



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 273 154**

51 Int. Cl.:
A61B 19/00 (2006.01)
A61F 9/00 (2006.01)
A61N 5/06 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Número de solicitud europea: **04078367 .2**
86 Fecha de presentación : **18.04.1995**
87 Número de publicación de la solicitud: **1512379**
87 Fecha de publicación de la solicitud: **09.03.2005**

54 Título: **Sistema de esculpido corneal por láser.**

30 Prioridad: **25.04.1994 US 232956**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
01.05.2007

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
01.05.2007

73 Titular/es: **Alcon RefractiveHorizons, Inc.**
6201 South Freeway
Fort Worth, Texas 76134, US

72 Inventor/es: **Frey, Rudoph W.;**
Burkhalter, James H. y
Gray, Gary P.

74 Agente: **Carpintero López, Francisco**

ES 2 273 154 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

Sistema de esculpido corneal por láser.

5 Campo de la invención

La invención se refiere generalmente a la cirugía láser oftálmica y, más concretamente, a un sistema para disponer una configuración de disparos láser y reducir un volumen conformado de tejido corneal de acuerdo con el tratamiento de una condición ocular especificada.

10 Antecedentes de la invención

La queratetomía fotorrefractiva (PRK) es un procedimiento de corrección por láser de las deficiencias de enfoque del ojo mediante la modificación de la curvatura de la córnea. La PRK es distinta del uso de dispositivos láser a los fines de una cirugía oftálmica más tradicional, tales como el corte de tejido o la coagulación térmica. La PRK se realiza generalmente mediante el uso de un haz láser excímero con una longitud de onda de 193 nanómetros que extirpa tejido corneal mediante un procedimiento de fotodescomposición. La mayor parte del trabajo clínico a este respecto ha sido hecho con láser que opera a un nivel de fluencia de 120 - 195 mJ/cm² y una velocidad de repetición de pulsos de aproximadamente 5 - 10 Hz. El procedimiento ha sido denominado "esculpido corneal."

Antes de que tenga lugar el esculpido corneal, se retira mecánicamente el epitelio o capa exterior de la cornea para exponer la membrana de Bowman sobre la superficie anterior del estroma. En este momento puede comenzar la ablación por láser en la capa de Bowman. Para este procedimiento se prefiere un haz de láser excímero. El haz se puede enmascarar variablemente durante la reducción para retirar tejido corneal a las profundidades variables necesarias para recontornear el estroma anterior. Posteriormente, el epitelio recrece rápidamente y vuelve a aparecer la superficie del área contorneada, dando lugar a una córnea ópticamente correcta (o mucho más próxima a correcta).

Para que tenga lugar la ablación, la densidad de la energía del haz láser debe estar por encima de un cierto valor de umbral que, normalmente se acepta que sea de aproximadamente 60 mJ/cm². Dichas densidades energéticas pueden ser producidas por una amplia variedad de equipos de láser disponibles comercialmente. Por ejemplo, se podría usar un equipo de láser que sea capaz de generar un haz láser gran diámetro suficiente para cubrir la superficie a eliminar, es decir, del orden de 4,5 - 7,0 milímetros de diámetro. Sin embargo dichos haces láser son típicamente de intensidad irregular con lo que producen una ablación superficial irregular. Además, los equipos de láser capaces de producir dichos haces de láser son típicamente grandes, costosos y propensos a fallar.

Alternativamente, se podría usar un equipo láser que produce un haz láser de diámetro mucho menor, es decir, del orden de 0,5 - 1,0 milímetros de diámetro. Son varios los beneficios ofrecidos por el haz láser de menor diámetro. Los haces láser de menor diámetro pueden ser generados para cumplir el requisito de umbral indicado anteriormente con un pulso de energía menor que el del haz de diámetro mayor. Además, dichos haces láser de menor diámetro pueden ser producidos con una intensidad regular minimizando al mismo tiempo la varianza de los niveles de energía pulso a pulso. Finalmente, los equipos de láser que producen el haz láser de menor diámetro son físicamente menores, menos costosos y frecuentemente más fiables. Sin embargo, esto exige que la posición de los pulsos pequeños sea controlada con precisión de manera que la ablación superficial resultante sea más regular que la producida por el haz láser de mayor diámetro.

El documento EP-A-151869 revela un sistema láser para eliminar una región en forma de "a" y que comprende un láser pulsado, un mecanismo de conmutación y un controlador como el de la primera parte de la reivindicación 1.

Sumario de la invención

En consecuencia, un objetivo de la presente invención es proponer un procedimiento y un sistema de esculpido por láser adecuados para el recontorneado de tejido corneal.

Otro objetivo de la presente invención es proponer un procedimiento y un sistema para disponer un conjunto de pulsos o disparos de láser de intensidad regular y pequeño diámetro para reducir o eliminar un volumen conformado de tejido corneal de acuerdo con el tratamiento de una condición ocular específica.

Otro objetivo más de la presente invención es proponer un procedimiento y un sistema de esculpido por láser diseñados para el uso de equipos de láser económicos.

Otros objetivos y beneficios de la presente invención se harán más evidentes seguidamente en la especificación y en los dibujos.

De acuerdo con la invención se propone un sistema, como el de la reivindicación 1, de reducción o eliminación de un volumen conformado del tejido corneal de un ojo de acuerdo con el tratamiento de una condición ocular específica.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1A es una vista esquemática que un ojo que muestra una formación de un menisco de tejido corneal asociada con la condición de miopía a reducir volumétricamente de acuerdo con la presente invención;

La figura 1B es una vista aislada ampliada del menisco de la figura 1A;

La figura 2 es una vista aislada del menisco de la figura 1A mostrada en comparación con una sección transversal de un cilindro uniforme dimensionado para que tenga el mismo volumen que el menisco de acuerdo con la operación de la presente invención;

La figura 3 es una vista esquemática de un ojo que muestra una formación de tejido corneal asociada con la condición de hipermetropía a reducir volumétricamente de acuerdo con la presente invención junto con una sección transversal de un cilindro uniforme dimensionado para que tenga el mismo volumen que el representado por dicha formación;

La figura 4 es una vista esquemática en perspectiva de la zona de tratamiento de un ojo que muestra una formación de tejido corneal asociada con la condición de astigmatismo a reducir volumétricamente de acuerdo con la presente invención junto con un prisma regular dimensionado para que tenga el mismo volumen que el representado por la formación;

La figura 5 es un diagrama de bloques del sistema de esculpido por láser de acuerdo con la presente invención;

La figura 6 representa esquemáticamente una disposición de la óptica de proyección de la presente invención; y

La figura 7 ilustra esquemáticamente una disposición de la óptica de espejos usada para producir cambios traslacionales en un haz de luz a lo largo de un eje de traslación.

Descripción detallada de la invención

Seguidamente, haciendo referencia a los dibujos y, más concretamente, a la figura. 1A, se muestra una vista esquemática de un ojo designado generalmente con el numeral de referencia 10. El ojo 10 tiene un menisco de material superficial, es decir, tejido corneal, como se indica con el área 11 rayada, a reducir mediante un haz láser de pequeño diámetro (por ejemplo, del orden de 0,5 - 1,0 milímetros de diámetro) de acuerdo con la presente invención. A modo de ejemplo, el menisco 11 representa un volumen conformado de tejido corneal, simétrico alrededor del eje 12 visual, a reducir para corregir la condición de miopía. Consecuentemente, el espesor T(r) del menisco 11 es máximo en el eje 12 visual, es decir, r = 0, del ojo 10 y decrece hasta cero en el borde exterior, es decir, r = r_A, del menisco 11. Sin embargo, se debe entender que el procedimiento y el sistema de la presente invención son aplicables a otras condiciones del ojo, tales como hipermetropía y astigmatismo, como se explicará más adelante.

Como se sabe en la técnica, se pueden hacer mediciones tanto directas como indirectas para determinar el radio R_i de curvatura de la superficie 11_i exterior del menisco 11 (es decir, la superficie corneal del ojo en tratamiento mediante láser). Se sabe que el radio de curvatura R_D de la superficie 11_D interna del menisco 11 (es decir, la superficie corneal del ojo 10 después del tratamiento por láser) se basa en la corrección refractiva deseada. El radio de apertura r_A del menisco 11 (es decir, la zona de tratamiento u óptica) es definida por el doctor. Dados estos valores, es posible determinar el volumen del menisco 11 como sigue para cualquier radio de apertura r, 0 ≤ r ≤ r_A.

El volumen del menisco fuera de un radio r es la suma algebraica del volumen del cilindro 110 de radio r y espesor T_(r), más el volumen del casquete 112 esférico de espesor t_{ci} en el centro menos el volumen del casquete 114 esférico de espesor t_{cd} en el centro (que está incluido en el cilindro 110). Esto se ve mejor en la figura 1B donde el menisco 11 está ampliado y mostrado aisladamente. Los volúmenes V_{ci} y V_{cd} de los casquetes 112 y 114, respectivamente, son

$$V_{ci} = \pi \times t_{ci}^2 \times \left(R_i - \frac{t_{ci}}{3} \right) \tag{1}$$

y

$$V_{cd} = \pi \times t_{cd}^2 \times \left(R_D - \frac{t_{cd}}{3} \right) \tag{2}$$

y el espeso T(r) del cilindro 110 es

$$T(r) = (h_i - B_i) - (h_D - B_D) \tag{3}$$

donde

ES 2 273 154 T3

$$h_i = \sqrt{(R_i^2 - r^2)} \quad (4)$$

$$h_D = \sqrt{(R_D^2 - r^2)} \quad (5)$$

$$B_i = \sqrt{(R_i^2 - r_A^2)} \quad (6)$$

10 y

$$B_D = \sqrt{(R_D^2 - r_A^2)} \quad (7)$$

15

Sustituyendo las ecuaciones (4) y (7) en la ecuación (3), $T(r)$ se convierte en una función de r , r_A , R_i y R_D . Por consiguiente, el volumen V_{Cl} del cilindro 110 es

$$V_{Cl} = \pi \times r^2 \times T(r \times r_A \times R_i \times R_D) \quad (8)$$

20

y el volumen del menisco 11 con un radio r es

$$V_r = V_{Cl} + V_{ci} - V_{cD} \quad (9)$$

25

Puesto que el volumen del material eliminado por cada disparo del haz láser se conoce previamente, el número N de disparos del haz láser necesario para reducir el menisco 11 se calcula fácilmente usando el volumen del menisco 11. Además, la densidad de disparos local en el eje 12 visual, donde $r = 0$ para obtener el espesor $T(0)$, se calcula fácilmente.

30

Un procedimiento de uso del dispositivo de la presente invención comienza por la selección de una distribución uniforme de manera tal que si el N de disparos del haz láser se aplicaran con una densidad de disparos uniforme sobre la distribución uniforme, se eliminaría un cilindro de altura $T(0)$. El volumen de dicho cilindro sería igual al volumen del menisco 11 y su radio sería r_D donde $r_D < r_A$. Esto está representado en la figura 2 en la que se muestra una sección transversal del cilindro 20 de radio r_D y altura $T(0)$ en comparación con el menisco 11.

35

Para lograr la reducción del menisco 11 deseada, el N de disparos del haz láser se debe distribuir especialmente para obtener transiciones suaves entre las reducciones superficiales resultantes. Conceptualmente, la presente invención primero fija la densidad del área local de disparos del haz láser en el eje de simetría del menisco 11, es decir, eje 12 visual, de manera que sea igual a la de densidad de disparos uniforme representada por el cilindro 20. Seguidamente, la densidad de disparos representada por el cilindro 20, se estira o se extiende radialmente desde el eje 12 visual sobre el área de la superficie formada por la superficie 11, fuera de r_A , reduciendo al mismo tiempo de manera constante la densidad de los disparos del haz láser. Los ángulos entre cada posición de disparo en la distribución uniforme del cilindro 20 y la distribución actual incidente sobre el ojo 10 se mantienen iguales. Dicho de otra manera, la extensión de las posiciones de disparo se produce solamente en la dirección radial.

45

El espesor del menisco 11 en cualquier radio r o $T(r)$ es proporcional a la densidad de disparos del haz láser en su área local. El valor en el centro de $T(r)$ con $r = 0$ es igual a la altura del cilindro 20. A medida que las posiciones de la distribución de los disparos sobre el cilindro 20 se extienden radialmente, la altura en el centro o la densidad de los disparos se mantiene invariable y se debe determinar la densidad en el área local de otros puntos. La relación entre cualquier radio r del menisco 11 y r_D es

50

$$\int_x^0 V(u)du = T(0) \times \pi \times r_D^2 \quad (10)$$

55

donde du es el volumen diferencial del menisco en función de r que es la variable de integración. Para facilitar el procedimiento, se puede digitalizar esta relación como sigue.

60

Tómese una serie de valores de r_j para $j = 1, 2, \dots, j_{max}$ donde

$r_{j_{max}} = r_A$ y $dr = (r_j + 1 - r_j)$. Además, llámese r_{Dj} a los valores correspondientes de r_D , en ese caso

65

$$\sum_0^{(j-1)} V(r_k)dr = T(0) \times \pi \times r_{Dj}^2 = \pi \times T(0) \times \sum_0^{j-1} r_{Dk}^2 \quad (11)$$

ES 2 273 154 T3

Si r se extiende a lo largo de n etapas iguales, donde n se selecciona lo más grande posible para minimizar los errores, entonces $dr = r_A/n$ y $r_j = j \times dr$. Entonces,

$$5 \quad \pi \times T(0) \times r_{Dk}^2 = V(K \times dr) = V\left(K \times \frac{r_A}{n}\right) \quad (12)$$

donde $k = 0, 1, 2, \dots, n$.

10 Puesto que usando la ecuación (9) se puede determinar el volumen del menisco 11 con cualquier radio r , se puede resolver la ecuación (12) para determinar r_{Dk} y extender el radio del cilindro 20 hasta r_k . De esta manera el factor de expansión deseado es la relación r_k/r_{Dk} . El efecto de la expansión es la disminución de la densidad de los disparos del haz láser a medida que aumenta la distancia radial desde el centro del ojo. El cambio gradual de la densidad de los disparos del haz láser, combinado con un pequeño volumen de reducción producido por el uso de un láser de diámetro

15 pequeño, permite una transición fácil desde la parte gruesa del menisco 11 hasta la parte delgada del menisco 11. A una longitud de onda de 193 nanómetros y una fluencia de 160 mJ/cm², cada pulso erosiona la superficie corneal hasta una profundidad de aproximadamente 0,25 μm. Distribuyendo la densidad de los disparos láser de acuerdo con el procedimiento descrito anteriormente, la superficie corneal reducida resultante es muy regular.

20 En la condición del ojo conocida como hipermetropía, la presente invención determina y aplica la distribución de disparos del haz láser de manera muy similar a la descrita en el caso de la miopía. En caso de hipermetropía, la superficie de la cornea del ojo es demasiado plana y es necesario hacerla más empinada, es decir, se debe reducir el radio de curvatura de la córnea. Haciendo referencia a la figura 3, se muestra una vista esquemática de una formación 31 punteada que es representativa de una formación simétrica volumétricamente alrededor del eje 12 visual. El volumen representado por la formación 31 debe ser eliminado del ojo (que ha sido mostrado en forma de línea de trazos para destacar la formación 31) con el fin de corregir la condición de hipermetropía. Primero se determina el volumen total de la formación 31 y el número N de disparos del haz de láser requerido para eliminar la misma. Seguidamente, se selecciona una distribución uniforme de disparos con densidad de disparos uniforme, de manera tal que se formaría un cilindro 40 (del que se muestra una sección transversal) de altura uniforme y radio igual al de la formación 31 si se aplicara al tejido corneal la distribución de disparos uniforme.

30

Para lograr la reducción deseada de la formación 31, el N de disparos del haz láser se debe distribuir espacialmente para obtener una transición suave entre las erosiones de la superficie resultantes. Conceptualmente, esto se logra redistribuyendo la densidad de disparos uniforme representada por el cilindro 40. La densidad en el área local de disparos del haz láser en el eje de simetría, es decir, el eje 12 visual, se reduce hasta cero, mientras que la densidad de los disparos se incrementa constantemente de manera radial angular fija fuera del perímetro de la formación 31. De esta manera, el perfil final de la densidad de disparos se aproximará mucho al de la formación 31 que se va a reducir. Dependiendo de la cantidad de corrección requerida, puede ser necesario también aplicar disparos del haz láser adicionales al ojo 10 justo más allá de la zona de tratamiento representada por la formación 31 con el fin de obtener una transición suave entre la parte tratada y la no tratada del ojo 10.

40

Tanto la condición de miopía como la de hipermetropía requieren que se retire un volumen de tejido corneal que es simétrico radialmente alrededor del eje visual del ojo. Sin embargo, la condición conocida como astigmatismo es diferente porque tiene un eje de simetría en el plano perpendicular al eje visual del ojo. Además, en la corrección del astigmatismo se asume que la superficie del ojo es plana. Esto se muestra esquemáticamente en la vista en perspectiva de la figura 4 en la que la superficie plana del ojo a tratar, es decir, la zona de tratamiento está representada por líneas 14 de puntos. La corrección requiere que se retire aquella parte 51 de un cilindro de la córnea. La parte 51 tiene un espesor que es T_0 a lo largo de su eje 52 central y decrece fuera de su perímetro. Una vez más, primero se determina el volumen de tejido corneal a retirar y el número N de disparos del haz láser requerido para este fin. Seguidamente, se seleccionan una distribución de disparos con una densidad de disparos del haz láser uniforme, de manera tal que se genere un prisma 60 rectangular que tiene un eje 62 longitudinal central mediante los N disparos del haz láser. El prisma 60 rectangular tiene una altura H regular que es equivalente al espesor T_0 a lo largo del eje central de la parte 51. La longitud L del prisma 60 rectangular debería ser suficiente para abarcar el diámetro de la zona 14 de tratamiento.

50

55 Para lograr la reducción deseada de la parte 51, el N de disparos del haz láser se debe distribuir espaciadamente para obtener una transición suave entre las reducciones superficiales resultantes. Conceptualmente, esto se logra redistribuyendo la densidad de disparos uniforme representada por el prisma rectangular 60. Se ajusta la densidad de los disparos del haz láser en el área local en el eje de simetría, es decir, en el eje 52 central de la parte 51, para que sea igual a la densidad de disparos uniforme del prisma rectangular 60. Seguidamente, se reduce gradualmente la densidad hasta cero a medida que la distribución de disparos uniforme representada por el prisma rectangular 60 se expande hacia fuera en direcciones opuestas desde el eje 62 central en el plano perpendicular al eje 12 visual. De esta manera, el perfil final de la densidad de disparos se aproximará mucho a la de la parte 51 que se va a reducir. Adviértase que no se aplica todo el N de disparos de haces láser. En particular, se omiten los disparos del haz láser asociados con la parte 51 que quedan fuera de la zona 14 de tratamiento.

60

65 La presente invención se puede extender además al caso del astigmatismo irregular que se describe como una formación corneal generalizada que no tiene eje de simetría general. En este caso el volumen total a erosionar puede ser de aproximadamente una multiplicidad de volúmenes simétricos localmente que se suman entre sí. Cada uno de

ES 2 273 154 T3

los volúmenes simétricos se selecciona de manera que la reducción de los mismos pueda ser llevada a cabo de acuerdo con uno de los procedimientos descritos anteriormente.

5 Para implementar los procedimientos descritos anteriormente, en la figura 5 se muestra un sistema en forma de diagrama de bloques que incluye un haz 502 láser que produce un haz 500 de tratamiento, una óptica 510 de proyección, ejes X-Y de traslación de una óptica 520 de espejos y un controlador 530 de la traslación del haz. Típicamente, el láser 500 de tratamiento es un láser de salida pulsada. A modo de ejemplo, se puede asumir que el láser 500 de tratamiento es un láser 500 excímero pulsado con una longitud de onda de 193 nanómetros usado en un procedimiento oftálmico PRK realizado en un ojo 10. Sin embargo, se debe entender que el procedimiento y el sistema de la presente invención se pueden aplicar igualmente también en otras piezas además de un ojo y, además, con láseres de tratamiento superficial o de erosión superficial con otras longitudes de onda cuando sea deseable erosionar un volumen conformado de material superficial.

15 El haz 502 de láser es incidente sobre una óptica 510 de proyección. La óptica 510 de proyección ajusta el diámetro y la distancia focal del haz 502 dependiendo de los requisitos del procedimiento concreto que se realice. En el ejemplo ilustrativo de un láser excímero usado en el procedimiento PRK, la óptica 510 de proyección incluye una lente 512 plana cóncava, y lentes 514 y 516 de enfoque fijo como se muestra en la disposición esquemática de la figura 6. Las lentes 512 y 514 actúan conjuntamente para formar un telescopio de distancia focal A que expande el diámetro del haz 502. La lente 516 de enfoque fijo enfoca el haz 502 en una pieza, es decir, el ojo 10, y proporciona una profundidad suficiente, indicada por la flecha 518, en el plano del foco de la lente 516. Esto permite flexibilidad en la colocación de la óptica 510 de proyección respecto de la superficie de la pieza. Una implementación alternativa es eliminar la lente 514 cuando se pueda tolerar una flexibilidad menor.

25 Después de salir de la óptica 510 de proyección, el haz 502 impacta sobre la óptica 520 de espejos de traslación sobre los ejes X-Y sobre los que el haz 502 se traslada o se desplaza independientemente a lo largo de cada uno de los dos ejes de traslación ortogonales controlado por el controlador 530 de traslación del haz. Típicamente, el controlador 530 es un procesador programado con un conjunto de traslaciones o desplazamientos bidimensionales predeterminados del haz 502 dependiendo del procedimiento oftálmico concreto que se realice. De esta manera, el controlador 530 se programa de acuerdo con uno de los procedimientos de distribución de disparos descritos anteriormente dependiendo de la condición del ojo en tratamiento. Los desplazamientos programados del haz 502 se implementan mediante la óptica 520 de espejos de desplazamiento sobre los ejes X-Y.

35 De acuerdo con la presente invención cada eje X e Y de traslación es controlado independientemente por un espejo de traslación. Como se muestra esquemáticamente en la figura 7, la operación de traslación sobre el eje Y de la óptica 520 de espejos de traslación sobre X-Y se implementa usando un espejo 522 de traslación. El espejo 522 de traslación es móvil entre la posición mostrada y la posición indicada por la línea 526 de puntos; el movimiento del espejo 522 de traslación es tal que el ángulo del haz de salida respecto del haz de entrada permanece constante. Dicho movimiento se realiza mediante el motor y control 525 de traslación del espejo excitado por señales de entrada recibidas del controlador 530 de traslación del haz. A modo de ejemplo, el motor y el controlador 525 pueden estar realizados con un motor de Trilogy Systems Corporation (por ejemplo, modelo T050) y una tarjeta de control de Delta Tau Systems (por ejemplo, modelo 400-602276 PMAC).

45 Con el espejo 522 de traslación situado como se muestra, el haz recorre la vía trazada por la línea 528a continua. Con el espejo 522 de traslación situado a lo largo de la línea 526 de puntos, el haz 502 recorre la vía trazada por la línea 528b de puntos. Se podría usar un espejo de traslación similar (no se muestra) para la operación de traslación sobre el eje X. La operación de traslación sobre el eje X se realiza de la misma manera excepto que es ortogonal a la traslación sobre el eje Y. La traslación sobre el eje X se puede implementar antes o después de la operación de traslación sobre el eje Y.

50 Aunque la invención ha sido descrita en relación con una realización específica de la misma, hay numerosas variaciones que pueden ser fácilmente evidentes para los expertos en la técnica a la luz de las enseñanzas precedentes. Por consiguiente, se debe entender que, dentro del ámbito de las reivindicaciones adjuntas, la invención puede ser realizada de manera distinta a la descrita específicamente.

55

60

65

REIVINDICACIONES

5 1. Un sistema (5) de erosión de una región (11, 31) conformada del tejido corneal de un ojo (10) de acuerdo con el tratamiento de la miopía o de la hipermetropía, que comprende:

un láser (500) pulsado para producir un haz (502) pulsado que comprende una pluralidad (N) de disparos del haz láser de intensidad uniforme, estando dirigidos cada uno de dichos disparos del haz láser sobre una vía (528) del haz;

10 un mecanismo (520) para cambiar dicha vía del haz de una vía (528a) original del haz a una vía (528b) del haz diferente de acuerdo con una distribución predeterminada de los disparos, en el que dicha pluralidad de disparos del haz están dirigidos sobre dicho tejido corneal a erosionar; y

15 un controlador (530) para emitir comandos de control del cambio a dicho mecanismo de acuerdo con dicha distribución predeterminada de los disparos para aplicar dicha pluralidad (N) de disparos del haz láser a dicho tejido corneal con una distribución espacialmente extendida sobre un área aproximadamente equivalente al área de la superficie de dicha región (11, 31) conformada a erosionar; en el que

20 dicha distribución de disparos predeterminada se basa en una distribución de disparos uniforme con una densidad de disparos uniforme de dicha pluralidad (N) de disparos del haz láser; **caracterizado** porque

el mecanismo (520) de cambio incluye una óptica (522) de espejos de traslación controlados independientemente para dirigir el haz láser entre la vía (528a) original del haz láser y vías (528b) del haz seleccionadas.

25 2. Un sistema (5) como el reivindicado en la reivindicación 1, en el que la formación (11) corneal deseada de la visión que se corrige de miopía es facilitada por el controlador (530) que emite comandos para proveer una distribución que se extiende radialmente en todas las direcciones desde el centro de la formación (11) deseada y en el que la densidad de disparos del haz láser decrece a lo largo de una distancia (r) radial desde el eje (12) visual del ojo (10).

30 3. Un sistema (5) como el reivindicado en la reivindicación 1, en el que la formación (31) corneal deseada de visión que se corrige de hipermetropía es facilitada por el controlador (530) que emite comandos para proveer una distribución que se extiende radialmente en todas las direcciones desde el centro de la formación (31) deseada y en el que la densidad de disparos del haz (502) láser crece a lo largo de una distancia (r) radial desde el eje (12) visual del ojo (10).

35 4. Un sistema (5) como el reivindicado en la reivindicación 1, en el que para que la visión se corrija de astigmatismo, el controlador (530) emite comandos para obtener una distribución que extiende el haz (502) láser a lo largo de un plano perpendicular al eje (12) visual y en direcciones del mismo opuestas, y en el que la eliminación (51) de material superficial de la cornea (11) por cada uno de la pluralidad de disparos tiene un espesor que decrece hacia fuera desde su eje (52) central.

40 5. Un sistema (5) como el reivindicado en cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que comprende además una óptica (510) de proyección para incrementar la profundidad de enfoque en cada uno de los disparos del haz láser.

45 6. Un sistema (5) como el reivindicado en cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el láser (500) pulsado comprende un láser excímero de a 193 nanómetros de longitud de onda que produce disparos del haz láser de intensidad uniforme.

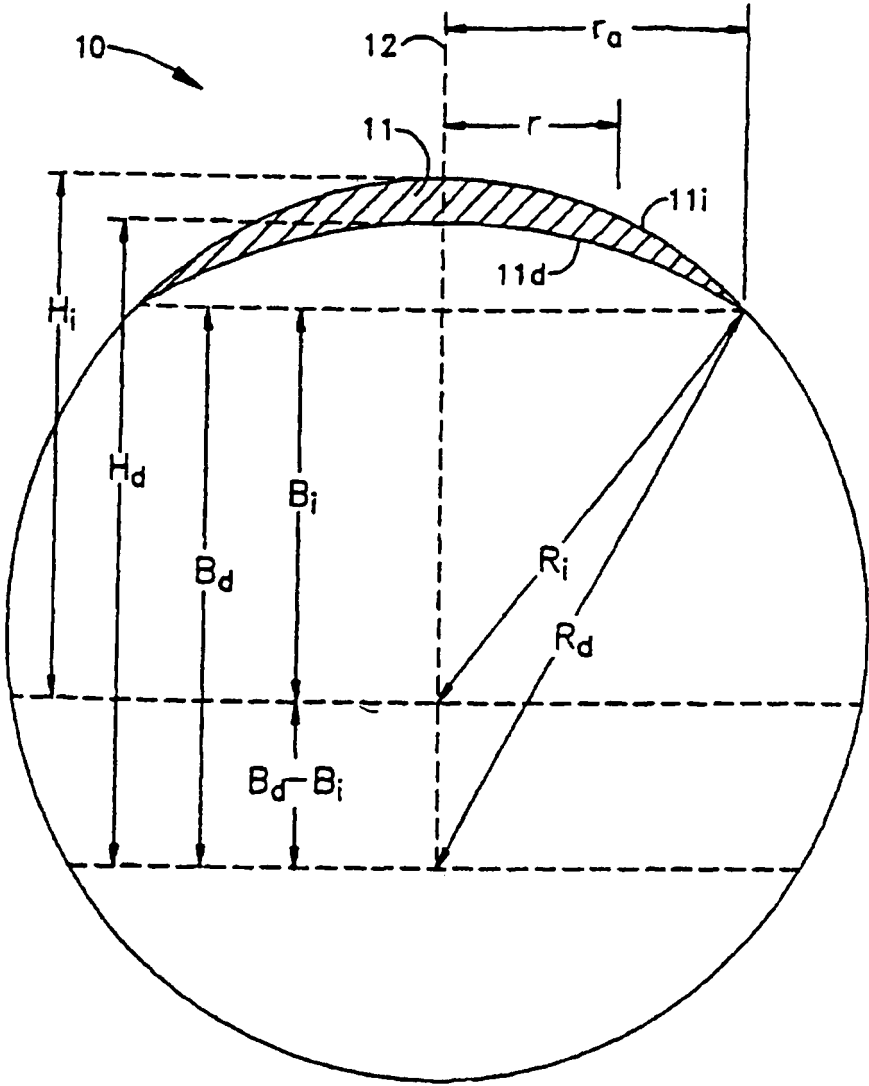


FIG. 1A

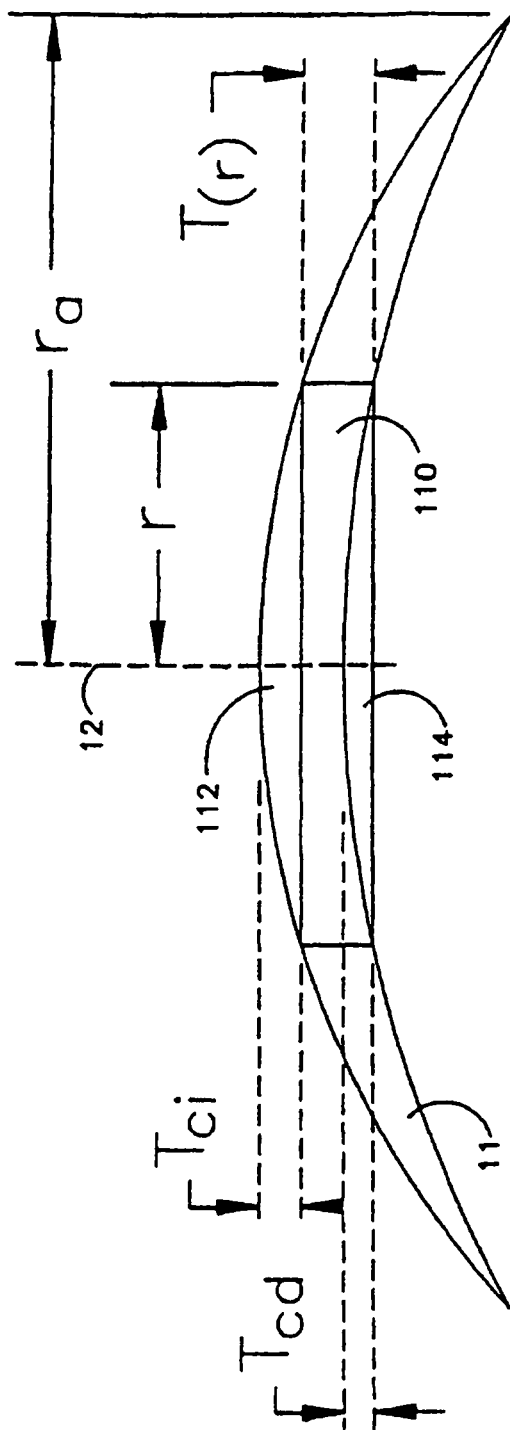


FIG. 1B

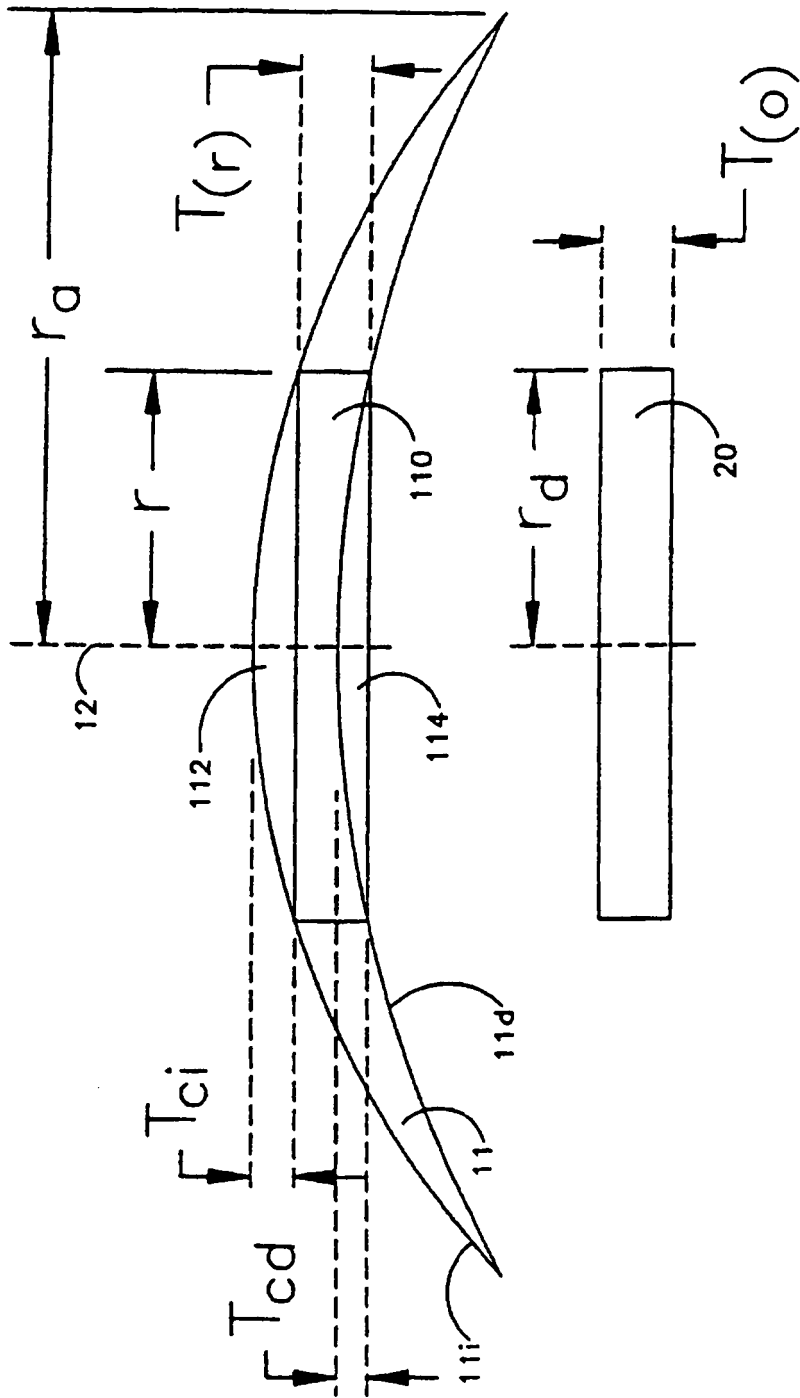


FIG. 2

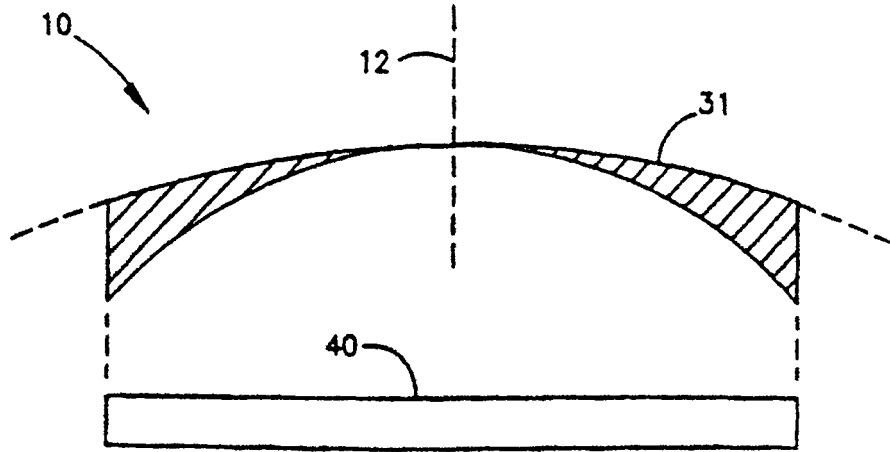


FIG. 3

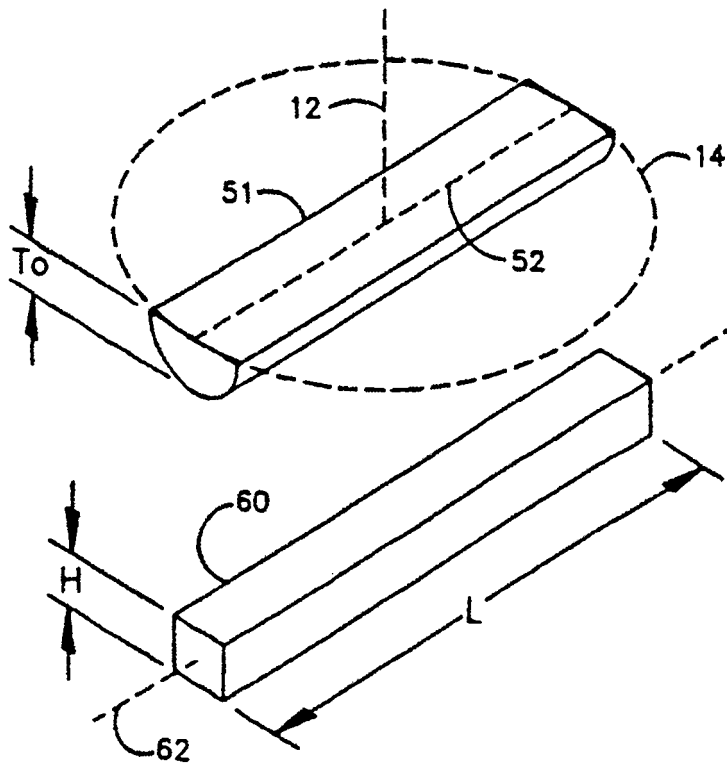


FIG. 4

Figura 5

