



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 267 665**

51 Int. Cl.:  
**A61B 17/32** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Número de solicitud europea: **01250150 .8**

86 Fecha de presentación : **27.04.2001**

87 Número de publicación de la solicitud: **1151724**

87 Fecha de publicación de la solicitud: **07.11.2001**

54 Título: **Desintegrador ultrasónico para triturar o eliminar tejido.**

30 Prioridad: **03.05.2000 DE 100 21 529**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**16.03.2007**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**16.03.2007**

73 Titular/es: **Celon AG. Medical Instruments**  
**Rheinstrasse 8**  
**14513 Teltow, DE**

72 Inventor/es: **Desinger, Kai**

74 Agente: **Cañadell Isern, Roberto**

ES 2 267 665 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

Desintegrador ultrasónico para triturar o eliminar tejido.

La invención se refiere a un desintegrador ultrasónico accionable manualmente para generar pequeños canales en el tejido muscular, en los cuales se pueden introducir, mediante ultrasonido de potencia, ondas de choque/amplitudes de presión en el tejido circundante, así como, de forma simultánea, realizar una aportación térmica definida al tejido circundante. La invención sirve además para triturar o quitar tejido humano o animal, con un sonotrodo para transmitir al tejido ondas ultrasónicas y tensión de alta frecuencia localmente determinada, en su extremo distal, con un convertidor de ultrasonido que se puede acoplar al extremo proximal del sonotrodo y un canal que discurre a lo largo del sonotrodo para lavar y/o aspirar tejido triturado y/o destruido y/o además para transmitir una tensión alterna de alta frecuencia en técnica bipolar. El convertidor ultrasónico es activado por medio de un generador ultrasónico externo, y se alimenta además el sonotrodo, con su electrodo que se encuentra muy cerca, con tensión AF a través de una fuente de alimentación de alta frecuencia externa. El sonotrodo sirve aquí para la transmisión simultánea de ultrasonido de potencia y tensión de alta frecuencia.

Es bien sabido que las ondas ultrasónicas de potencia elevada se utilizan para la desintegración y/o destrucción de tejidos tumorales. Las células tumorales que se pretende destruir revientan debido a las elevadas amplitudes de presión y los fenómenos de cavitación de las ondas ultrasónicas utilizadas, de elevada densidad de potencia. Un desintegrador ultrasónico habitual de accionamiento manual, contiene un convertidor ultrasónico, por lo general un convertidor piezo-compuesto, que se puede acoplar directa o indirectamente a un sonotrodo. El sonotrodo sirve para transmitir ondas ultrasónicas generadas sobre su superficie activa por el convertidor ultrasónico al tejido a destruir, en forma de ondas longitudinales. De preferencia, en los aparatos convencionales se intercala además un transformador de amplitud mecánico entre el convertidor ultrasónico y el sonotrodo, que se encarga de que las ondas ultrasónicas transmitidas al sonotrodo presenten una amplitud adecuada para desintegrar y destruir las células tumorales. El convertidor ultrasónico, el transformador de amplitud y el sonotrodo se encuentran, en los aparatos conocidos, en una caja alargada, a modo de empuñadura, donde el extremo distal del sonotrodo sobresale de un orificio distal de la caja que sirve para mantener y guiar con la mano el aparato.

También se conoce la aplicación industrial de ultrasonido de potencia para taladrar materiales con ultrasonido. Debido a las elevadas fuerzas mecánicas de destrucción en el ultrasonido de potencia, se pueden generar, con geometrías de sonotrodo adecuadas, en materiales duros y blandos y sin necesidad de aplicar demasiada fuerza, orificios o canales en los más diversos materiales.

En la actualidad se utilizan principalmente sistemas laser pulsados/sintonizables conocidos con el nombre de "Revascularización trans-miocardial con laser" y los aparatos que se suelen utilizar proceden de las firmas PLC/USA, CARDIO GENESIS/USA y United State Surgical Corporation/USA. Con estos sistemas de laser pulsados, y aprovechando el me-

canismo de foto ablación, se consigue hacer canales transmiodiciales produciéndose de este modo, condicionado por el sistema, zonas marginales con incidencia de calor y también ondas de choque, debidas al proceso de la foto ablación. Hay que decir que no se puede regular y optimizar por separado la magnitud de la zona marginal en la que incide el calor y las amplitudes y el efecto en profundidad de las ondas de choque. Además, estos sistemas resultan extremadamente caros.

Se ha podido observar, sorprendentemente, que los éxitos conseguidos hasta la fecha con la utilización de estos sistemas laser altamente energéticos se tienen que atribuir prácticamente a dos efectos inducidos por laser.

La generación de ondas de choque intramusculares, debido al proceso de la foto ablación, de una explosión térmica rápida y local para la evaporación del tejido en la región elegida, así como el daño térmico inevitable producido en las zonas de los bordes por este tipo de aplicación de laser (se hace referencia al proceso de foto ablación), que según los parámetros de ajuste utilizados para los laser antes citados, va desde la carbonización, pasando por la coagulación hasta la hipertermia extrema. Se pudo mostrar, ante la sorpresa total de los expertos en la materia, que los grandes éxitos obtenidos hasta la fecha con este método se tienen que atribuir esencialmente a efectos secundarios de las ondas de choque generadas y las amplitudes de presión correspondientes y que los éxitos de larga duración se tienen que atribuir esencialmente a la configuración de la zona de los bordes de los canales realizados, expuestas a los efectos térmicos. En los sistemas utilizados en el estado de la técnica, resulta a priori completamente imposible optimizar el modo de acción de las ondas de choque, es decir la amplitud de presión generada y la duración del golpe de ariete, así como el efecto en profundidad correspondiente, separado de los daños marginales de origen térmico que se producen al aplicar el método. Resulta también totalmente imposible seguir optimizando la configuración ventajosa de una zona de borde térmica por separado de las ondas de choque para conseguir y optimizar los éxitos de larga duración de los que se ha informado.

En la desintegración general de tejidos, y pese a la selectividad del ultrasonido, no es posible evitar que se destruyan también vasos más pequeños. La consecuencia de ello son hemorragias, que no se pueden mitigar con el instrumento de ultrasonido, ya que la desintegración ultrasónica es un proceso atérmico. Este problema se soluciona, en algunos aparatos conocidos alimentando un sonotrodo hueco de titanio con corriente alterna de alta frecuencia (AF). Los campos electromagnéticos de alta frecuencia generados, en el extremo distal del aparato, en el tejido, coagulan, debido a la formación de calor, el tejido circundante, lo que permite detener finalmente una hemorragia.

En esta forma conocida de generar un campo electromagnético de alta frecuencia, el sonotrodo se conecta como electrodo, y el contraelectrodo se coloca desde fuera sobre el cuerpo humano en la zona de tratamiento. Se trata aquí de una disposición monopolar de aparatos, en la cual la corriente fluye por gran parte del cuerpo hasta el contra-electrodo, que se suele colocar en una de las extremidades.

Por la patente US 5.312.329 se conoce un apar-

to del tipo mencionado al comienzo, en el que se ha previsto un canal hueco tubular a lo largo del eje longitudinal del sonotrodo. La desembocadura del canal está rodeada por la zona activa del sonotrodo. El canal conduce al interior de la caja y está aislado de los demás componentes electrónicos y mecánicos que se encuentran en la caja. Se puede conectar al canal una bomba de vacío para aspirar los fragmentos de tejido o líquido corporal del cuerpo, o el humo generado en la coagulación, generando vacío en el interior. El canal se utiliza también para llevar líquido a la zona de tratamiento del sonotrodo, para licuar los fragmentos celulares y aspirarlos posteriormente. Para ello, el canal puede estar conectado con un recipiente de líquido que proporciona el líquido de lavado.

La disposición de sonotrodo y canal, conocida por el documento US 5.312 329 tiene como consecuencia que la superficie activa del sonotrodo, es decir la superficie frontal del sonotrodo, en su extremo distal que se encarga de la transmisión de las ondas ultrasónicas al tejido, es relativamente pequeña aunque resulta también relativamente grande debido al canal interno de lavado de los diámetros exteriores. Como la velocidad de destrucción de un sonotrodo con frecuencia y amplitud constantes es, en cierto modo, proporcional a su superficie activa, la desembocadura del canal en la superficie activa del sonotrodo reduce la superficie activa y por consiguiente la velocidad de destrucción. Esta reducción se compensa aumentando el diámetro exterior de la superficie anular activa. De este modo sin embargo, se limita, en este aparato conocido, la visión del tejido que se va destruyendo, limitándose de este modo la zona de aplicación del desintegrador ultrasónico a estructuras de superficie relativamente grande. Debido a que en el sector principal de utilización de los desintegradores ultrasónicos, es decir en la neurocirugía, se requieren sin embargo instrumentos cada vez más pequeños y miniaturizados para poder operar de forma precisa, este conocido instrumento no resulta satisfactorio. Como el diámetro de los sonotrodos de los aparatos conocidos es de algunos milímetros, por las razones mencionadas, los sonotrodos de este tipo de aparatos resultan también rígidos y no permiten una aplicación más flexible.

Por WO95/17855 se conoce un desintegrador ultrasónico bipolar que presenta un sonotrodo con un taladro central para aspirar tejido corporal destruido o sangre.

Por WO99/15120 se conoce un desintegrador ultrasónico configurado exclusivamente para transmitir energía ultrasónica al tejido aunque no energía eléctrica.

Corresponden además al estado de la técnica los documentos US-5.312.329, WO 99/04709 A1, US-A-4.931.047, US-A-5.776.092 y US-A-5.012.797.

Lo que se pretende por lo tanto con la presente invención es proporcionar un desintegrador ultrasónico del tipo mencionado al comienzo, de accionamiento manual, que permita una elevada velocidad de destrucción con una superficie activa del sonotrodo de diámetro exterior pequeño que permita también un lavado o aspiración eficaz de fragmentos celulares y abra la posibilidad de detener térmicamente hemorragias a través de un flujo local de corriente de alta frecuencia.

Otro de los problemas de la invención consiste en ofrecer un desintegrador ultrasónico del tipo mencionado al comienzo, de accionamiento manual que per-

mita taladrar de forma eficaz, por medio de ultrasonidos, pequeños canales en el tejido muscular, aportando simultáneamente energía térmica a las zonas de los bordes del canal mediante un campo electromagnético de corriente alterna de alta frecuencia, realizándose el flujo de corriente de alta frecuencia mediante una disposición bipolar de electrodos cerca de la zona distal del sonotrodo.

El problema de la presente invención se resuelve con un desintegrador ultrasónico de accionamiento manual para eliminar tejido humano o animal, según la reivindicación 1. El término "superficie completa" se ha de entender aquí como una superficie simple continua, es decir una superficie cuyo borde exterior no presenta escotaduras ni agujeros.

Las ventajas de la invención residen en particular en el hecho de que la superficie activa del sonotrodo que incide en la tasa de destrucción es igual a la superficie completa, y en que por lo tanto el tamaño de la superficie activa definida por su contorno exterior no queda reducido por canales huecos o taladros. Además, a través del primer canal que discurre por fuera del sonotrodo se puede lavar el tejido desintegrado o aspirarlo, es decir que la función del lavado y/o aspirado se realiza a través del primer canal exterior y eventualmente también a través de un segundo canal. Además, a través de este o estos canales se pueden administrar también medicamentos u otras sustancias al tejido o en el interior del canal del tejido. El sonotrodo está dispuesto en un primer tubo cuya sección transversal es superior a la sección transversal del sonotrodo, de modo que el canal entre el primer tubo y el sonotrodo posee una sección transversal determinada previamente. La disposición anterior de sonotrodo y primer canal permite una estructura compacta del extremo distal del desintegrador ultrasónico. La desembocadura del canal rodea el sonotrodo, lo cual permite aspirar de forma eficaz el tejido desintegrado en las proximidades del sonotrodo. En la zona del extremo distal, inclusive la superficie completa, el sonotrodo forma una primera superficie de electrodo y un tubo que rodea al sonotrodo presenta una segunda superficie de electrodo. El sonotrodo está configurado él mismo como electrodo y el tubo de aspiración circundante puede estar configurado como electrodo. La primera y también la segunda superficie del electrodo se pueden conectar a una fuente de tensión eléctrica exterior. Por consiguiente la primera y la segunda superficie de electrodo forman, según una forma de realización de la invención, una disposición bipolar de electrodos que hace que las líneas de flujo generadas por las superficies de electrodo discurren de preferencia de la primera superficie a la segunda superficie de electrodo. La presente disposición bipolar de electrodos se encarga por lo tanto de que, debido a la dirección definida de las líneas de flujo, se coagule una zona de tejido exactamente delimitada localmente en las proximidades de la primera y la segunda superficies de electrodo y que por lo tanto en la zona de destrucción de tejido por ultrasonidos se puedan detener las hemorragias ulteriores con la misma punta del aparato por medio de un campo de alta frecuencia local y el flujo de corriente correspondiente.

Una configuración ventajosa de la presente invención se consigue haciendo que la superficie completa en el extremo distal del sonotrodo coincida con una superficie frontal distal plana del sonotrodo. La superficie frontal distal es la zona que en la aplicación

del desintegrador ultrasónico se coloca sobre la zona de tratamiento e introduce las ondas ultrasónicas en el tejido que se va a destruir o taladrar.

Según otra configuración ventajosa de la invención, el sonotrodo posee una sección transversal completa uniforme y está configurado como una varilla alargada. Como material para el sonotrodo se utiliza de preferencia titanio aunque también pueden resultar adecuados otros materiales compatibles con el cuerpo. Resulta ventajosa una sección transversal uniforme del sonotrodo ya que su fabricación resulta particularmente sencilla. Debido a uno o varios canales exteriores, se puede elegir un diámetro de sonotrodo particularmente pequeño, por ejemplo del orden de 0,3 a 2 milímetros. Debido a lo reducido del diámetro del sonotrodo, resulta también posible configurar un sonotrodo que sea flexible, con lo cual mejora la posibilidad de acceder a las zonas de tratamiento deseadas y el sistema se puede utilizar también en un endoscopio flexible o catéter.

Según otra forma de realización, el sonotrodo se dispone en el centro del primer tubo. La ventaja es que la zona alrededor del extremo distal del sonotrodo está sometida a una aspiración uniforme.

El sonotrodo sobresale de preferencia axialmente de la desembocadura distal del primer canal. Esto resulta ventajoso ya que la presente disposición facilita la visión de la superficie activa del sonotrodo poniéndose de relieve en su totalidad las ventajas de la invención de una máxima superficie activa con un diámetro mínimo del sonotrodo. Debido al vacío producido por la aspiración, el tejido desintegrado puede ser eliminado sin embargo de forma eficaz con el tubo de aspiración.

Según otra configuración de la invención, el sonotrodo y el primer tubo se pueden desplazar axialmente entre sí para ajustar la distancia entre la superficie frontal del sonotrodo transmisora de ondas ultrasónicas y la desembocadura del tubo.

El convertidor ultrasónico se acopla de preferencia al sonotrodo por medio de un transformador de amplitud. El transformador de amplitud cuida de que las ondas ultrasónicas transmitidas al sonotrodo tengan una amplitud suficientemente grande, adecuada para desintegrar las células que se van a eliminar. La amplitud ultrasónica se puede adaptar adecuadamente de forma ventajosa a cualquier circunstancia por medio de un generador de corriente alterna acoplado desde el exterior que activa el convertidor ultrasónico.

Según otra configuración de la invención el sonotrodo, el transformador de amplitudes y el convertidor ultrasónico se alojan en una caja en forma de varilla de la que sobresale una sección distal del sonotrodo, y el canal se hace pasar por el interior de la caja. La caja común posee conexiones para la alimentación eléctrica, para las conexiones de aspiración y/o de lavado de las bombas correspondientes. La caja está configurada de modo que el aparato se pueda utilizar y guiar fácilmente con la mano.

Según la configuración de la invención, el sonotrodo y de preferencia también el tubo del canal están constituidos por un conductor eléctrico que se puede conectar a la fuente de tensión AF. La superficie del sonotrodo y del tubo forma por lo tanto la primera y la segunda superficie de electrodo. Esta forma de realización permite una estructura no complicada del desintegrador ultrasónico, ya que la fuente de tensión AF se puede conectar directamente al tubo y al sonotrodo.

No se tiene que disponer además de ninguna superficie adicional de electrodo.

Alternativamente, el sonotrodo es de material conductor eléctrico, revestido al menos en parte con una capa aislante dieléctrica. El primer tubo está constituido, en esta forma de realización, por un material conductor que puede presentar también en su superficie interior una capa aislante dieléctrica que resulta particularmente necesaria cuando el sonotrodo no lleva ninguna capa aislante de este tipo.

Según otra configuración de la invención, el tubo está constituido por un aislante eléctrico y la segunda superficie de electrodo es un revestimiento metálico sobre el tubo. La ventaja aquí consiste en que es posible, debido al tamaño y a la forma de las superficies de electrodo, configurar la zona de coagulación en función de la zona de aplicación del desintegrador ultrasónico.

Según una forma de realización particularmente preferida de la invención se ha previsto, además del sonotrodo, un segundo canal que discurre además a lo largo del electrodo. El primer canal y/o el segundo canal se pueden disponer en una zona prevista en la periferie del sonotrodo; discurren paralelamente al sonotrodo y pasan a continuación a través de la caja del desintegrador de ultrasonido y se pueden conectar a bombas exteriores (no representadas) que utilizan uno de los canales como aspiración y el otro como canal de lavado. Para realizar el segundo canal se puede disponer también, concéntricamente al primer tubo, un segundo tubo que constituye el segundo canal con sección transversal anular, que rodea el primer tubo. El segundo tubo termina de preferencia a cierta distancia del extremo distal del primer tubo.

Para generar canales finos en el tejido muscular para la revascularización transmiodial (TMR) del corazón, es posible colocar sobre el tejido muscular, según otra configuración, el tubo exterior que presenta aquí una configuración plana o abombada en el extremo distal. Esta parte del instrumento que rodea el sonotrodo puede tener forma tubular y encerrar completamente el sonotrodo o ser abierta, en forma de cubeta. Empujando hacia adelante el sonotrodo que se encuentra en el interior, por medio de mecanismo de accionamiento en la empuñadura y activando el generador ultrasónico así como el generador AF, se pueden taladrar canales finos en el tejido muscular utilizando el sonotrodo AF de campo electromagnético alterno de alta frecuencia local. Con el ultrasonido y el campo AF se genera una amplitud de presión así como una aportación térmica en el canal que se va formando en el tejido muscular, iniciándose por lo tanto una nueva formación de vasos.

En la figura se representa unos ejemplos ventajosos de realización de la invención que se describen a continuación con más detalle.

La figura 1 muestra un desintegrador ultrasónico según un primer ejemplo de realización; y

La figura 2 presenta una vista ampliada del sonotrodo, el canal de aspiración y el canal de lavado de un desintegrador ultrasónico según un segundo ejemplo de realización.

La figura 3 muestra una representación ampliada del extremo distal del sonotrodo según un tercer ejemplo de realización.

La figura 1 muestra un primer ejemplo de realización de un desintegrador ultrasónico I de accionamiento manual. Lo que se representa es una caja 14

prácticamente cilíndrica con una sección distal en forma de cono 16. La pared de la caja 18 se supone transparente para que se pueda ver el interior 20 de la caja 14. Respecto del eje longitudinal 15 de la caja 14 se ha dispuesto un convertidor ultrasónico 6 y un transformador de amplitud 12. La zona distal del transformador de amplitudes 12 está unida con el sonotrodo 2. El convertidor ultrasónico 6 se encuentra entre un transformador de amplitudes 12 y el extremo proximal 22 de la caja 14. El convertidor ultrasónico 6 está acoplado al transformador de amplitudes 12 y sujeto a la caja 14. Un generador de corriente eléctrica alterna que se puede conectar al aparato (no representado) alimenta al convertidor ultrasónico 6 con la tensión y la corriente alterna necesaria para activar el convertidor ultrasónico 6 que emite las ondas ultrasónicas. Desde fuera se pueden conectar al aparato unas bombas de aspiración y de lavado (no representado) así como eventualmente otras fuentes de alimentación eléctrica para funciones adicionales.

La sección en forma de cono 16 de la caja 14 se transforma distalmente en un tubo 10 cuyo eje longitudinal coincide con el eje longitudinal 15 de la caja 14. De la abertura distal del tubo 10 sobresale el sonotrodo 2. El sonotrodo 2 cilíndrico está dispuesto en el centro de la sección transversal del tubo 10. La superficie frontal 4 del sonotrodo 2 posee un contorno periférico circular; el sonotrodo 2 posee la forma de un cilindro circular delgado cuyo eje longitudinal está alineado con el eje longitudinal 15 de la caja 14. Alternativamente el eje longitudinal del sonotrodo 2 puede formar cierto ángulo con el eje longitudinal 15 de la caja 14. La sección transversal completa del cilindro circular forma en el extremo distal la superficie activa del sonotrodo 2. El sonotrodo 2 posee de preferencia una longitud múltiplo de la semi-longitud de onda ( $\lambda/2$ ) de las ondas ultrasónicas activadas para permitir una elevada aportación de potencia ultrasónica en el tejido. El sonotrodo 2 posee una sección transversal pequeña y está hecho de preferencia a base de material flexible. El tubo 10 que rodea a cierta distancia el sonotrodo y forma alrededor del electrodo un canal 6 está acortado en el extremo distal respecto del sonotrodo 2 de modo que la punta distal del aparato en el que se realiza la destrucción de tejido solo está formada por el sonotrodo.

El espacio comprendido entre el sonotrodo 2 y el tubo 10 forma la zona distal de un canal 8 que discurre por la caja 14. El canal 8 se conecta a una bomba de vacío (no mostrada) para aspirar tejido destruido. El canal 8 se puede utilizar para aspirar así como para lavar tejido en la zona de tratamiento. El canal 8 se puede utilizar además para lavar y aspirar alternativamente.

El sonotrodo está constituido por un material macizo adecuado para transmitir onda ultrasónicas. El espacio hueco anular entre el sonotrodo 2 y el tubo 10 forma la desembocadura del canal 8. El sonotrodo 2 se puede desplazar a lo largo de su eje longitudinal y sobresale entonces más o menos de la desembocadura del canal 8. Alternativamente, el sonotrodo no se puede desplazar y lo que se puede desplazar entonces es el tubo 10 para adaptar la desembocadura del canal a las necesidades de la zona de tratamiento correspondiente. Las ondas sonoras a aplicar son transmitidas por la superficie frontal 4 del sonotrodo 10 al interior del tejido a tratar.

En el presente ejemplo de realización, el sonotro-

do 2 forma un primer electrodo y el tubo 10 un segundo electrodo. El sonotrodo 2 y el tubo 10 son por lo tanto de material conductor y se conectan a una fuente de tensión AF (no mostrada). Como el sonotrodo 2 y el tubo 10 se pueden desplazar entre sí con un ajuste de este tipo, no solamente se puede graduar adecuadamente la desembocadura del canal sino también la forma del campo electromagnético alterno entre los dos electrodos y por consiguiente la zona de coagulación correspondiente.

La figura 2 muestra una vista ampliada de un sonotrodo 2 rodeado por dos canales exteriores, por ejemplo un canal de aspiración 24 y un canal de lavado 26. El sonotrodo 2 cilíndrico sobresale nuevamente de la desembocadura distal de un tubo 10. El eje longitudinal 3 del sonotrodo cilíndrico 2 descansa sobre el eje longitudinal del tubo 10 y la superficie frontal en forma de disco cilíndrico 4 del sonotrodo 2 forma la superficie activa del sonotrodo 2. El espacio entre el sonotrodo 2 y el tubo 10 forma la desembocadura de un canal de aspiración 24, es decir del canal que se utiliza para aspirar fragmentos celulares. El canal de aspiración 24 pasa por el interior de la caja 14 hasta un manguito de empalme proximal al que se pueden conectar dispositivos de aspiración adecuados. Otro tubo 30 rodea el tubo 10 con el sonotrodo 2, de modo que sobresale de la desembocadura del tubo 30 un tramo longitudinal distal del tubo 10 y del sonotrodo 2.

El espacio entre el tubo 30 y el tubo 10 forma la sección distal de un canal de lavado 26, es decir de un canal que se utiliza para aportar líquido de lavado a las proximidades del sonotrodo 2. El canal de lavado 26 pasa también por la caja 14.

La figura 3 muestra una representación ampliada del sonotrodo 2 de otra forma de realización, en la que solo se representa el extremo distal del aparato. El sonotrodo 2 está dispuesto asimismo en el centro del tubo 10 en esta forma de realización. La pared del tubo 10 hacia el extremo distal ha sido rota en una sección periférica dada, por ejemplo 180° y posee por lo tanto una sección transversal prácticamente semicircular. En los bordes axiales de la sección tubular restante lo se han previsto unas guías 48, en las cuales se alojan unos resortes espirales 50 cuyo extremo distal está en contacto con una zona distal de la pared 6 desplazable. La sección distal de la pared 60 del tubo 10 se puede desplazar venciendo la pre-tensión del resorte de compresión 50 en las guías axiales 48 del tubo 10, de modo que el sonotrodo, al actuar el ultrasonido pueda penetrar en el tejido circundante y, al presionar el usuario desplace la sección desplazable de la pared 60 del tubo 10 axialmente en sentido proximal.

Empujando hacia delante de forma definida el sonotrodo interior 2 mediante un mecanismo de accionamiento y activando simultáneamente el ultrasonido así como el generador AF, se pueden taladrar canales finos en el tejido circundante utilizando el sonotrodo con campo electromagnético alterno. Debido a la aportación energética mediante el sonotrodo y/o la aplicación de energía bipolar AF, se realiza también una aportación térmica en la pared del canal que puede iniciar una nueva formación de vasos.

Para que la forma de realización representada en la figura 3 de la invención pueda funcionar de forma bipolar con un campo de tensión alterna AF, el sonotrodo 2 está conectado a un generador exterior AF, el

contraelectrodo correspondiente 70 está configurado en el borde frontal de la pared tubular distal desplaza-

ble 60 y se apoya desde el exterior sobre el tejido en el que el sonotrodo tiene que generar un canal fino.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

## REIVINDICACIONES

1. Desintegrador ultrasónico de accionamiento manual para eliminar tejido humano o animal, con un sonotrodo (2) para transmitir ondas ultrasónicas en su extremo distal (4) al tejido, sonotrodo (2) que está rodeado por un primer tubo (10) que forma un primer canal (8) entre él mismo y el sonotrodo (2), sonotrodo (2) hecho a base de material conductor eléctrico, presentando el primer tubo (10) una segunda superficie de electrodo,

un convertidor ultrasónico (6) que se puede acoplar al sonotrodo (2) mediante un transformador de amplitud (12), y

un primer canal (8) que discurre a lo largo del sonotrodo (2) para limpiar o aspirar el tejido desintegrado y/o eliminado,

**caracterizado** porque el extremo distal del sonotrodo (2) presenta una superficie completa para transmitir las ondas ultrasónicas al tejido, que no comprende ninguna escotadura y el sonotrodo forma en la zona de su extremo distal, inclusive la superficie completa, una primera superficie de electrodo y porque la primera y la segunda superficie de electrodo se pueden conectar a una fuente de alimentación exterior de AF eléctrica.

2. Desintegrador ultrasónico según la reivindicación 1, **caracterizado** porque la superficie completa coincide en el extremo distal del sonotrodo (2) con la superficie frontal distal (4) del sonotrodo (2).

3. Desintegrador ultrasónico según la reivindicación 1 o 2, **caracterizado** porque el sonotrodo (2) posee una sección transversal completa uniforme y una longitud prácticamente igual a  $n \times \text{Lambda}/2$ , donde Lambda es la longitud de onda de las ondas ultrasónicas generadas y  $n = 1, 2, 3, \dots$

4. Desintegrador ultrasónico según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el sonotrodo (2) está dispuesto, centrado, en el primer tubo (10).

5. Desintegrador ultrasónico según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** porque el sonotrodo (2) sobresale axialmente del extremo distal del primer tubo (10) un segmento longitudinal dado.

6. Desintegrador ultrasónico según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** porque el sonotrodo (2) y el primer tubo (8) pueden desplazarse axialmente entre sí.

7. Desintegrador ultrasónico según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** por un segundo canal (26) que discurre por fuera y a lo largo del sonotrodo (2).

8. Desintegrador ultrasónico según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** porque el primer canal (8; 24) y/o el segundo canal (26) está dispuesto en un lugar predeterminado en la periferie del sonotrodo (2) y discurre paralelamente al sonotrodo (2).

9. Desintegrador ultrasónico según la reivindicación 7, **caracterizado** porque el segundo canal (26) está dispuesto en un lugar predeterminado en el perímetro exterior del primer tubo (10) y discurre

paralelamente al sonotrodo (2).

10. Desintegrador ultrasónico según la reivindicación 7, **caracterizado** porque concéntricamente alrededor del primer tubo (10) se ha dispuesto un segundo tubo (30), que forma el segundo canal (26) con sección transversal anular, que discurre en el sentido longitudinal del sonotrodo (2).

11. Desintegrador ultrasónico según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** porque el extremo proximal del sonotrodo (2), el transformador de amplitudes (12) y el convertidor ultrasónico (6) están alojados en una caja (14) y el primer canal (8) pasa a través de la caja (14).

12. Desintegrador ultrasónico según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** porque el primero y el segundo tubos (10, 30) están constituidos por un conductor eléctrico que se puede conectar a una fuente de tensión AF eléctrica exterior.

13. Desintegrador ultrasónico según una de las reivindicaciones anteriores 1 a 11, **caracterizado** porque el primero y/o el segundo tubo (10) está constituido por un aislador eléctrico y la segunda superficie del electrodo es un revestimiento metálico sobre el primero o el segundo tubo (10, 30).

14. Desintegrador ultrasónico según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** porque el sonotrodo (2) está revestido por lo menos en ciertas zonas con una capa aislante dieléctrica.

15. Desintegrador ultrasónico según la reivindicación 12, **caracterizado** porque el primer tubo (10) y/o el segundo tubo (30) y en la superficie interior están provistos de una capa de aislante dieléctrico.

16. Desintegrador ultrasónico según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** porque el sonotrodo (2) y el primero tubo (10) así como eventualmente el segundo tubo (30) están constituidos por un material elástico.

17. Desintegrador ultrasónico según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** porque el sonotrodo (2) y el primer tubo (10) así como eventualmente el segundo tubo (30) se pueden sujetar de forma intercambiable al instrumento.

18. Desintegrador ultrasónico según una de las reivindicaciones 1 a 7, **caracterizado** porque la pared del primer tubo (10) en el extremo distal del tubo está parcialmente rota y se ha quitado.

19. Desintegrador ultrasónico según la reivindicación 18, **caracterizado** porque en la pared del primer tubo, en el extremo distal del mismo se ha roto y quitado una sección periférica.

20. Desintegrador ultrasónico según la reivindicación 18 o 19, **caracterizado** porque el primero tubo axial (10) y el sonotrodo (2) se pueden desplazar axialmente bajo la acción de una pre-tensión elástica.

21. Desintegrador ultrasónico según la reivindicación 20, **caracterizado** porque el extremo distal (60) del primer tubo (10), cuya pared ha sido rota parcialmente en su perímetro y quitada, se puede desplazar axialmente bajo pre-tensión elástica contra una sección tubular (10a) proximal limitrofe.

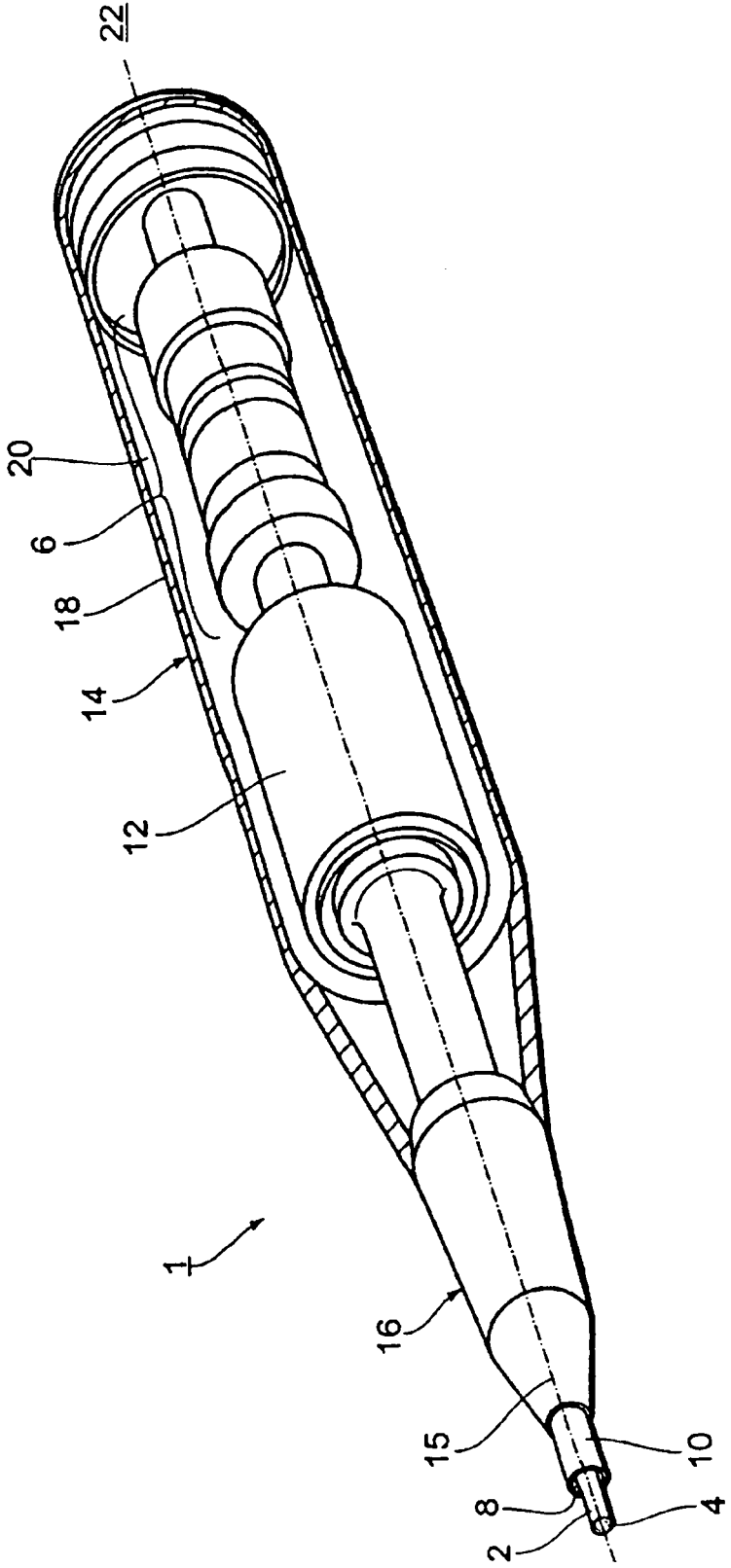


Fig. 1

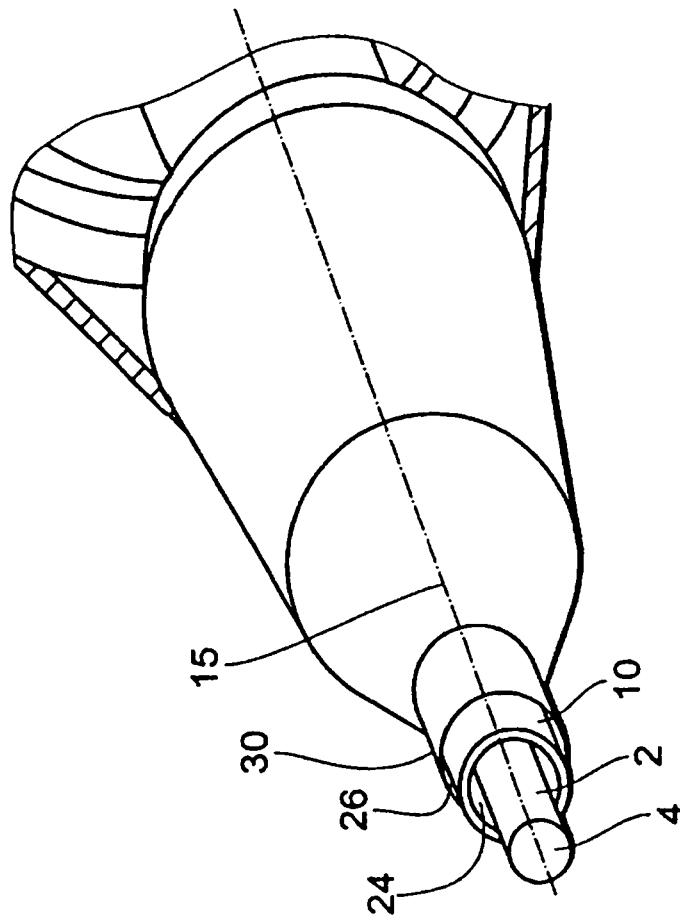


Fig. 2

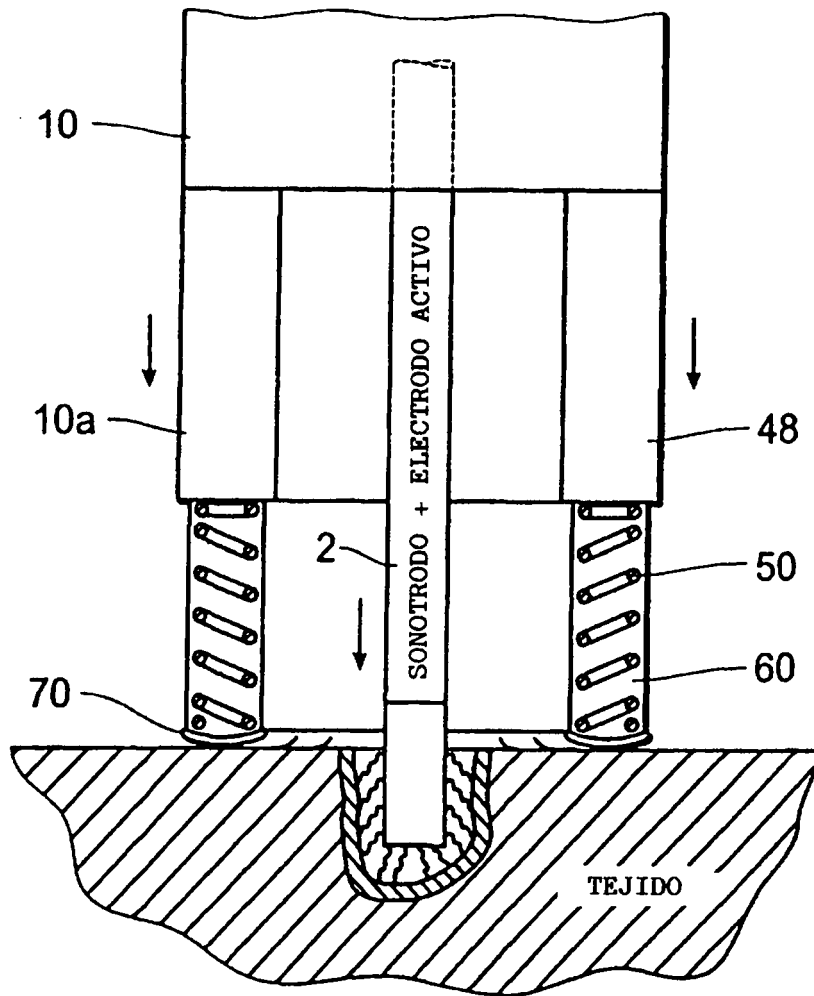


Fig. 3