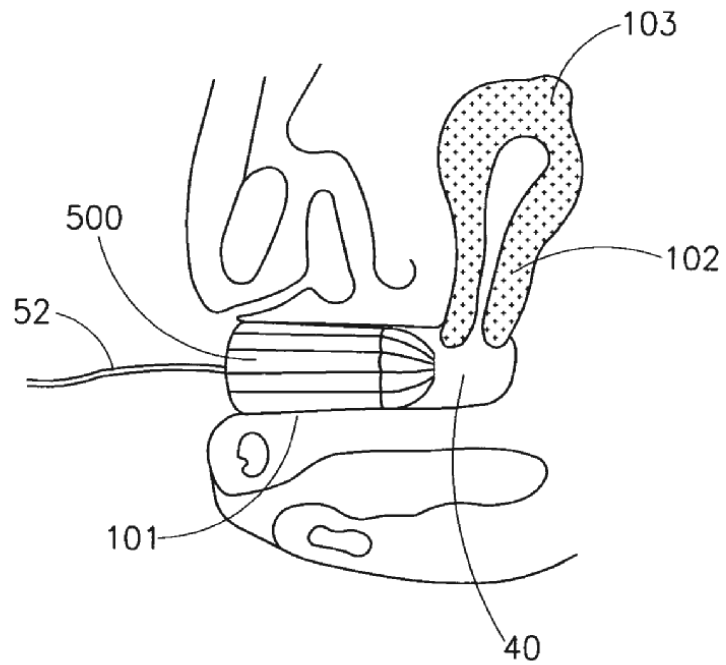
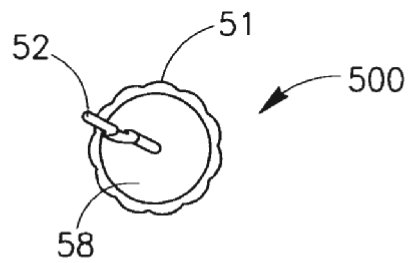
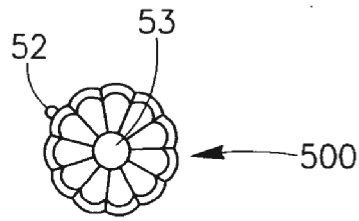
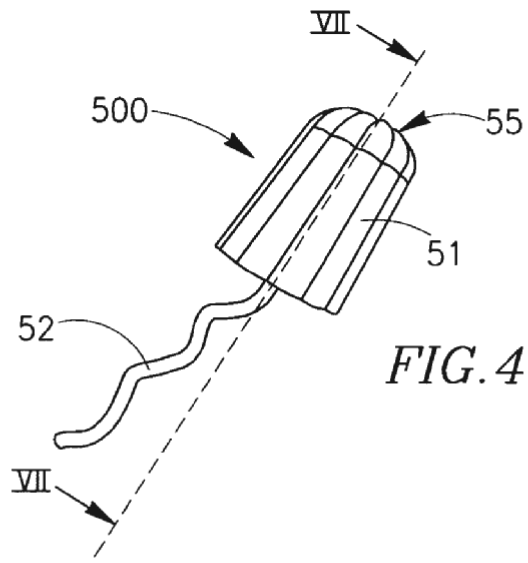


FIG. 3



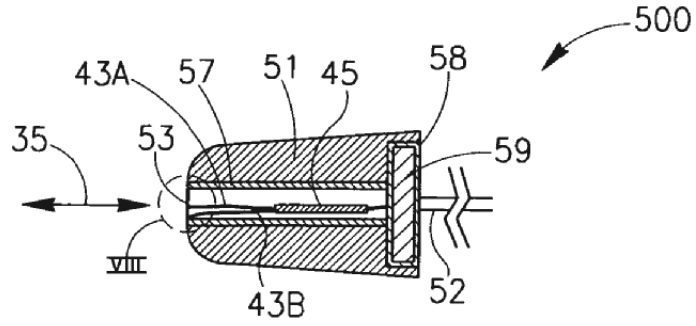


FIG. 7

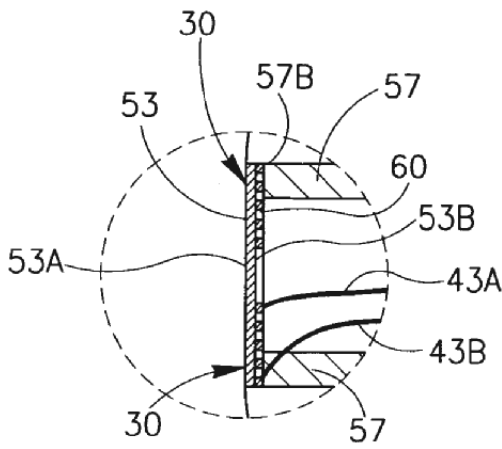


FIG. 8

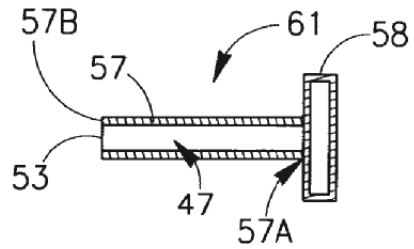


FIG. 9

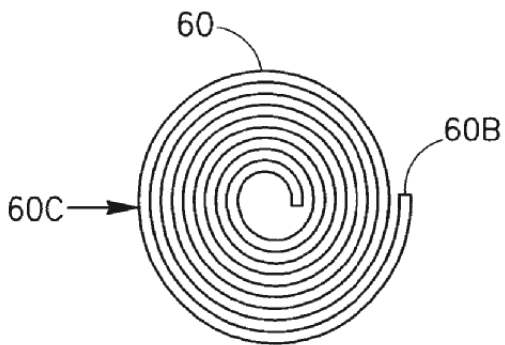


FIG. 10

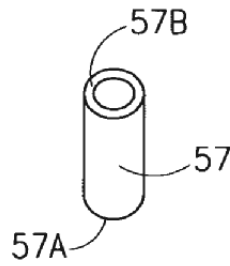


FIG. 11

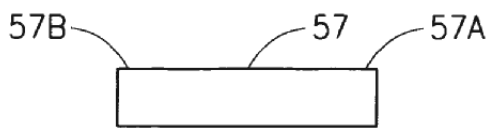


FIG. 12



FIG. 13

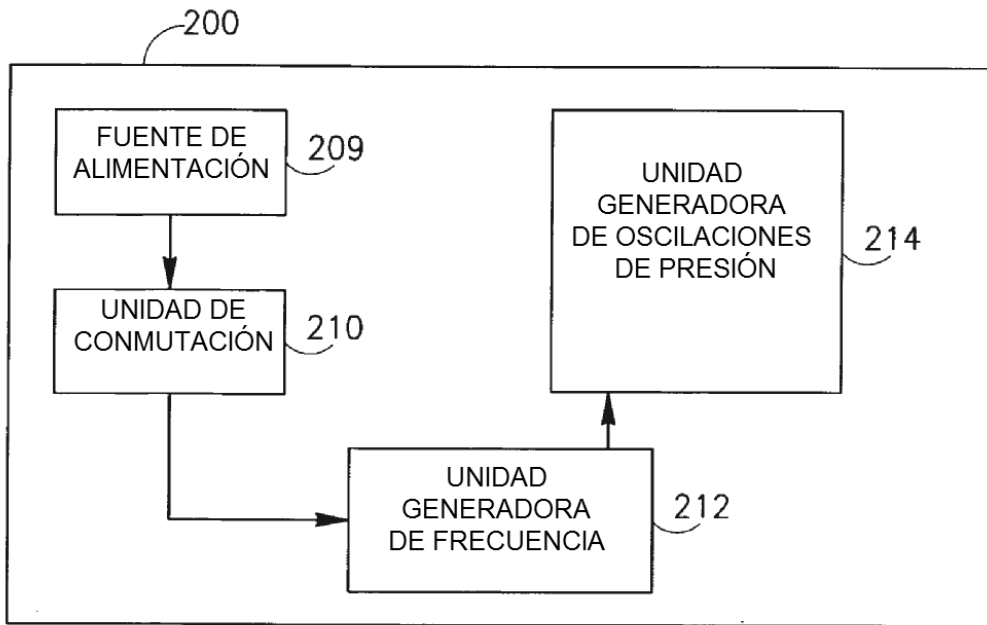


FIG.14

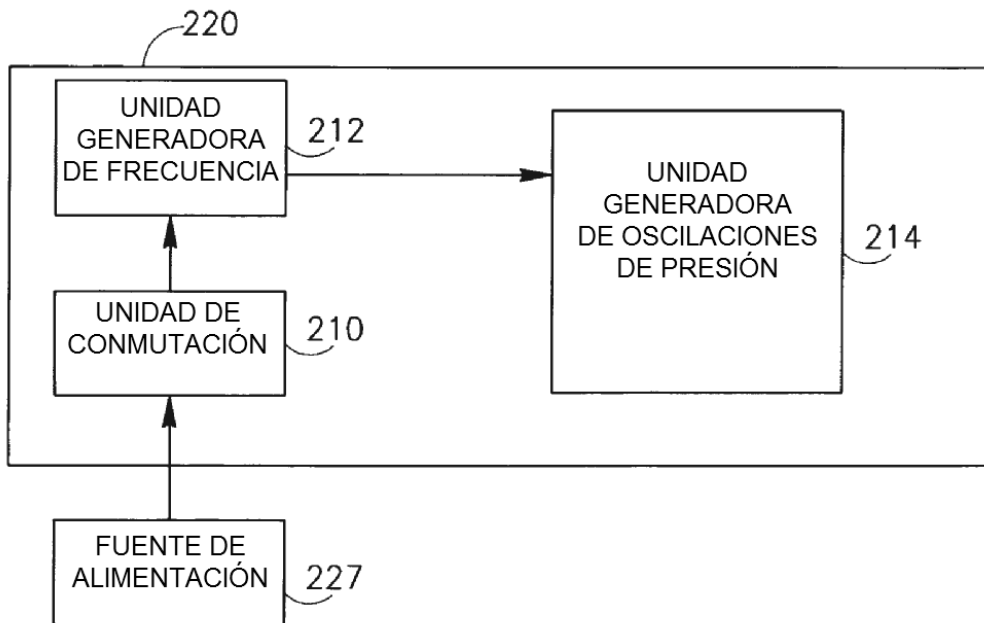


FIG.15

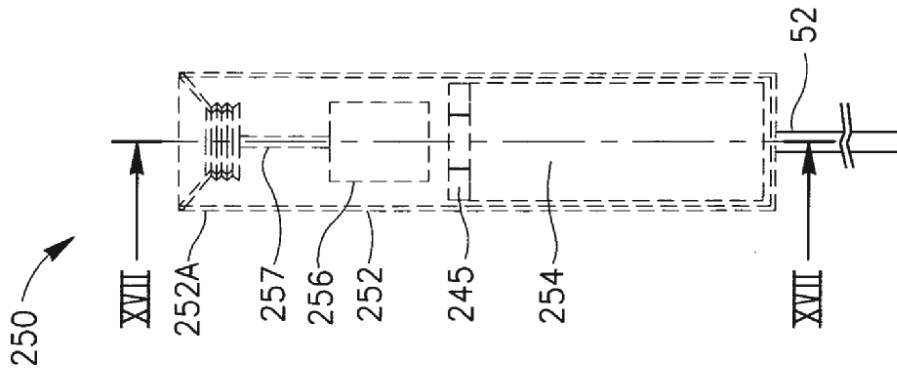


FIG. 16

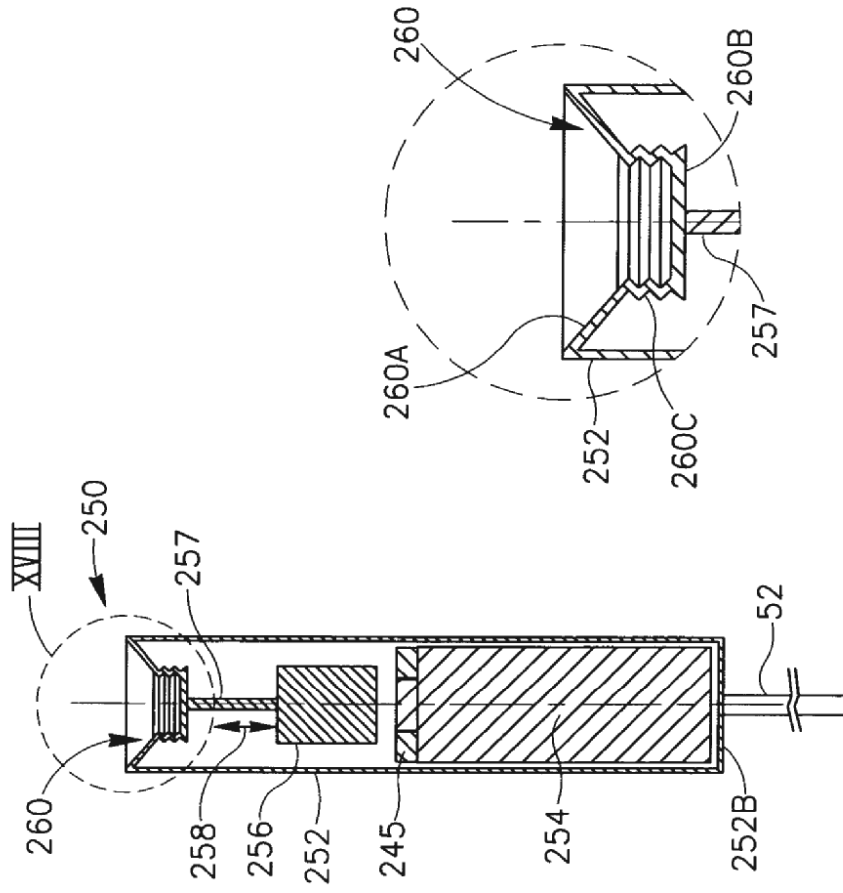


FIG. 17

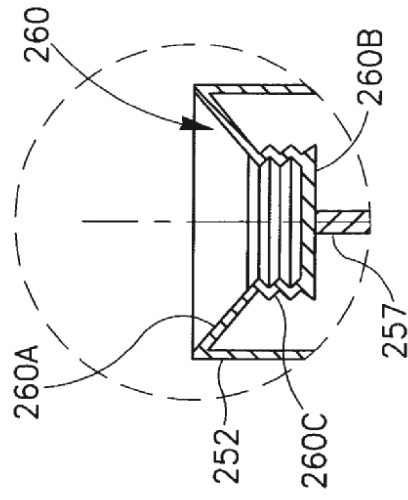


FIG. 18

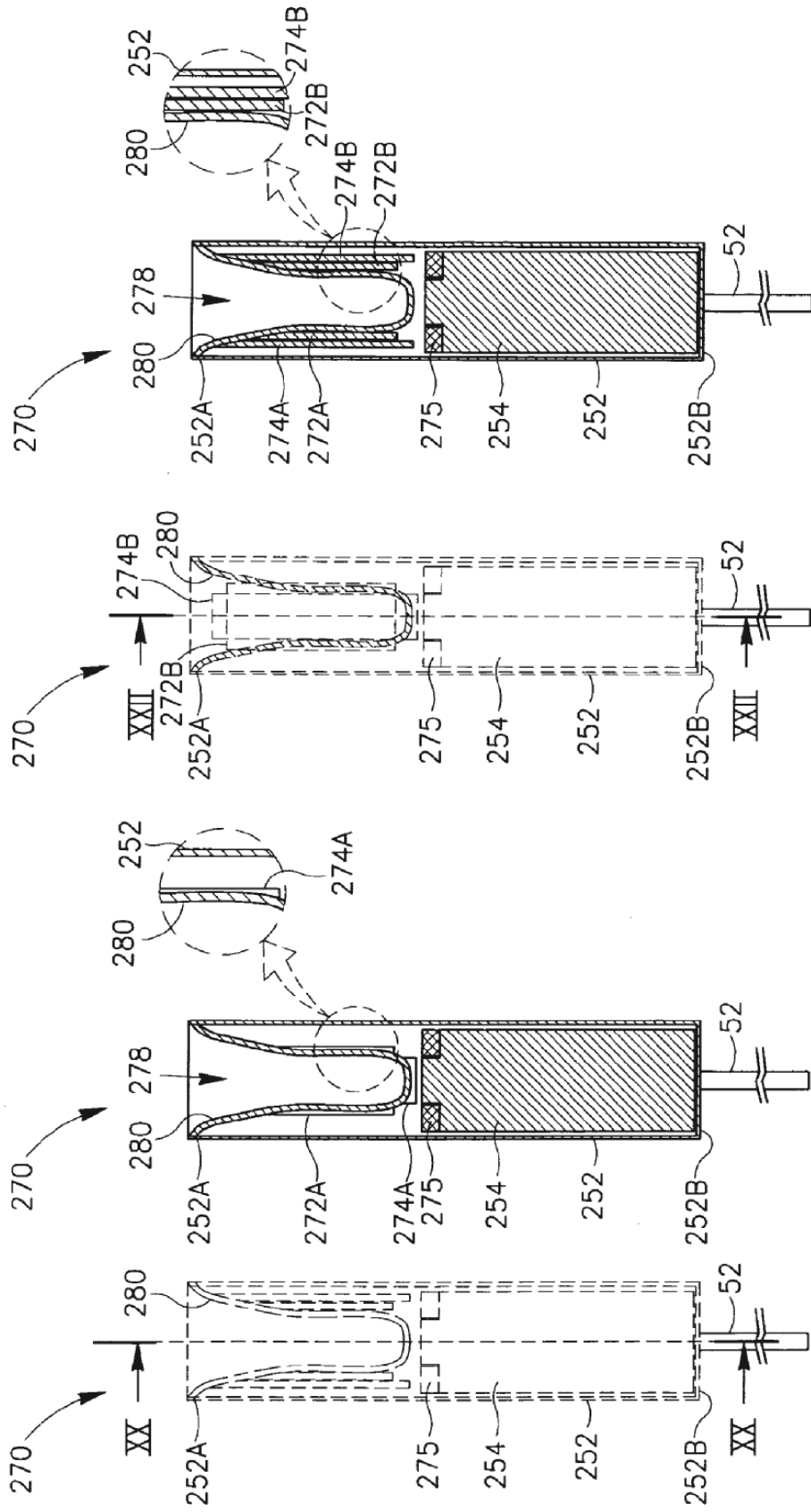


FIG. 22

FIG. 21

FIG. 20

FIG. 19

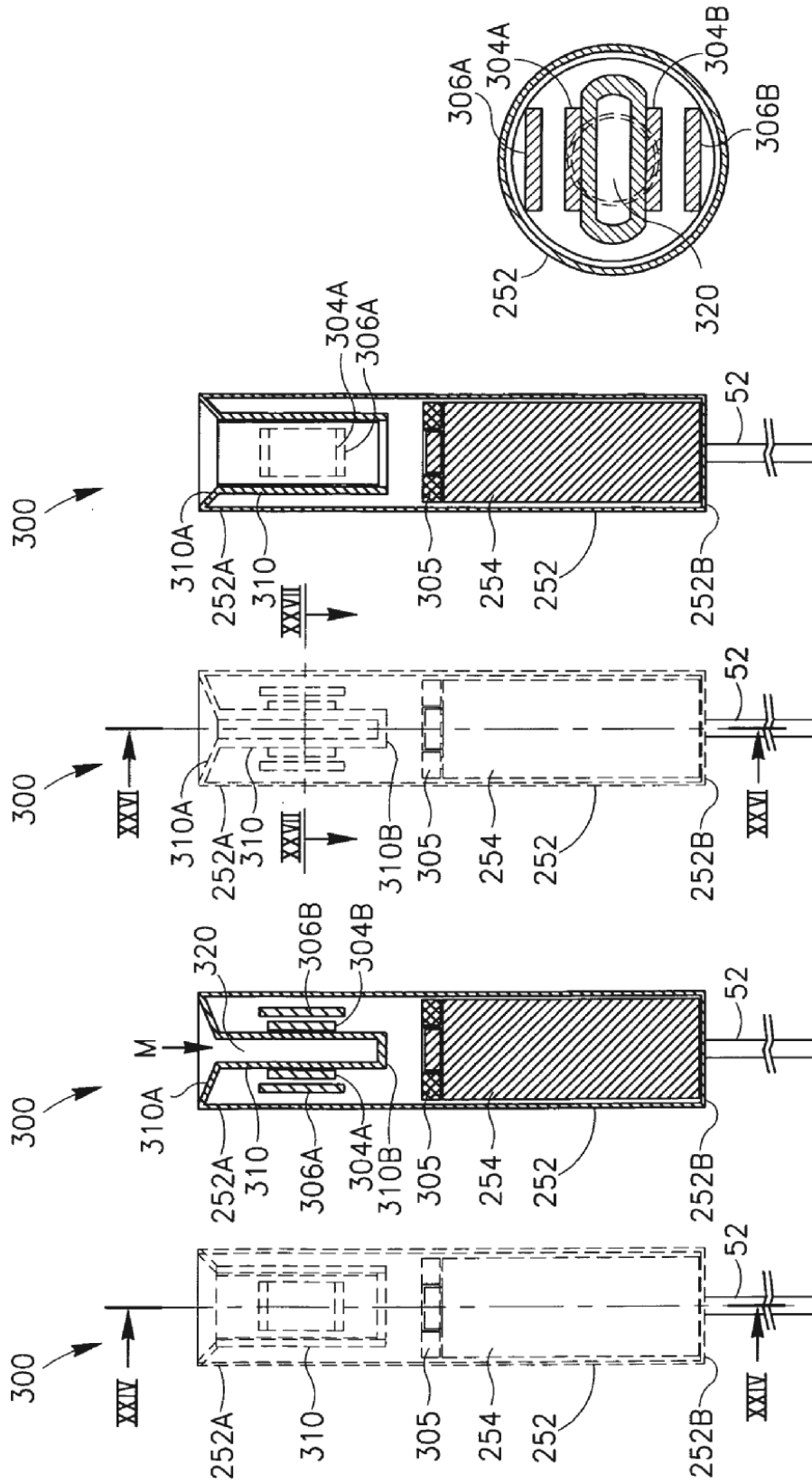


FIG. 27

FIG. 26

FIG. 25

FIG. 24

FIG. 23



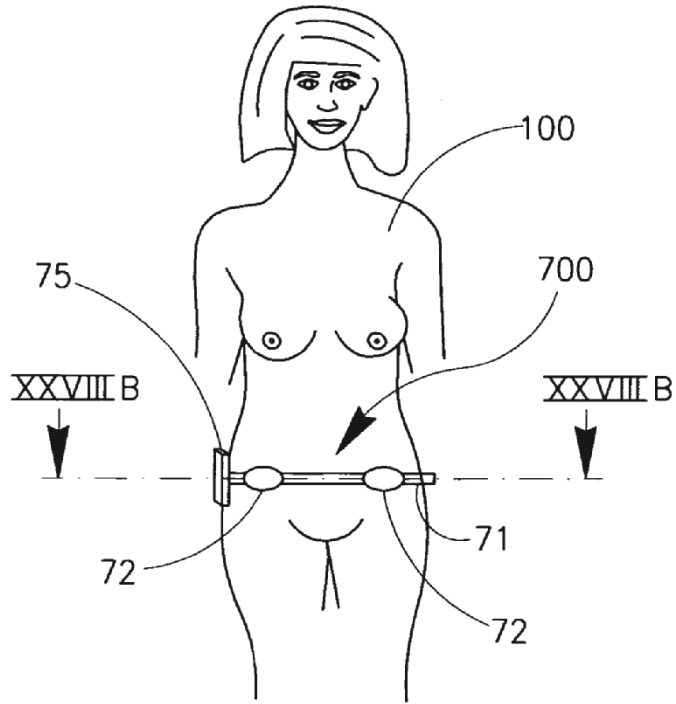


FIG. 28A

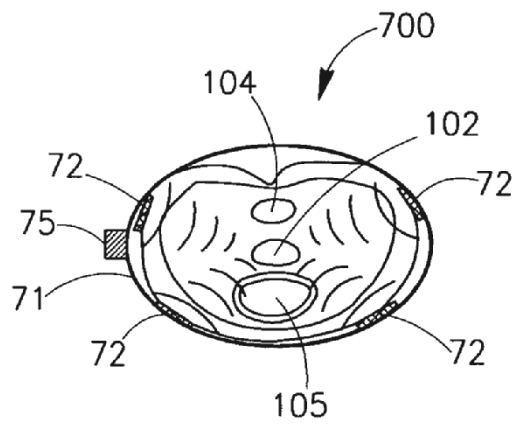


FIG. 28B

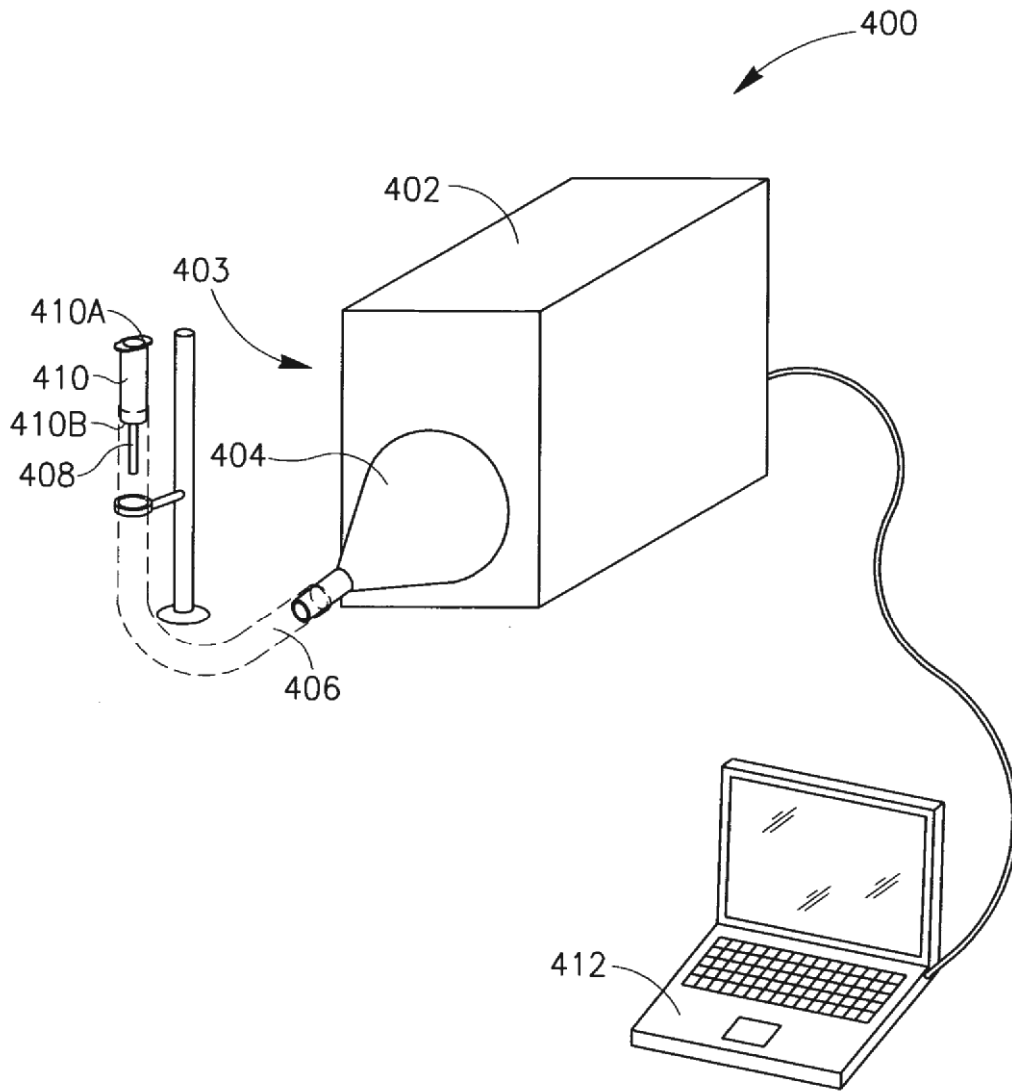
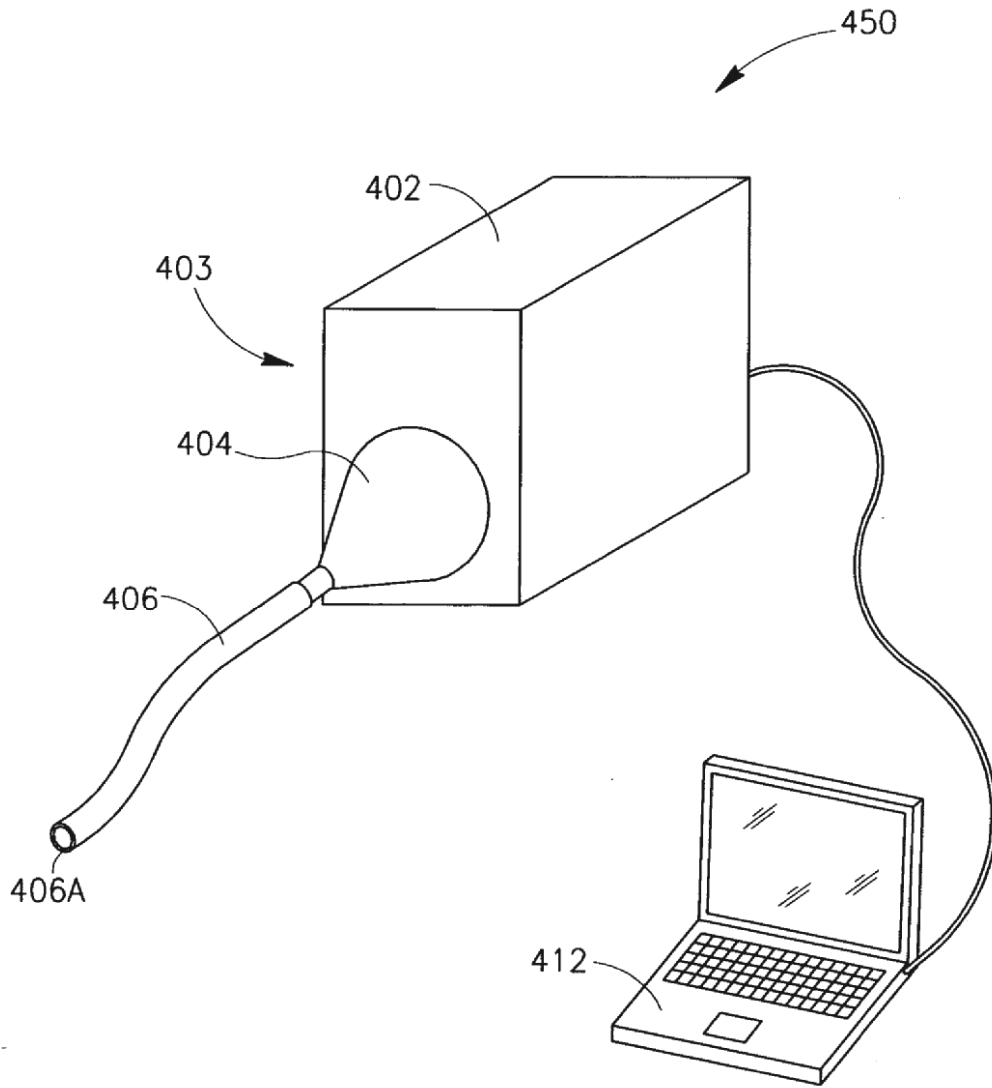


FIG. 29



*FIG. 30*

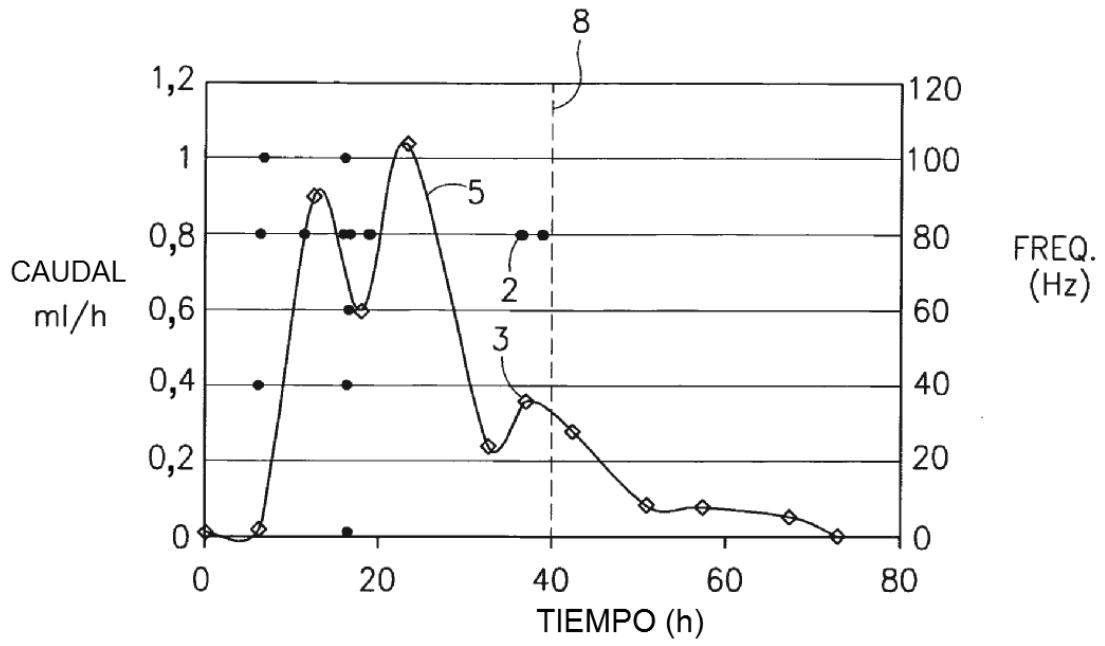


FIG. 31

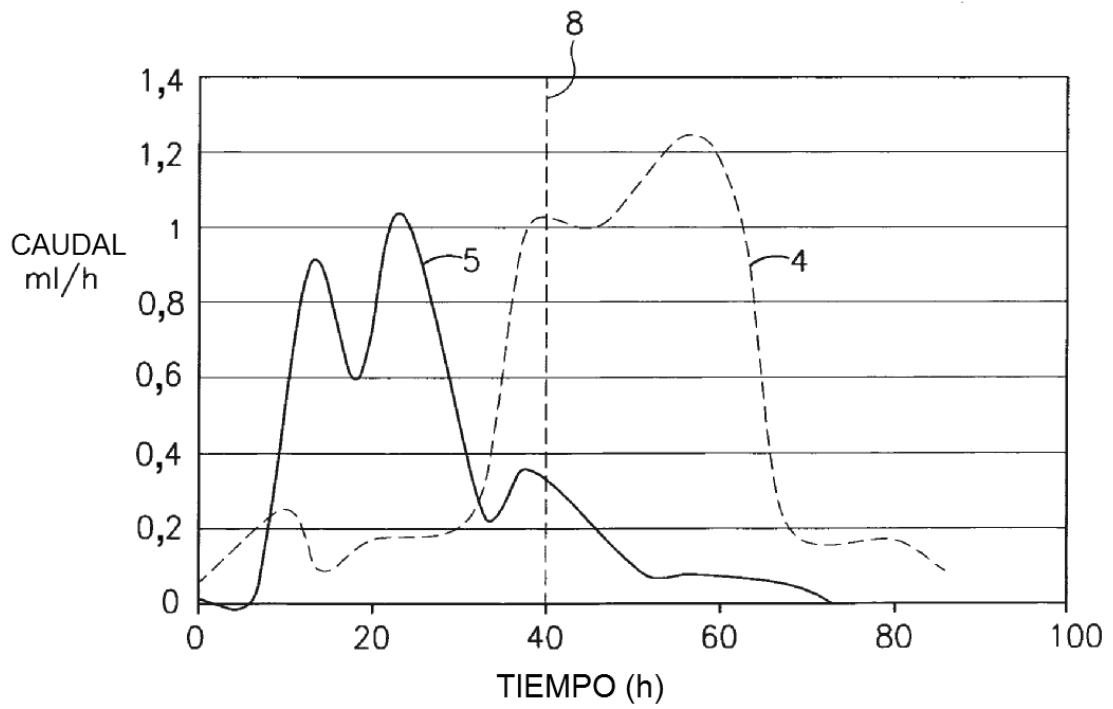


FIG. 32

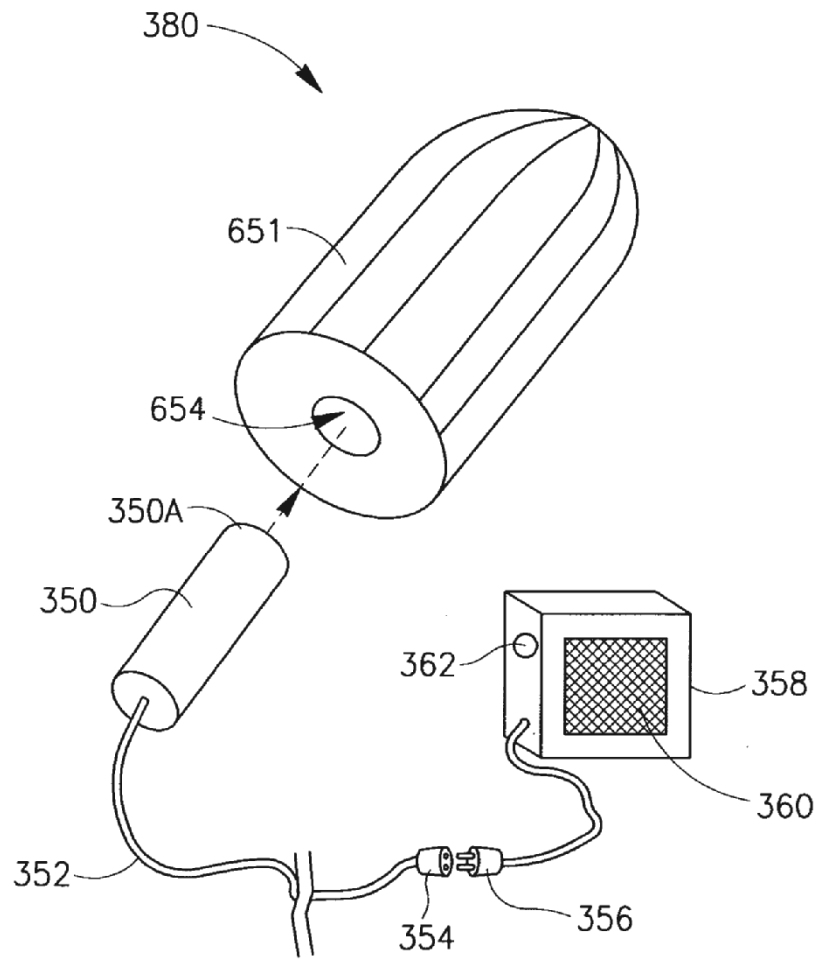


FIG. 33

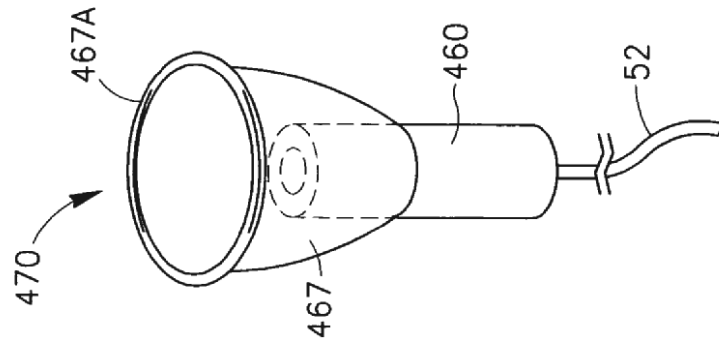


FIG. 34

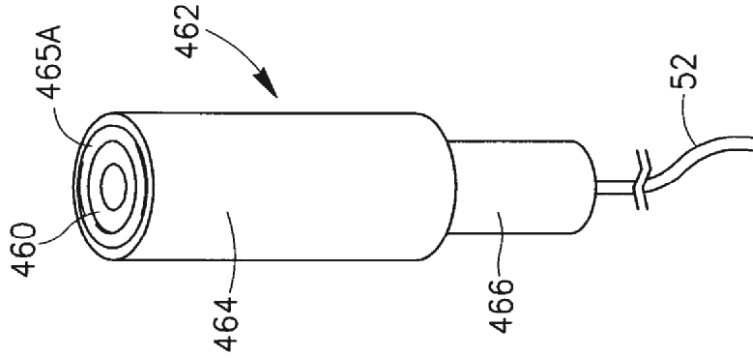


FIG. 35

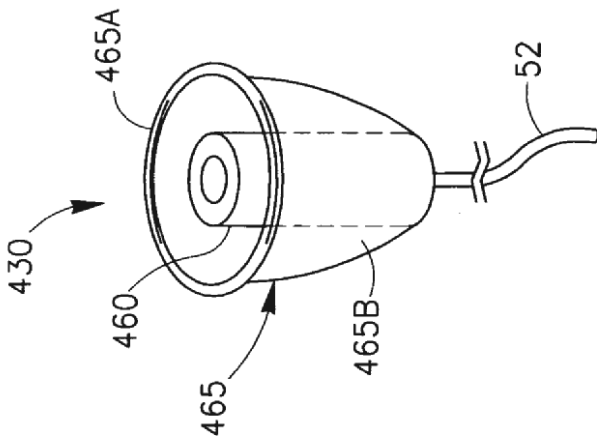
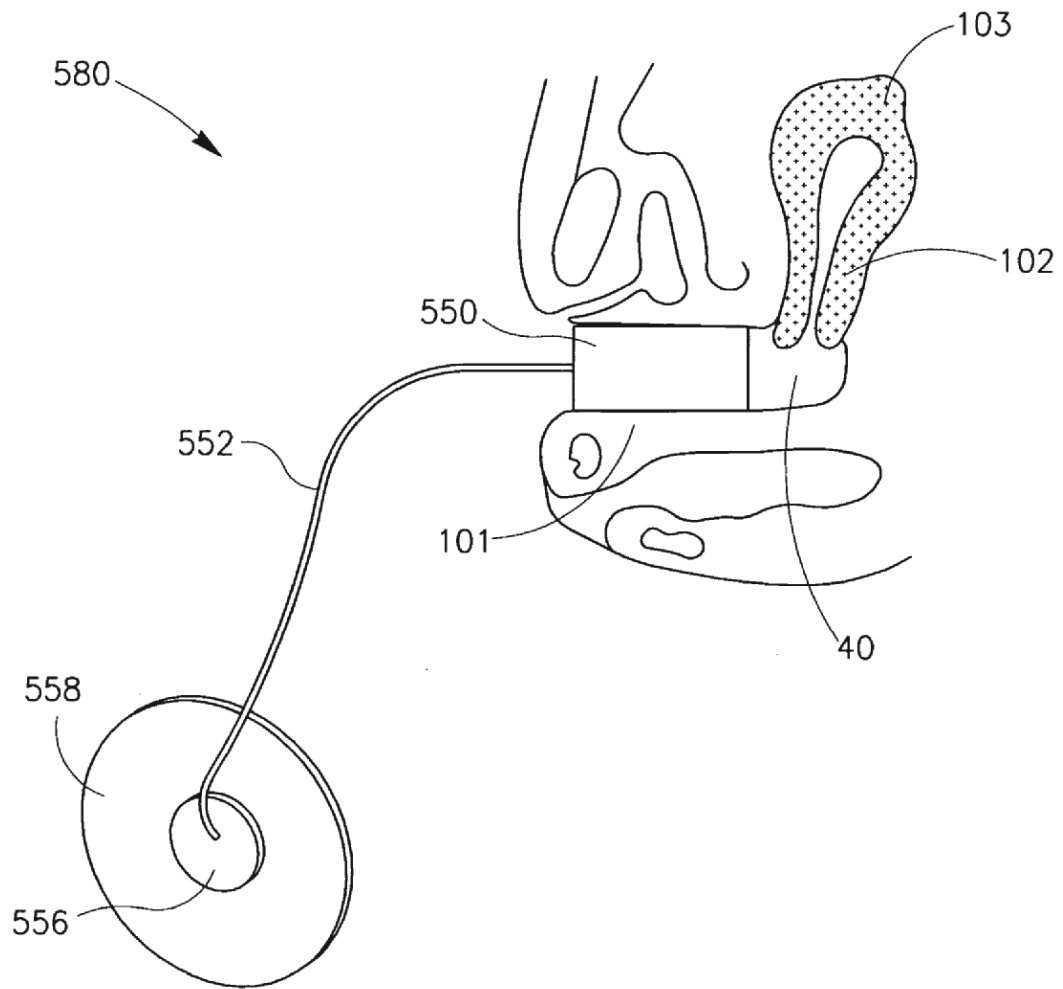


FIG. 36



*FIG. 37*

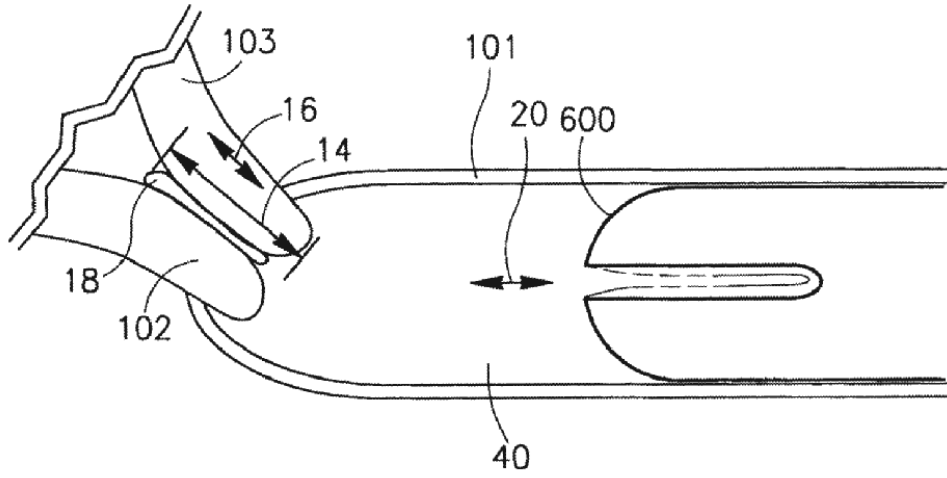


FIG. 38

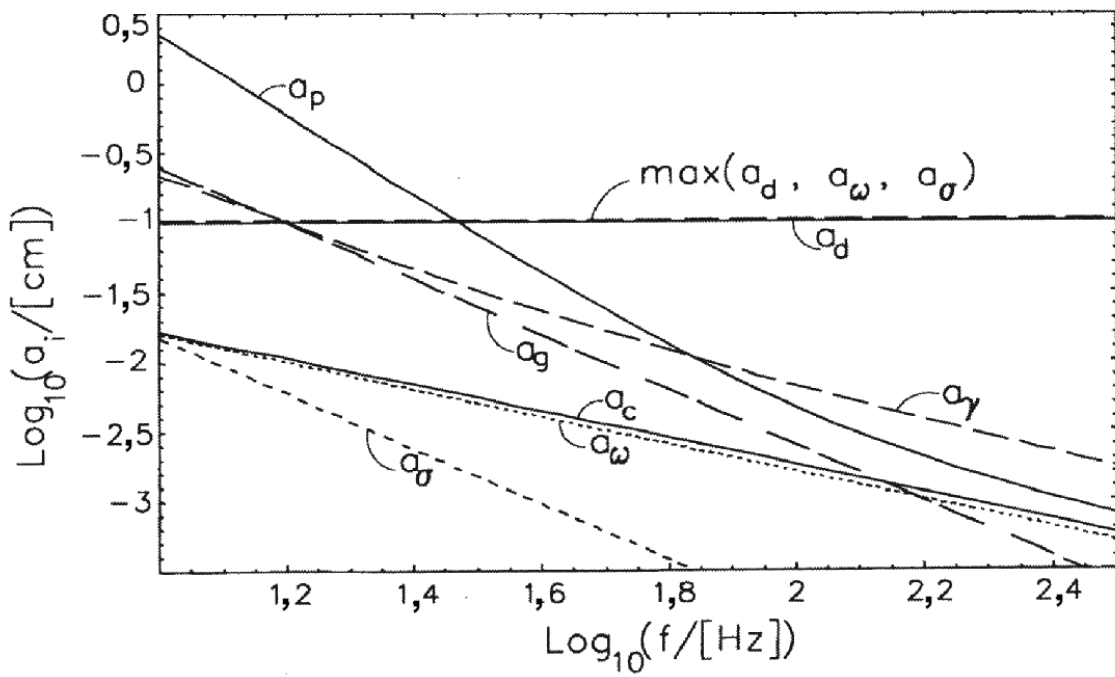


FIG. 39