

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 526 531**

51 Int. Cl.:

A61B 18/22 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **31.01.1996 E 04077257 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.11.2014 EP 1495735**

54 Título: **Aparato de extracción de vello usando pulsos ópticos**

30 Prioridad:

01.02.1995 US 382122
30.01.1996 US 593565

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
13.01.2015

73 Titular/es:

THE GENERAL HOSPITAL CORPORATION
(100.0%)
55 FRUIT STREET
BOSTON, MA 02110-2214, US

72 Inventor/es:

ANDERSON, R. ROX;
FARINELLI, WILLIAM y
GROSSMAN, MELANIE

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 526 531 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

Aparato de extracción de vello usando pulsos ópticos

5 Antecedentes

Esta invención se refiere a un aparato para depilación usando radiación óptica.

10 El exceso de vello (hipertriosis) y/o el vello indeseado son problemas dermatológicos y cosméticos comunes, y pueden ser producidos por herencia, malignidad o enfermedades endocrinológicas, por ejemplo hirsutismo (es decir, exceso de vello debido a hormonas tal como andrógenos). El vello se puede quitar temporalmente usando varias técnicas incluyendo depilación con cera, cremas depilatorias, y, naturalmente, afeitado. Alternativamente, el vello se puede quitar más permanentemente usando electrólisis; este proceso consiste en la introducción de una aguja de transporte de corriente en cada folículo capilar, y con frecuencia es doloroso, ineficiente y lento.

15 También se han usado métodos de base óptica, tal como el uso de luz láser, para extracción del vello. US-A-4 388 924, por ejemplo, describe la irradiación de folículos individuales del vello usando un láser; en este método, el calentamiento de la sección de la raíz del pelo produce coagulación en vasos sanguíneos locales, dando lugar a destrucción del folículo y así a la extracción del pelo. Las técnicas relacionadas, tales como las descritas en US-A-5 226 907, implican la destrucción del folículo aplicando primero una sustancia fotoabsorbente a la región de interés, migrando la sustancia fotoabsorbente al menos parcialmente al folículo, quitar la sustancia fotoabsorbente excedente, e irradiar posteriormente la región para calentar la sustancia y por ello el folículo para producir la destrucción del folículo.

25 Las técnicas anteriores de la técnica anterior tienen varias limitaciones. Primera: las técnicas para irradiar un folículo capilar individual son lentas y por lo tanto generalmente no son prácticas para quitar pelos distintos de una región muy pequeña o de una región en la que hay pocos pelos. El procedimiento también puede ser doloroso, en particular si se introduce un elemento en forma de aguja en el folículo capilar para facilitar que la energía luminosa llegue al bulbo y la raíz o papila, partes del folículo capilar que deben ser destruidas para evitar que el pelo vuelva a crecer. Donde la fuente de irradiación no se introduce en el folículo, es difícil llevar a las porciones requeridas del folículo una energía suficiente que dé lugar a su destrucción sin producir también daño significativo en el tejido circundante y sin producir así dolor y lesión al paciente.

35 Aunque la técnica de esta última patente es ventajosa porque permite quitar simultáneamente varios pelos en una región dada, es difícil con esta técnica llevar la sustancia fotoabsorbente o cromóforo a una profundidad suficiente en el folículo para llevar a cabo la destrucción de la papila. Además, esta técnica da lugar a que se aplique energía sustancial y a que sea absorbida por la epidermis y otras capas superficiales en la región tratada, llegando una energía considerablemente reducida a la raíz o papila del folículo. Por lo tanto, la destrucción total del folículo, y por lo tanto la depilación permanente, o al menos a largo plazo, es difícil de lograr en particular sin riesgo de dañar la epidermis y otras capas de la piel dentro de la región.

45 En el artículo "Laser Injury in Skin" por J. G. Kuhns y colaboradores. En Laboratory Investigations, Vol.17, Número 1, 1967, pp. 1-13, se reportan los efectos de la radiación láser de rubí sin conmutación Q en folículos pilosos de piel de cerdo. Se usó una longitud de onda de 695 nm con una duración de pulso de 2 ms a una fluencia de 400 J/cm², administrándose el haz sobre la piel a través de un agujero. Los folículos tratados presentaron cavidades de vapor y encogimiento del epitelio folicular en zonas quemadas, mientras que las estructuras adyacentes permanecieron inalteradas.

50 Por lo tanto, se necesita un aparato mejorado para llevar a cabo depilación que facilite que la energía óptica llegue al bulbo y base o raíz de los folículos del vello en una región a la vez que se minimiza el daño de la epidermis en la región, minimizando por ello la incomodidad de paciente y los posibles efectos colaterales adversos del tratamiento.

Resumen de la invención

55 La presente invención proporciona un aparato para la extracción simultánea de una pluralidad de pelos de una región de la piel, estando cada vello en un folículo que se extiende a la piel desde una superficie, como el definido en la reivindicación 1. Se definen realizaciones preferidas en las reivindicaciones dependientes y se ilustrarán mejor en la descripción y los dibujos siguientes.

60 Breve descripción de los dibujos

La invención se describirá mejor, a modo de ejemplo con referencia a los dibujos, en los que:

65 La figura 1 es una vista en perspectiva de un dispositivo de depilación basado en láser según la invención.

Las figuras 2A y 2B son vistas en sección transversal de una unidad irradiante o aplicador adecuado para uso con

un dispositivo de extracción de vello de la invención, recibiendo el aplicador, respectivamente, luz de una fibra óptica o haz de fibra óptica, y de un conjunto de espejo.

5 Las figuras 3A, 3B, y 3C son, respectivamente, una vista en sección transversal ampliada del dispositivo de contacto de la unidad irradiante en contacto directo con una región de la piel que tiene pelo, una vista en sección transversal cortada que representa los campos ópticos retrodispersados en el dispositivo de contacto/región interfacial de la epidermis, y una vista en sección transversal cortada que representa el transporte térmico en la región interfacial.

10 La figura 4 es un gráfico que muestra el espectro de absorción óptica de melanina, hemoglobina, hemoglobina oxigenada y agua.

Las figuras 5A y 5B muestran, respectivamente, los perfiles de tiempo y espacial y el campo óptico preferido usado durante el proceso de depilación.

15 La figura 6 es un gráfico de la intensidad óptica generada por ordenador en función de la profundidad de la piel para diferentes campos ópticos.

20 La figura 7 es una fotografía mostrando regiones de la piel de un paciente tres meses después de ser tratado según el método de depilación de la invención.

Las figuras 8A, 8B y 8C son trazas osciloscópicas que muestran, después de la irradiación, las respuestas de temperatura dependientes del tiempo, respectivamente, de pelo negro seco, pelo negro húmedo, y piel viva que rodea la muestra de pelo negro.

25 La figura 9 es un gráfico que muestra el aumento de temperatura en función de la energía de pulso de láser para muestras de pelo seco (DH), pelo húmedo (WH), y piel (S) de ocho pacientes diferentes.

30 La figura 10A es una vista en sección transversal parcial de un aplicador de la invención que se usa para llevar a la práctica una realización alternativa de la invención donde la depilación y el llenado de folículos vacíos con un cromóforo se realizan antes de la irradiación.

Y la figura 10B es una vista en sección transversal de un aplicador según otra realización alternativa que se usa para depilación.

35 Descripción detallada

Con referencia a la figura 1, un sistema de depilación ejemplar basado en láser 10 incluye una fuente de luz 12, que puede incluir, por ejemplo, uno o varios láseres para generar el campo irradiante. La fuente de luz 12 puede estar acoplada ópticamente a una serie de dispositivos ópticos de manipulación de haz 14 que, a su vez, pueden estar acoplados mediante un cable de fibra óptica 16 (u otro dispositivo de fibra óptica) a la unidad irradiante o aplicador 18. Durante la terapia de depilación, la fuente de luz es alimentada por una fuente de voltaje y corriente 19, y suministra un haz de luz mediante la óptica 14 y la óptica de fibra 16 a la unidad irradiante o aplicador 18. El campo es suministrado posteriormente a una región 20 de un paciente 22 (colocado, por ejemplo, sobre una mesa 25, una silla, u otro elemento de colocación adecuado dependiendo de la posición de la región 20 en el cuerpo del paciente) dando lugar a la depilación de la región 20. Una vez tratada la región deseada, la unidad irradiante se puede mover fácilmente a lo largo del paciente 22, como se indica con flechas 27, y usar para tratar regiones siguientes.

50 Las propiedades espaciales y temporales del campo óptico determinan la eficacia del proceso de depilación, y algunas de estas propiedades se pueden regular, si se desea, usando una serie de controles 24, 26, 28 situados en varios componentes del sistema de depilación 10. Por ejemplo, usando controles 24 situados en la fuente de alimentación, la intensidad óptica y la tasa de repetición de pulsos del campo irradiante se puede controlar regulando parámetros tales como el voltaje, la corriente, y velocidad de conmutación de la fuente de alimentación láser. Otras propiedades del campo, tales como la longitud de onda y la duración de pulso, se pueden variar por controles 26 que ajustan componentes (por ejemplo, retículos, posiciones de espejos o filtros, obturadores, o medios de formación de pulsos) de la fuente de luz 12; sin embargo, la longitud de onda no se regularía en las realizaciones preferidas. Igualmente, se puede usar controles 28 para regular la óptica modulante 14, dando lugar a control de propiedades tales como la calidad de modo, diámetro del haz, y acoplamiento del campo irradiante a la óptica de fibras 16. Todos los controles se pueden regular con la mano; y el sistema también puede ser operado (es decir, el láser se puede activar) con la mano o, alternativamente, utilizando un pedal 30 conectado al sistema 10.

60 En realizaciones alternativas, la fuente de luz, la óptica de acoplamiento, y la unidad de irradiación pueden estar incluidas en un solo dispositivo de mano. En este caso, la fuente de luz es preferiblemente una red de láseres diodo acoplados directamente a la unidad irradiante, y es alimentada por una fuente de alimentación externa pequeña. La naturaleza compacta de este tipo de sistema óptico permite un dispositivo maniobrable más controlable, y elimina adicionalmente la necesidad de sistemas de distribución de fibra óptica.

65

Para destruir efectivamente los folículos irradiados del vello sin producir daño a la piel circundante, el campo de luz suministrado por el sistema 10 y la unidad irradiante 18 está diseñado para maximizar la cantidad de calor fotoinducido depositado en los folículos del vello, reduciendo al mismo tiempo el grado de lesión producido en la piel circundante. Se prefiere, por ejemplo, suministrar suficiente energía óptica a varias regiones "deseadas" en el folículo capilar; la radiación suministrada a estas regiones da lugar a la destrucción completa y localizada de los folículos.

Antes del tratamiento, la región a tratar se puede rasurar para facilitar la irradiación de los folículos. Alternativamente, como se explicará más adelante, los pelos de la región pueden ser depilados y se puede aplicar un cromóforo a la región 20, cromóforo que migra a los folículos vacíos. El cromóforo excedente se puede quitar después de la superficie de la piel antes de la irradiación.

Antes del tratamiento, también se puede inyectar localmente o aplicar un anestésico a la superficie de la piel, y después del tratamiento, los pacientes pueden ser tratados con pomadas antibióticas tópicas.

Estructura mecánica

Con referencia ahora a las figuras 2A y 2B, el aplicador o unidad irradiante 18 del sistema de depilación permite la distribución del campo irradiante 38 a folículos del vello 40 situados en la región 20. Como se representa en la figura 2A, el campo 38 se puede suministrar a la unidad irradiante 18 usando un cable de fibra óptica 16 (u otro dispositivo de fibra óptica) conteniendo una o varias fibras o haces de fibra óptica. En este caso, después de salir de la guía de onda, el campo 38 se dispersa típicamente espacialmente, y se recoge preferiblemente y colima aproximadamente usando una lente plano-convexa 42. Alternativamente, como se representa en la figura 2B, el campo se puede suministrar a la unidad irradiante usando, por ejemplo, uno o varios espejos reflectores 44. Esto permite que el campo 38 sea colimado aproximadamente antes de chocar en la lente 42. Dependiendo de la longitud focal de la lente 42 y la calidad de modo del campo irradiante, el campo se condensa preferiblemente usando, por ejemplo, una lente plano-convexa como se representa en la figura. Después de pasar por esta óptica, el haz choca después en una lente o dispositivo de contacto 46 que se pone en contacto con la región de la piel 20. Las propiedades ópticas y mecánicas del dispositivo de contacto 46 se eligen para permitir el acoplamiento eficiente de la radiación óptica a la región de la piel (dando lugar a un campo suministrado 38) y las propiedades térmicas del dispositivo de contacto se eligen para permitir el acoplamiento eficiente de calor de la región de la piel. Una vez suministrado, el campo se utiliza para irradiar, calentar, y posteriormente destruir los folículos del vello 40. El dispositivo de contacto 46, además, se utiliza para acoplar luz y calentar la capa de recubrimiento superficial (es decir, la epidermis) de la región irradiada. Esto permite que el pigmento fotoabsorbente (es decir, melanina) contenido dentro de la parte profunda de los folículos del vello sea irradiado y calentado selectivamente, permitiendo la destrucción permanente del folículo, al mismo tiempo que la energía óptica y térmica potencialmente nociva se saca simultáneamente de las capas superficiales subyacentes. Así, se puede destruir múltiples folículos del vello, quitando permanentemente vello de la región de la piel sin producir dolor o lesión sustanciales al paciente. Los folículos destruidos son expulsados en último término por el cuerpo.

La lente 42 y el dispositivo de contacto 46 están dispuestos preferiblemente en una caja 48 conteniendo orificios de entrada 50 y de salida 52 para que entren y salgan fluidos tales como agua de refrigeración y gas puro (es decir, nitrógeno para evitar la condensación en la lente); se puede usar fluidos, por ejemplo, para enfriar el dispositivo de contacto 46, que, a su vez, enfría la superficie de la piel. Alternativamente, la caja 48 puede incluir un refrigerador controlado eléctricamente para realizar el control exacto de la temperatura del dispositivo de contacto 46. Preferiblemente, cuando se utilizan medios de enfriamiento, la temperatura de la capa superficial o epidermis de la piel se reduce a entre 4-15°C. Además, en este caso, se prefiere dejar pasar un período de tiempo breve (por ejemplo, aproximadamente 1 segundo) antes de la irradiación para garantizar que la epidermis se haya enfriado adecuadamente. Se puede usar una caja externa 39, como se indica en la figura 2B con la línea de trazos, o una caja de acoplamiento de fibra 37, como se representa en la figura 2A, para conectar los medios de suministro de luz a la caja 48.

Con referencia ahora a la figura 3A, el dispositivo de contacto 46 recibe preferiblemente la forma de una lente conformada para converger el campo irradiante, preferiblemente cerca de la base de los folículos del vello 40. Para converger luz, el dispositivo de contacto debe ser ópticamente transparente a la longitud de onda irradiante, y tiene preferiblemente una forma de lente biconvexa o plano-convexa, preferiblemente con un número f inferior o igual a f/1,0, y una longitud focal de entre aproximadamente 0,5 y 2 cm. El control sobre la forma superficial del dispositivo de contacto permite que el campo de luz convergida 38' irradie simultáneamente varias porciones deseadas del folículo capilar, dando lugar a una destrucción eficiente. Típicamente, cada tallo piloso irradiado tiene un diámetro de aproximadamente 75 µm, teniendo todo el folículo un diámetro de aproximadamente 200 µm. Después de pasar por el dispositivo de contacto 46, el campo de luz 38' converge preferiblemente mediante la epidermis 56 de la capa de recubrimiento (que tiene un grosor, por ejemplo, de aproximadamente 0,1 mm) y se condensa en la dermis 58 cerca de las papilas 54 de los folículos 40. Dado que el grosor dérmico varía en gran medida en el cuerpo, las papilas pueden ser superficiales (como, por ejemplo, en los párpados y el escroto), pero para la mayoría de las zonas de interés (por ejemplo, la cara, axilas, y piernas) las papilas están situadas a profundidades de aproximadamente 4 a 7 mm debajo de la superficie epidérmica. A unas pocas décimas de un milímetro debajo de las papilas hay fascículos

neurovasculares 60 que satisfacen las necesidades metabólicas y otras de una matriz pilosa, la región de células queratinizantes de crecimiento rápido, situadas en la papila, que producen el tallo piloso 55. La matriz, la papila, y el fascículo vascular correspondiente, así como el bulbo cerca del centro del folículo, representan los blancos foliculares a irradiar/destruir. Preferiblemente, durante la irradiación de estas regiones, el campo se pulsa, manteniéndose la duración de pulso de la irradiación corta de manera que el daño se localice en una pequeña región de la dermis (típicamente dentro de aproximadamente 0,2 mm) que rodea cada folículo según los principios de la fototermólisis selectiva. La extensión del daño es preferiblemente muy inferior a la mitad de la distancia entre folículos contiguos (típicamente entre 1 y 4 mm); si es considerablemente mayor, la lesión fotoinducida puede dar lugar a una quemadura de tercer grado.

Además de realizar una función de convergencia de luz, un dispositivo de contacto 46 que tiene una superficie de forma convexa 62 permite la compresión eficiente de la piel durante el contacto. La compresión de la dermis 58 situada cerca de la superficie 62 del dispositivo de contacto disminuye la distancia entre esta región y las papilas; dependiendo de la fuerza aplicada, la distancia se puede disminuir hasta varios milímetros. Dado que el campo de radiación 38' se dispersa y atenúa correspondientemente durante la propagación a través de la dermis, la compresión de la piel da lugar a llevar más luz a las porciones profundas de los folículos del vello para un calentamiento fotoinducido más eficiente de la papila. Además, la compresión de la dermis por el dispositivo de contacto usando una presión mayor que la presión sanguínea del paciente expulsa sangre fotoabsorbente de la región irradiada (lo que se indica durante el tratamiento por palidez de la piel en la región presurizada). Esto reduce la absorción del campo óptico, dando lugar a una distribución más eficiente de luz a las regiones foliculares deseadas. La presión aplicada usando un dispositivo de contacto que tiene una superficie convexa da lugar a un desplazamiento relativamente uniforme de sangre de la región de la piel. Por lo tanto, un dispositivo de contacto que tiene esta forma es preferible a un dispositivo plano, que tiende a producir regiones que tienen porciones centrales que no están totalmente libres de sangre.

En realizaciones alternativas, el dispositivo de contacto puede estar montado en la caja en forma de empuje por muelle de manera que pueda ser empujado contra la superficie de la piel con una presión ajustable. Además, en esta realización, el mecanismo de muelle se puede unir a un sensor y dispositivo de lectura de manera que la presión exacta aplicada a la superficie de la piel pueda ser supervisada y/o controlada con precisión.

Cuando se empuja contra la piel, el dispositivo de contacto 46 permite acoplar la radiación óptica a y de la epidermis. Con referencia ahora a la figura 3B, el índice de refracción (n_{CD}) del dispositivo de contacto 46 deberá concordar aproximadamente con el de la epidermis 56 (n_{EP}), que es aproximadamente 1,55. Dado que la luz que avanza desde un medio refractor (es decir, el dispositivo de contacto) a otro (la epidermis) se refleja en la interfaz 57 que separa las dos regiones una cantidad relacionada con el cuadrado de la diferencia del índice de refracción, la casi adaptación del índice permite el acoplamiento eficiente del campo irradiante a la piel. Así, un dispositivo de contacto compuesto de un material que tiene un índice de refracción cerca de 1,5 o algo mayor permite que el campo irradiante incidente experimente reflexiones mínimas (indicadas en la figura por la flecha 64) en la interfaz epidermis/dispositivo de contacto 57. Igualmente, como se indica en la figura con las flechas 66, los campos ópticos dentro de la dermis son retrodispersados hacia la epidermis debido a reflectancia difusa. Estos campos retrodispersados contribuyen a calentamiento epidérmico indeseado, y se acoplan fácilmente de la piel usando el dispositivo de contacto de índice adaptado 46. Esto permite la minimización del daño fotoinducido de la epidermis 56, permitiendo al mismo tiempo la irradiación efectiva de los lugares foliculares deseados dentro de la dermis. En las realizaciones preferidas, para ser de índice sustancialmente adaptado, el dispositivo de contacto se forma preferiblemente de un material de alta densidad tal como zafiro ($n_{CP} = 1,7$), sílice fundida ($n_{CP} = 1,5$), o vidrios o plásticos similares ópticamente transparentes. Para proporcionar un campo convergente que entra en la piel y tener la forma convexa del dispositivo de contacto como se representa, es ventajoso utilizar zafiro, cuyo índice ligeramente más alto facilita la convergencia deseada del campo.

Con referencia ahora a la figura 3C, para alejar calor de la epidermis, se prefiere además que el dispositivo de contacto 46 esté compuesto de un material que tenga una alta conductividad térmica (K_{CP}) similar a la de la piel. Esto permite la transferencia eficiente de calor (indicada en la figura con las flechas 68) de la epidermis 56, a través de la interfaz dispositivo de contacto/epidermis 57, y al dispositivo de contacto 46. Una alta conductividad térmica, además, es necesaria para minimizar los efectos de calentamiento local que se pueden producir en la interfaz 57, reduciendo por ello la posibilidad de daño o lesión inducido térmicamente de la epidermis irradiada. Como se explicará más adelante, esto es especialmente importante cuando se enfría el dispositivo de contacto. Idealmente, las propiedades térmicas del dispositivo de contacto y el tiempo que el dispositivo de contacto se aplica a la piel antes de comenzar la irradiación, permite la minimización del calentamiento cerca de la epidermis, pero tienen poco efecto en el calor depositado cerca de las papilas del folículo capilar (representadas en la figura como la región 70). Los materiales que tienen altas conductividades térmicas incluyen zafiro ($K_{CD} = 0,083 \text{ cal s}^{-1} \text{ cm}^{-2} \text{ }^\circ\text{C cm}^{-1}$ a lo largo del eje C a 30°C), sílice fundida ($K_{CD} = 0,026 \text{ cal s}^{-1} \text{ cm}^{-2} \text{ }^\circ\text{C cm}^{-1}$ a lo largo del eje C a 30°C), así como otros vidrios y plásticos de alta densidad.

Además, para mejorar las propiedades ópticas (es decir, transmisión de luz retrodispersada) y térmicas (es decir, conducción calorífica) en la interfaz dispositivo de contacto/epidermis 57, es deseable aplicar a la piel un líquido o emoliente tópico, tal como una loción, agua, alcohol, o aceite, que tiene un índice de refracción similar al del

dispositivo de contacto 46 y la epidermis. Por ejemplo, la aplicación de un aceite que tiene un índice de refracción entre el de la epidermis ($n = 1,55$) y zafiro ($n = 1,7$) minimiza los efectos de reflexión óptica en la interfaz, permitiendo por ello una transferencia de luz más eficiente a la región de la piel desde el dispositivo de contacto y de radiación retrodispersada de la región de la piel. También, un líquido permite una transferencia de calor más eficiente por conducción de la piel al zafiro, reduciendo por ello el grado de daño o lesión de la epidermis.

Propiedades ópticas

La distribución temporal y espacial de intensidad para el campo irradiante óptico dentro de la piel determinará en último término la cantidad de calor depositado en las regiones deseadas del folículo capilar; por lo tanto, estas propiedades se pueden seleccionar y/o ajustar para optimizar el proceso de depilación. En particular, las propiedades que afectan al proceso de depilación incluyen la energía de pulso, duración de pulso, velocidad de repetición (es decir, la duración de tiempo entre pulsos siguientes), longitud de onda, energía, tamaño del punto de exposición, convergencia de haz cuando entra en la piel, y geometría de modo (es decir, extensión espacial y uniformidad) del pulso óptico. Estas características se pueden seleccionar según el pigmento presente en el pelo y la piel a irradiar; preferiblemente, cada parámetro se regula de manera que la temperatura en cada lugar deseado, inmediatamente después de la irradiación, se eleve a entre aproximadamente 80 y 120°C. El calentamiento del folículo a esta temperatura conduce a daño permanente y extracción posterior.

Con referencia ahora a la figura 4, la longitud de onda del campo irradiante se elige de manera que sea resonante con el pigmento natural (es decir, melanina) presente en los lugares deseados (es decir, el tallo piloso, bulbo, matriz, y papila). El espectro de absorción de melanina, agua, hemoglobina y oxihemoglobina representado en la figura indica la capacidad de estos compuestos de absorber radiación óptica a diferentes longitudes de onda; baja absorción indica que la luz a la longitud de onda particular penetra más profundamente en los medios absorbentes. En general, para calentar selectivamente las regiones deseadas, la longitud de onda del campo irradiante se elige de manera que coincida con el espectro de absorción de melanina, que básicamente absorbe luz desde aproximadamente 200 a 1200 nm; a la inversa, la longitud de onda está mal adaptada al espectro de absorción de compuestos contenidos en la piel, tal como agua y hemoglobina. La luz que tiene longitudes de onda entre 680 y 1200 nm, un rango indicado con la flecha 70 en la figura, es absorbida efectivamente por la melanina mientras que es transmitida relativamente por la hemoglobina y el agua, y por lo tanto se puede usar para el calentamiento selectivo de pelo pigmentado rodeado por piel blanca o ligeramente morena. En particular, se prefiere luz del orden de 680 a 900 nm o 1000 a 1200 nm, puesto que esta radiación es fuertemente absorbida por la melanina, y no será absorbida por las bandas presentes en el agua y en oxihemoglobina cerca de 950 nm. Para pacientes con menos melanina presente en los folículos del vello (por ejemplo con pelo castaño rojizo o castaño claro), las longitudes de onda más cortas en esta región son preferibles a causa del mayor coeficiente de absorción de melanina. Además, otros efectos fotoabsorbentes además de la absorción, por ejemplo, la dispersión de radiación, también son dependientes de la forma de onda, y deberán considerarse durante la selección de la longitud de onda del campo óptico. Por ejemplo, en piel humana, la penetración de luz viene determinada parcialmente por el coeficiente de dispersión de transporte (μ_s), que disminuye a longitudes de onda más largas debido a dispersión en la dermis. Para radiación a 1000 nm, μ_s es aproximadamente 10 cm^{-1} ; por lo tanto, la luz que se propague a la piel desde un medio de índice generalmente adaptado a esta longitud de onda alcanzará una intensidad máxima a aproximadamente 1 mm por debajo de la superficie de la piel.

Las fuentes que generan luz visible o infrarroja cercana en el rango preferido de 680-1200 nm incluyen láseres de diodo ($\lambda = 800\text{nm}-1000 \text{ nm}$), Nd:YAG y Nd:YLF ($\lambda = 1064 \text{ nm}$ y 1053 nm), Ti:Zafiro y colorante infrarrojo ($\lambda = 700\text{nm}-1000 \text{ nm}$), rubí ($\lambda = 694 \text{ nm}$) y alejandrita ($\lambda = 700\text{nm}-850 \text{ nm}$). Los láseres de rubí, Nd:YAG y diodo (redes particulares de láseres de diodo) se prefieren puesto que estas fuentes se comercializan, están bien categorizados, y se pueden fabricar a pequeña escala. Se puede incorporar fuentes de luz de este tipo a dispositivos de depilación compactos que, a su vez, pueden ser manejados fácilmente por el operador durante procedimientos de depilación.

La duración del pulso óptico también puede ser controlada para variar el calentamiento del folículo capilar. Con referencia ahora a la figura 5A, los pulsos ópticos, indicados por las formas de onda 74, 74', tienen preferiblemente duraciones 76, 76' que permiten calentar el folículo durante cortos períodos de tiempo. La anchura de pulso se controla para variar la conducción calorífica durante el pulso óptico, y así el daño del folículo y su dermis circundante inmediata; un daño demasiado pequeño da lugar a reaparición del pelo, mientras que un daño amplio puede producir cicatrices en la región irradiada. Preferiblemente, la duración de pulso 76, 76' es entre aproximadamente 2 ms y 100 ms.

La duración exacta del pulso viene dictada por la difusión de calor en la piel, un proceso que sigue aproximadamente la ecuación de difusión de calor relativa al tiempo de difusión t , distancia de difusión d , y difusividad térmica k , como se explica en Welch, A. J., "The response of laser-irradiated tissue", IEEE J. Quant. Electron. QE-21 (12), 1471-1481 (1984): $t = d^2/4k$ (k para la dermis humana es aproximadamente $1,3 \times 10^{-3} \text{ cm}^2/\text{s}$). El tiempo necesario para extracción de calor de la epidermis durante un pulso de láser es aproximadamente 2 ms, y el tiempo de relajación térmica para un folículo capilar típico de 200 μm es aproximadamente 40 ms. Para exposiciones a luz de más de unos pocos cientos de milisegundos, se puede producir demasiada difusión térmica durante el periodo de exposición, dando lugar a una destrucción ineficiente de las regiones deseadas del folículo capilar, excesivo daño

dérmico, o ambos. Además, puesto que la mayor parte de la melanina (aproximadamente dos tercios) en la epidermis está en la porción inferior de la epidermis, el calentamiento de la epidermis se produce primariamente en sus porciones más profundas, y se requiere cierto tiempo para que este calor llegue a la superficie para ser eliminado por el dispositivo de contacto 46. Por lo tanto, dado que este tiempo es al menos 2 ms, ésta es la duración mínima del pulso propuesta, sugiriéndose un tiempo más largo, preferiblemente de al menos 5 ms, para minimizar el daño epidérmico. Además, dependiendo del láser utilizado, cada pulso podría estar en forma de un solo pulso continuo como se representa en la figura 5A o en forma de un tren de pulsos poco espaciados de duración más corta, siendo el espacio entre dichos pulsos poco espaciados mucho más corto que 5 ms.

Para una fluencia dada, la intensidad del campo óptico está inversamente relacionada a la duración de pulso; así, cuando la duración de pulso es inferior a aproximadamente 10 μ s, grandes intensidades ópticas pueden dar lugar a modos de daño indeseables en regiones cutáneas circundantes. Además, los pulsos cortos pueden dar lugar a "explosiones" inducidas por calor localizadas en el folículo que producen daño mecánico en la piel. En realizaciones especialmente preferidas, el pulso tiene una duración o anchura de pulso de aproximadamente 2-100 ms. Durante este período de tiempo, la difusión térmica tiene lugar en una distancia de aproximadamente 0,05 a 0,3 mm; el daño confinado a aproximadamente esta distancia da lugar primariamente a la destrucción de los folículos irradiados del vello, con poco o nulo daño de la piel circundante.

Se puede generar pulsos ópticos de duraciones bien definidas y ajustables usando técnicas conocidas. Por ejemplo, la modulación intracavidad del campo de luz usando dispositivos electro o acusto-ópticos de conmutación Q permite la generación de pulsos que tienen perfiles temporales que son típicamente de forma gaussiana. Los pulsos realizados usando dichos métodos son típicamente demasiado cortos; sin embargo, tienen duraciones en el rango de submicrosegundo. Se prefieren los pulsos de modo normal producidos por excitación de lámparas de destellos de láseres de rubí, alejandrita, Ti:zafiro, o Nd:YAG, porque son típicamente pulsos de alta energía en la región de duración de pulso de 0,1-10 ms. Alternativamente, un campo óptico continuo (es decir, independiente del tiempo) emitido por un láser puede ser modulado externamente usando, por ejemplo, un obturador mecánico o puerta electro-óptica. La modulación usando métodos externos permite variar fácilmente la anchura de pulso desde unos pocos cientos de microsegundos a varios cientos de milisegundos. Los pulsos generados usando modulación externa también pueden tener perfiles temporales de "onda cuadrada" (como se representa en la figura 5A) que permiten aplicar un campo óptico más uniforme a la región de interés. Sin embargo, la modulación externa no se usa para las realizaciones actualmente preferidas.

Cuando se utiliza un dispositivo de contacto para suministrar el pulso óptico, existe preferiblemente un retardo de tiempo entre el tiempo en que el dispositivo de contacto contacta la superficie de la piel y la llegada del pulso. Esto permite enfriar considerablemente toda la capa de la epidermis 56 antes de la irradiación, incrementando por ello su umbral de daño. Así se reducen el dolor y el daño de la epidermis y se minimizan más siguiendo enfriando el dispositivo de contacto 46 durante la irradiación de manera que se siga eliminando calor de la epidermis. Sin embargo, el calentamiento a niveles más bajos donde se desea la destrucción de los folículos, y en particular su bulbo y papilas, no queda afectado por el enfriamiento realizado antes y/o durante la irradiación.

Además, la duración de tiempo entre pulsos ópticos (indicado en la figura 5A por la flecha 78) se puede ajustar para controlar la cantidad total y la velocidad media de calor depositado en la región irradiada. Si se requiere iluminación repetida para destrucción del folículo, este período de tiempo es preferiblemente constante y está entre varios segundos y unos pocos cientos de milisegundos. Alternativamente, para iluminación "monodisparo", este período de tiempo es controlado selectivamente por el operador. En este caso, se suministra un único disparo láser a la región de interés, y después la región es inspeccionada por el operador para ver si se ha producido daño. Si se requiere más radiación, se puede suministrar disparos láser adicionales a la región. De otro modo, la unidad de irradiación es traducida y usada para tratar una región separada.

La extensión espacial del campo óptico se elige para poder irradiar múltiples folículos del vello con un único disparo láser. Además, se prefieren tamaños de punto más grandes porque la atenuación a lo largo del eje del haz dentro de la piel debida a dispersión disminuye a medida que aumenta el radio del haz, R. Así, los haces de mayor área permiten una distribución más eficiente de radiación óptica a los lugares profundos deseados. Con referencia ahora a la figura 5B, la anchura 80 del perfil espacial 82 del haz irradiante a la superficie de la piel es preferiblemente en el orden de, y preferiblemente mucho mayor que, la profundidad del blanco a irradiar. Muy preferiblemente, el diámetro del haz es al menos 8 mm. La zona del campo irradiante es preferiblemente de entre aproximadamente 0,5 y 2 cm^2 , y es muy preferiblemente entre 0,75 y 1 cm^2 . Dado que el haz es preferiblemente convergente, el perfil espacial se condensará en función de la profundidad antes de llegar a una cintura a una profundidad definida por dispersión óptica en la dermis. Preferiblemente, como se representa en la figura 5B, la intensidad a través del diámetro del haz es aproximadamente constante para proporcionar un campo irradiante sustancialmente uniforme.

Con referencia ahora a la figura 6, después de la iluminación, la distribución de intensidad de radiación óptica (es decir, el eje Y en la figura) en función de la profundidad de la piel (es decir, el eje x) se calcula usando simulaciones por ordenador basadas en Monte Carlo. La distribución es una función del perfil espacial del haz, las propiedades ópticas del medio en contacto con la piel. Aunque los datos representados se basan en una simulación por ordenador, y así solamente son una aproximación, se estima que las unidades de eje x son aproximadamente 500

µm por marca. La primera curva 90 muestra las propiedades dependientes de la profundidad de la piel de un campo óptico que se origina a partir de un pequeño punto colimado de 800 nm de luz en aire. En este caso, la mayor parte de la intensidad óptica se distribuye cerca de la superficie de la piel (indicada por el punto "0" a lo largo del eje x), cayendo rápidamente la intensidad a profundidades más grandes. Un punto colimado más grande que se origina a partir de de aire (curva 92) tiene una intensidad dependiente de la piel más uniformemente distribuidas, mientras que la mayor parte de la luz todavía se concentra cerca de la superficie de la piel. El suministro de un punto de radiación colimada grande a partir de un material que tiene un índice de refracción de 1,5 (curva 94) da lugar a una intensidad óptica relativamente uniforme en el primer milímetro, más o menos, de la piel; a profundidades más grandes, esta intensidad comienza decaer con una constante de tiempo relativamente lenta. Finalmente, en la realización preferida, un campo óptico espacialmente convergente grande del material refractor de $n = 1,5$ tiene en la superficie de la piel una intensidad que aumenta a un máximo después de propagarse aproximadamente un milímetro a la piel. La intensidad se atenúa posteriormente en función de la profundidad de la piel con una constante de tiempo más lenta que la exhibida por la curva 94. Así, se puede usar un campo de este tipo para calentar efectivamente los lugares deseados del folículo, con reducido calentamiento de la piel en la superficie, reduciendo así la lesión por calor en la piel.

En caso de que el láser iluminante genere un haz que tenga un diámetro inferior a los valores preferidos, puede ser necesario expandir el haz antes de la distribución a la unidad irradiante. Esto se puede hacer con óptica telescópica convencional, por ejemplo, sistemas de dos lentes configurados para expandir primero y colimar después el haz emitido. Alternativamente, como se representa en la figura 2A, el campo irradiante se puede acoplar a una fibra óptica y después suministrar a la unidad irradiante. En este caso, el campo emergente se dispersa naturalmente debido a la naturaleza de guía de ondas de la fibra, y después es recogido por una lente colimante. El desplazamiento de la lente de la punta de fibra permite aumentar el perfil del haz irradiante a la cantidad deseada.

La fluencia del campo óptico se variará según el grado de pigmentación del paciente, y es preferiblemente entre aproximadamente 10 y 200 J/cm² por cada pulso; los pacientes con pelo más oscuro requerirán menor fluencia que los pacientes con pelo más claro. Muy preferiblemente, la fluencia de pulso del campo irradiante para pulsos de aproximadamente 1 ms de duración está entre 30 y 50 J/cm². Como se describe en la presente memoria, en todos los casos, la fluencia se regula para calentar las regiones deseadas a la temperatura deseada de aproximadamente 80 a 120°C. Además, el nivel de fluencia se puede incrementar cuando se incrementa la duración de pulso para compensar el calentamiento menos eficiente de folículos debido a conducción calorífica durante pulsos largos. Puede ser necesario incrementar o disminuir la fluencia óptica para calentar el folículo capilar a la temperatura deseada si la longitud de onda del campo de luz irradiante no está en las regiones espectrales preferidas (es decir, 680-900 nm o 1000-1200 nm). Además, en casos en los que la salida de láser es inferior a la fluencia óptica deseada, puede ser necesario amplificar los pulsos individuales antes de irradiar la piel. Para ello se puede usar amplificadores ópticos, tal como cavidades ópticas externas.

La Tabla 1, mostrada a continuación, enumera los parámetros preferidos de los campos ópticos usados para depilación. El valor de cada parámetro depende de la cantidad de pelo en la región de interés, el grado de pigmentación de los pelos, y la pigmentación de la piel circundante del paciente.

Tabla 1

Parámetros preferidos del campo óptico		
Parámetro	Rango	Valores preferidos
Longitud de onda	680-1200 nm	680-900, 1000-1200 nm
Duración del pulso	50 µs-200 ms	2-100 ms
Área del haz	>0,5 cm ²	0,7-1,0 cm ²
Energía de pulso	10-200 J/cm ²	30-50 J/cm ²
Acoplamiento óptico	externo $n > 1,4$	$n = 1,5$ a 1,7
Convergencia del haz, en la superficie de la piel	colimado o convergente	F#0,5-2

La invención se describirá mejor ahora con referencia a los ejemplos siguientes.

Ejemplos

Para demostrar la eficacia de un dispositivo de depilación según la invención, se expuso piel de perro de pelo negro in vitro a luz del modo normal de un láser de rubí a $\lambda = 694$ nm con una duración de pulso de 270 µs y fluencias ópticas de 40 J/cm², 71 J/cm² y 160 J/cm².

La extensión espacial del haz (8 mm de diámetro en la superficie de la piel) permitió la irradiación de aproximadamente 100 pelos con un único disparo láser. Cada región de la piel se examinó histológicamente después de la irradiación. El examen reveló que a las fluencias más altas, era evidente el daño dérmico consistente

con cicatrices de la piel, indicando que a las fluencias más altas, el daño térmico fotoinducido no era selectivo a los pelos. En contraposición, a las fluencias más bajas, y en particular a 40 J/cm^2 , se observó daño folicular localizado, sin que se produjese daño observable en las regiones contiguas de la piel o la dermis entre folículos del vello.

5 En un conjunto separado de experimentos, para demostrar que el aumento de temperatura dentro del pelo irradiado depende del grado de pigmentación, se expusieron muestras frescas de pelo y piel humanos de colores diferentes usando el método de depilación descrito en la presente memoria. La fuente de luz para todos los experimentos era el láser de rubí descrito anteriormente. La luz emitida se acopló en primer lugar a un dispositivo de dirección del haz encerrado conteniendo varios espejos recubiertos de manera que tuviesen altas reflectividades a 694 nm , y después se suministró a una unidad irradiante parecida a la representada en la figura 2B. La unidad incluía una lente de vidrio plano-convexa de 5 cm colocada en el extremo próximo de una caja de plexiglass refrigerada por agua. Un dispositivo de contacto de zafiro conformado como una lente de 1 cm de longitud focal se dispuso en el extremo distal del dispositivo de contacto, con el lado convexo tocando la piel para permitir la compresión durante la exposición, como se ha descrito anteriormente. La piel humana se irradió con un haz de 8 mm de diámetro presionando el dispositivo de contacto enfriado (4°C) contra la región de la piel de los pacientes, y suministrando después un único disparo láser. Cada disparo dio lugar típicamente a la exposición simultánea de aproximadamente 10 pelos.

20 Se irradiaron la piel y el pelo de seis pacientes adultos que tenían pelo de un color de rojo a negro y después se observaron. En cada paciente se irradiaron ocho lugares de tratamiento, teniendo cada uno un área de 10 cm^2 . Para supervisar la destrucción de la papila, los lugares 1-4 se depilaron con cera antes de la exposición a luz láser, mientras que los lugares 5-8 se rasuraron antes de la exposición. Cada lugar recibió posteriormente una fluencia óptica de 28 J/cm^2 , 42 J/cm^2 o 57 J/cm^2 . Los pacientes se sometieron a exámenes de seguimiento al mes y tres meses (y para algunos pacientes también un año) después de la exposición. Como se ve por las fotografías de las regiones expuestas representadas en la figura 7 (es decir, regiones A-C), el nuevo crecimiento de pelo después de tres meses era mínimo o inexistente en todos los casos en comparación con la región rasurada pero no tratada (región D), lo que indicaba claramente daño permanente del folículo capilar. En la figura, los lugares A-C se trataron con energía decreciente del láser. Es claramente evidente que la depilación es relativamente menos pronunciada en la región C, tratada con una fluencia de 27 J/cm^2 . La región D, la región de control, se rasuró el mismo día que se trataron las regiones A-C. Además, especímenes histológicos obtenidos de los lugares tratados revelaron que se producía daño exclusivamente en el folículo capilar, sin afectar esencialmente a la dermis circundante. Había estadísticamente una pérdida considerable de pelo para todos los sujetos en los lugares tratados con láser en comparación con los lugares de control rasurados no expuestos. Un año más tarde también había pérdida permanente y significativa de pelo sin ninguna cicatriz.

35 Se realizó un conjunto separado de experimentos que permite la medición de las características de temperatura dependientes del tiempo de muestras de pelo y piel usando un aparato de radiometría fototérmica pulsada (PPTR). En estos experimentos se utilizó el láser de rubí descrito anteriormente a fluencias más bajas para proporcionar pulsos ópticos de una energía que permite el calentamiento, pero no la destrucción, de los folículos. La salida del láser se enfocó sobre las muestras de pelo y piel humanos para proporcionar un campo de excitación uniforme. Se utilizó un detector de radiación de cuerpos negros de New England Research, Inc., conteniendo un detector HgCdTe amplificado refrigerado por nitrógeno líquido para supervisar características de la temperatura de la muestra dependientes del tiempo, y se utilizó un medidor de energía láser de Gentec, Inc., para supervisar el pulso irradiante. La salida de ambos detectores se amplificó posteriormente con un preamplificador acoplado cc compensado de $0\text{-}10 \text{ Mhz}$, y después envió a un osciloscopio digital para registrar y almacenar los datos.

50 Se estudiaron ocho pacientes que tenían varios tipos de piel y pelo de un color que iba del rojo/rubio a negro. En general, los resultados PPTR indicaron que, después de la irradiación a 694 nm , el pelo negro experimentaba un mayor aumento de temperatura que pelo castaño más claro, y que estos dos especímenes experimentaron mayores aumentos de temperatura en comparación con el pelo rojo/rubio. Además, después de la irradiación, la piel de tipo II tenía un menor aumento de temperatura que la piel de tipo III o tipo IV.

55 Con referencia ahora a las figuras 8A-8C, en un ejemplo particular usando un paciente de pelo negro y piel blanca, las trazas dependientes del tiempo medidas usando el aparato PPTR indican que 400 ms después de la irradiación, el pelo negro húmedo y seco experimenta, respectivamente, aumentos de temperatura de aproximadamente 7°C y 72°C (figuras 8A y 8B) desde una temperatura base de 23°C , mientras que la piel circundante (figura 8C) experimenta un aumento de temperatura de menos de 1°C . La diferencia en el aumento de temperatura y características de decadencia dependientes del tiempo del pelo húmedo se debe probablemente a efectos térmicos (por ejemplo, la mayor capacidad calorífica del pelo húmedo).

60 Con referencia ahora a la figura 9, en todos los casos, los aumentos de temperatura normalizados (es decir, la relación de aumento de temperatura a pulso de energía láser) en los folículos del pelo húmedo y seco eran considerablemente más altos que los medidos en la piel, indicando calentamiento selectivo de los folículos. La Tabla 2, mostrada a continuación, enumera los tipos de pelo y piel de cada paciente del estudio. Los números de paciente en la tabla corresponden a los números de paciente de la figura 9.

Tabla 2

Tipos de pelo y piel de los pacientes		
Paciente	Pelo	Tipo de piel
1	Rojo	II
2	Castaño	III
3	Castaño	II
4	Gris/negro	III
5	Gris/negro	III
6	Castaño oscuro	III
7	Gris/negro	II
8	Negro	III

Otras realizaciones

5 La figura 10A ilustra una realización alternativa de la invención donde la región 20 se depila en vez de rasurarse
meramente antes del tratamiento. A continuación se puede aplicar una solución fluida o suspensión 100 conteniendo
un cromóforo a la región de la piel 20, con el cromóforo conteniendo fluido que migra a los folículos vacíos y llena los
folículos. La "acción capilar" del fluido/cromóforo a los folículos es deseable y se puede mejorar previendo baja
tensión superficial entre el fluido y la piel, por ejemplo utilizando surfactantes o solventes. El fluido/cromóforo
excedente se puede quitar después de la superficie de la piel por lavado, limpieza o remoción. Durante la irradiación,
10 el cromóforo 100 en el folículo absorbe luz y se calienta y, junto con el calentamiento de la melanina del folículo
propriadamente dicho, da lugar a calentamiento significativo del folículo para destruir sus porciones, incluyendo el bulbo
y la papila, necesarias para evitar el nuevo crecimiento de pelo. Por lo tanto, el cromóforo debe absorber luz a la
longitud de onda o longitudes de onda usadas para irradiación. Los cromóforos adecuados podrían incluir una
suspensión de partículas de carbono o un colorante tal como azul de metileno o verde de indocianina. También se
15 podría utilizar melanina propriadamente dicha en forma liposómica. Dado que el cromóforo solamente está en los
folículos, esta técnica maximiza el daño a los folículos a la vez que se minimiza el daño producido en el tejido
circundante, y por esta razón es una forma preferida de llevar a la práctica la invención, especialmente para
personas de pelo rubio, rojo, castaño u otro color claro. A excepción de las diferencias antes indicadas, esta
realización de la invención opera de la misma manera que la descrita con respecto a las realizaciones anteriores,
20 incluyendo el enfriamiento del dispositivo de contacto 46, la deformación de la piel en la región 20, y la irradiación
óptica preferida, con la excepción de que se puede permitir una frecuencia más baja al utilizar los cromóforos.

La figura 10B ilustra otra realización alternativa de la invención donde el dispositivo de contacto o aplicador 46' se ha
25 modificado para exponer simultáneamente ambos lados de un pliegue de piel, según una realización de la invención.
Esto aumenta más la distribución de luz relativa a la porción profunda de los folículos. En la figura 10B, el dispositivo
de contacto tiene por ejemplo un agujero o ranura 110 en la cara del aplicador al que se puede arrastrar la zona 20
de la piel, por ejemplo, aplicando vacío o aspiración a la línea 112 que conduce a la parte superior de la ranura 110,
formando la piel en la ranura 110 un pliegue 113. La radiación se puede aplicar mediante un haz de fibra óptica 114
que se divide para aplicar la radiación a lentes 116 en ambos lados de la ranura 110. Puede fluir agua de
30 refrigeración sobre las superficies de lentes 116 mediante una línea 118. Alternativamente, se puede colocar dos
aplicadores parecidos a los representados por ejemplo en la figura 2A o 2B en lados opuestos de un pliegue de piel
formado fijando la región de la piel entremedio o por otros medios adecuados.

La ventaja de plegar la piel como se explica para las realizaciones anteriores es que la radiación se aplica a una
35 sección relativamente fina de piel por ambos lados. Así, la papila de un folículo dado puede recibir radiación no sólo
de la lente 116 en el lado de la ranura 110 donde está situado el folículo, sino también algo de radiación de la lente
116 en los lados opuestos de la ranura. Así, la energía aplicada a la papila de cada folículo se incrementa sin
incrementar la energía en la superficie, facilitando así la depilación con menos dolor y lesión. Haciendo la ranura 110
relativamente estrecha, se aplica presión a la piel en ambos lados de la ranura, comprimiéndose la piel entre las
40 paredes de la ranura. Las ventajas de comprimir la piel, incluyendo quitar sangre de ella y reducir la distancia de la
superficie de la piel a la papila, también se logran así con esta realización de la invención. El apriete para formar el
pliegue también aplicaría presión a la piel.

También es posible utilizar el aparato de esta invención para depilación a corto plazo, sirviendo el dispositivo, por
45 ejemplo, como una cuchilla que podría proporcionar un afeitado que dure tal vez de una a dos semanas. Esto se
consigue aplicando el fluido/cromóforo a la región que va a ser "afeitada", región que se ha afeitado preferiblemente
usando técnicas convencionales, pero que no ha sido depilada. En este caso el cromóforo puede migrar solamente
unos pocos milímetros al folículo, por ejemplo, al nivel de la glándula sebácea. El cromóforo excedente se puede
50 quitar posteriormente, y el dispositivo de contacto de esta invención se podría utilizar con un nivel de radiación
relativamente bajo para calentar el cromóforo, y destruir el pelo rodeado, sin daño sustancial de la piel o del folículo.

Aunque se ha mostrado agua de refrigeración para la realización preferida para enfriar el dispositivo de contacto 46,
esto no es una limitación de la invención y se puede utilizar otras técnicas de refrigeración. Por ejemplo, se puede
55 pasar un gas o gas líquido a baja temperatura por el dispositivo de contacto a efectos de enfriamiento o el dispositivo
de contacto se puede enfriar suficientemente antes del uso de manera que pueda continuar efectuando la función de

enfriamiento durante la irradiación sin tener que pasar un medio de refrigeración. También se puede utilizar otras técnicas de enfriamiento conocidas en la técnica.

- 5 Otras realizaciones caen dentro del alcance de las reivindicaciones siguientes. Por ejemplo, el dispositivo de contacto puede no ser enfriado o el enfriamiento de la epidermis se puede realizar sin un aplicador (por ejemplo criogénicamente). Donde no se utiliza ningún aplicador, se aplica radiación directamente a la región de interés después de pasar por la óptica apropiada.

REIVINDICACIONES

1. Aparato para la extracción simultánea de una pluralidad de pelos de una región de la piel, estando cada vello en un folículo que se extiende a la piel desde una superficie, incluyendo el aparato:
- 5 un aplicador (18) (46') incluyendo una superficie adaptada para estar en contacto con la superficie cutánea en una región de la piel de la que se ha de quitar vello;
- 10 una fuente (12) de radiación óptica de una longitud de onda seleccionada; y
- un recorrido óptico (16) (114) desde la fuente de radiación óptica a dicha superficie de dicho aplicador, recorrido que es sustancialmente transparente a la radiación óptica a la longitud de onda seleccionada, pasando la radiación óptica a través de dicha superficie de dicho aplicador a dicha región de la piel,
- 15 **caracterizado** porque la longitud de onda seleccionada es de entre 680 nm y 1200 nm, porque la radiación tiene una fluencia de entre 10 J/cm² y 200 J/cm², y porque la duración de la radiación en dicha región de la piel es de 50 µs a 200 ms.
2. Aparato según la reivindicación 1, donde la duración de la radiación en dicha región de la piel es de 2 ms a 100 ms.
3. Aparato según la reivindicación 1 o 2, en el que la duración de la radiación en dicha región de la piel es de 5 ms a 200 ms.
4. Aparato según cualquier reivindicación precedente incluyendo además medios (50, 52) (118) para enfriar una superficie del aplicador a una temperatura por debajo de la de dicha región de la piel.
5. Aparato según la reivindicación 4, donde dichos medios de refrigeración (50, 52) (118) enfrían dicha superficie del aplicador (18) (46') debajo de la de dicha región de la piel una cantidad que es suficiente, en unión con la radiación seleccionada para evitar el calentamiento sustancial de dicha región de la piel con la que el aplicador está en contacto a una profundidad seleccionada y para no interferir sustancialmente con el calentamiento de la piel en dicha región más allá de dicha profundidad seleccionada.
6. Aparato según la reivindicación 4 o 5, donde los medios para enfriar (50, 52) (118) son un canal cerca de dicha superficie del aplicador (18) (46') a través del que se pasa agua refrigerante.
7. Aparato según cualquier reivindicación precedente, donde dicha radiación tiene una longitud de onda de entre 680 nm y 900 nm.
8. Aparato según cualquier reivindicación precedente, donde al menos dicha superficie del aplicador (18) (46') se ha formado de un material que tiene un índice de refracción que corresponde sustancialmente al índice de refracción de la superficie cutánea en dicha región de la piel.
9. Aparato según cualquier reivindicación precedente, incluyendo además un elemento (42, 46) (116) en el recorrido óptico para converger la radiación óptica cuando sale del aplicador (18) (46') a través de dicha superficie.
10. Aparato según la reivindicación 9, donde dicho elemento (42, 46) (116) es una lente.
11. Aparato según cualquier reivindicación precedente, donde el aplicador (18) (46') incluye además un alojamiento (48), estando dispuesta dicha superficie en el alojamiento y teniendo una forma convexa y pasando dicho recorrido óptico (16) (114) a través de dicho alojamiento desde la fuente (12) de radiación óptica a dicha superficie.
12. Aparato según cualquier reivindicación precedente, donde dicha superficie del aplicador (46') tiene una ranura (110) formada en ella y donde el recorrido óptico (114) conduce a al menos dos lados opuestos de la ranura e incluye medios (112) para colocar al menos una porción (113) de dicha región de la piel en la ranura.
13. Aparato según la reivindicación 12, donde los medios de colocación incluyen medios (112) para aplicar vacío a la ranura.
14. Aparato según cualquier reivindicación precedente, donde la fuente (12) de radiación óptica es un láser.
15. Aparato según cualquier reivindicación precedente, en el que el aplicador es un alojamiento, estando dispuesta dicha superficie del aplicador en el alojamiento y teniendo una forma convexa y estando adaptada para estar en contacto de presión con la superficie cutánea en dicha región de la piel, pasando el recorrido óptico a través de dicho alojamiento desde la fuente a dicha superficie.

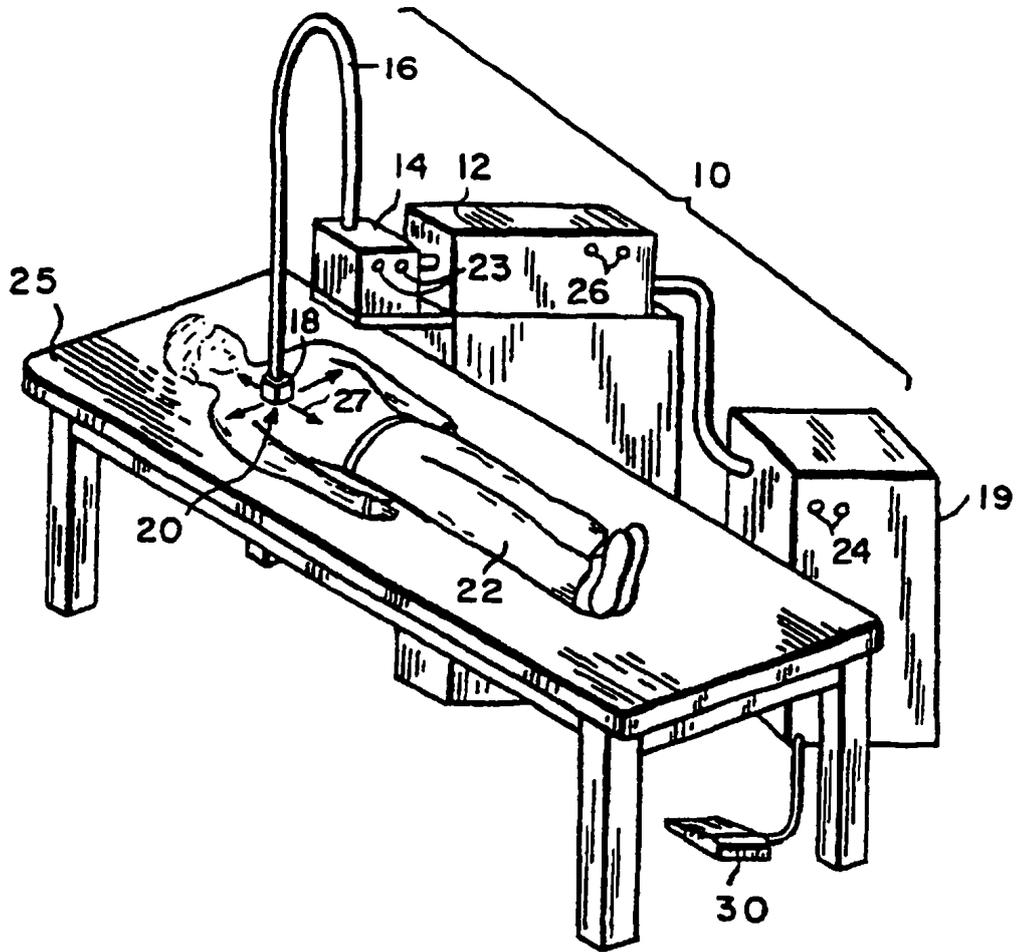


FIG. 1

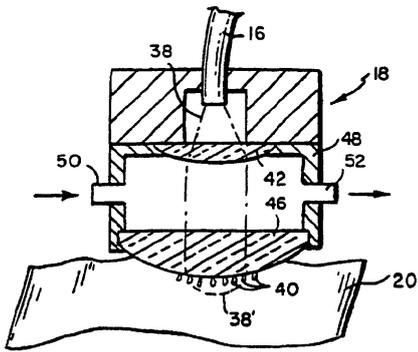


FIG. 2A

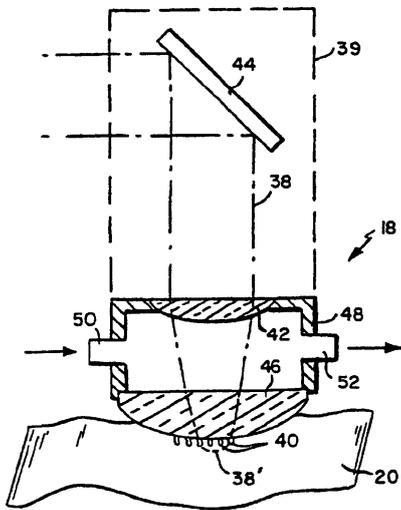


FIG. 2B

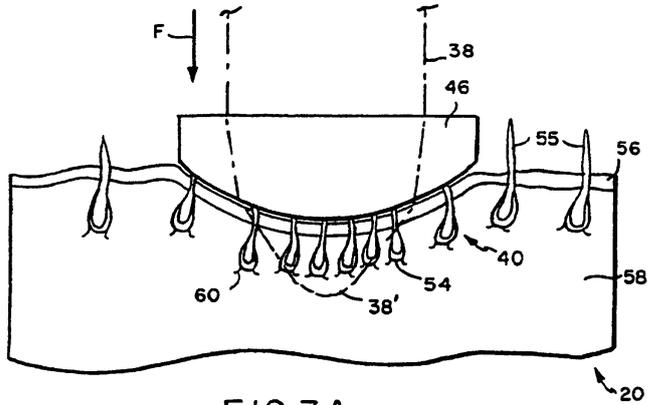


FIG. 3A

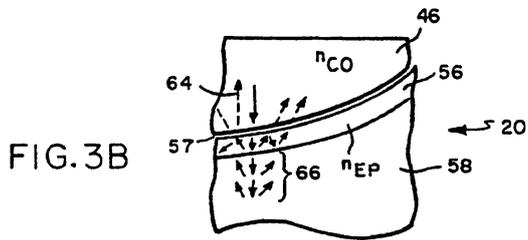


FIG. 3B

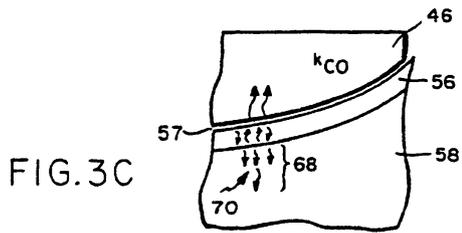


FIG. 3C

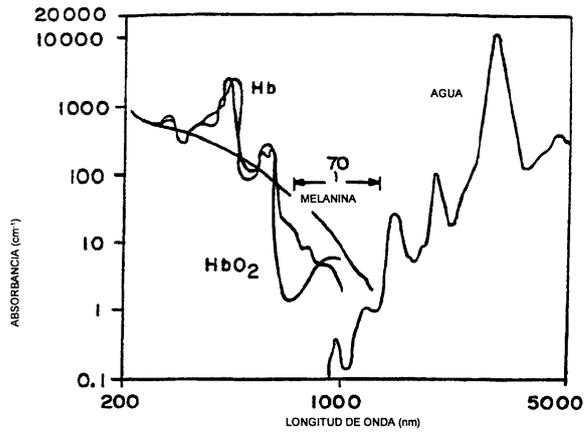


FIG. 4

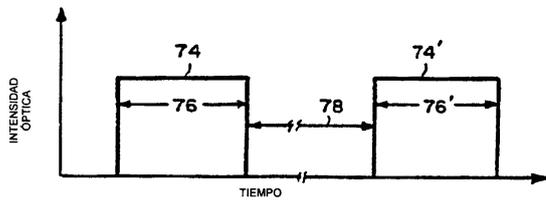


FIG. 5A

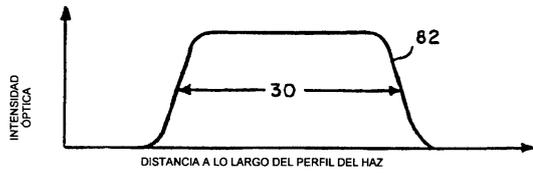


FIG. 5B

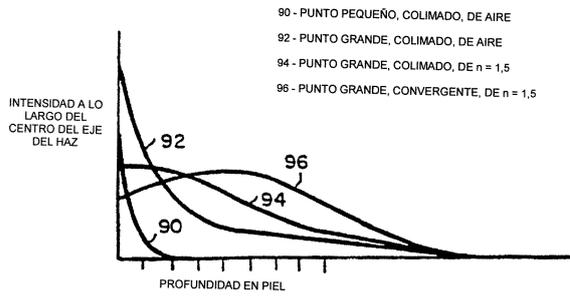


FIG. 6

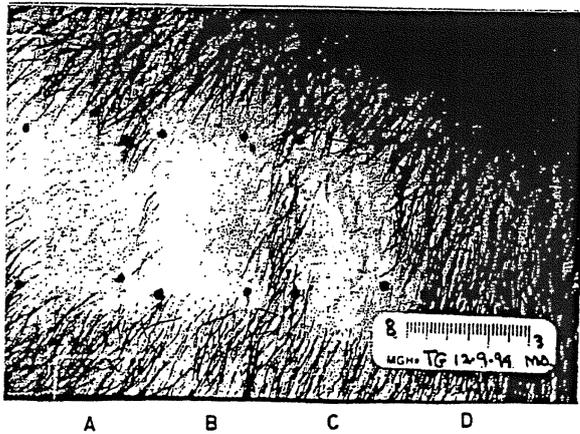


FIG. 7

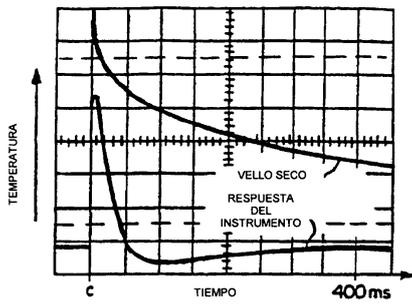


FIG. 8A
(VELLO SECO)

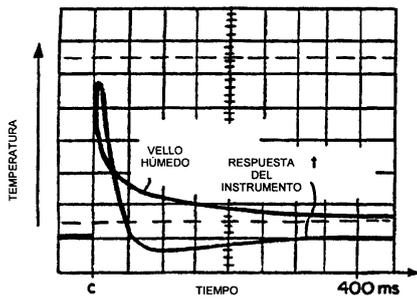


FIG. 8B
(VELLO HÚMEDO)

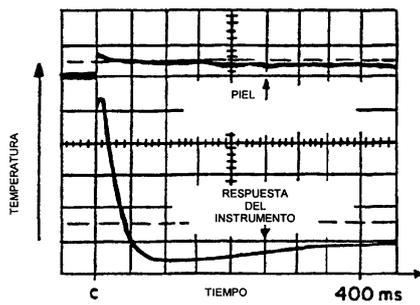


FIG. 8C
(PIEL)

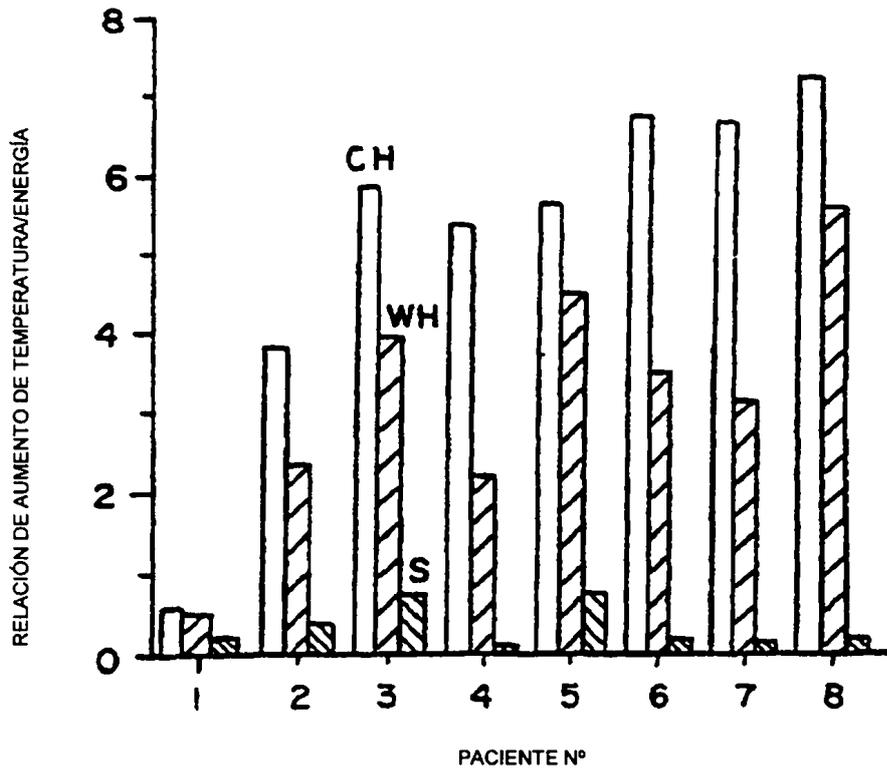


FIG. 9

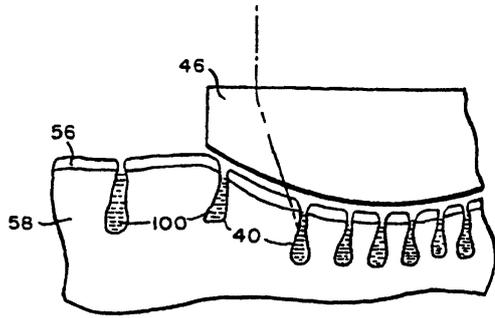


FIG. 10A

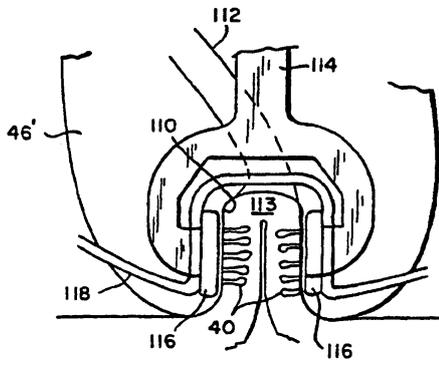


FIG. 10B