



República Federativa do Brasil
Ministério da Indústria, Comércio Exterior
e Serviços
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(11) PI 0605632-6 B1

(22) Data do Depósito: 04/04/2006

(45) Data de Concessão: 27/02/2018



* B R P I 0 6 0 5 6 3 2 B 1 *

(54) Título: LENTES OFTÁLMICA

(51) Int.Cl.: A61F 2/16; G02C 7/02

(30) Prioridade Unionista: 05/04/2005 US 60/668,520

(73) Titular(es): ALCON, INC.

(72) Inventor(es): XIN HONG; STEPHEN J. NOY VAN; JIHONG XIE; DAN STANLEY; MUTLU KARAKELLE; MICHAEL J. SIMPSON; XIAOXIAO ZHANG

Relatório Descritivo da Patente de Invenção para "**LENTE OFTÁLMICA**".

Pedido Relacionado

[001] O presente pedido reivindica prioridade ao Pedido de Patente Provisório U.S. No. Serial 60/668.520 intitulado "Intraocular Lens", depositado em 5 de abril de 2005, que é aqui incorporado por referência.

[002] Um pedido de patente U.S. intitulado "Intraocular Lens", designado para o procurador do presente pedido, e depositado simultaneamente com ele, é aqui também incorporado por referência.

Antecedentes

[003] A presente invenção refere-se, de forma geral, a lentes oftálmicas, e mais particularmente, a lentes intraoculares (IOLs) tendo ótimos fatores de forma.

[004] Lentes intraoculares são rotineiramente implantadas em olhos de pacientes durante a cirurgia de catarata para substituir a lente natural obscurecida. O desempenho pós-operatório de tais IOLs, entretanto, pode ser degradado devido a uma variedade de fatores. Por exemplo, aberrações introduzidas como resultado do mau alinhamento da IOL implantada em relação à córnea, e/ou as aberrações inerentes do olho, podem afetar adversamente o desempenho ótico da lente.

[005] Dessa maneira, existe uma necessidade por IOLs melhoradas que possam prover um desempenho ótico mais robusto.

Sumário

[006] Em um aspecto, a presente invenção provê uma lente oftálmica (por exemplo, uma lente intraocular) tendo uma ótica com uma superfície anterior e uma superfície posterior. A ótica exibe um fator de forma em uma faixa de cerca de -0,5 a cerca de 4. Em um aspecto relacionado, o fator de forma da ótica situa-se em uma faixa de cerca de 0 a cerca de 2. Os fatores de forma acima ocasionam uma pluralidade

de diferentes formas de lente, tal como, biconvexa, plano-convexa, plano-côncava e convexa-côncava.

[007] Em um outro aspecto, a ótica é formada de um material polimérico biocompatível. Por meio de exemplo, a ótica pode ser formada de um material polimérico de acrílico mole. Outros exemplos de materiais adequados incluem, sem limitação, hidrogel e materiais de silicone.

[008] Em um outro aspecto, pelo menos uma superfície da ótica pode ser caracterizada por um perfil de base asférico (isto é, um perfil de base que exhibe desvios da esfericidade). Por meio de exemplo, o perfil de base pode ser caracterizado por uma constante cônica em uma faixa de cerca de -73 a cerca de -27.

[009] Em um aspecto relacionado, o perfil asférico da superfície da lente pode ser definido de acordo com a seguinte relação:

$$z = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2r^2}}$$

onde,

c representa a curvatura da superfície no seu ápice (na sua interseção com o eixo ótico),

r representa a distância radial do eixo ótico e

k representa a constante cônica,

onde

c pode estar, por exemplo, em uma faixa de cerca de $0,0152 \text{ mm}^{-1}$ a cerca de $0,0659 \text{ mm}^{-1}$,

r pode estar, por exemplo, em uma faixa de cerca de 0 a cerca de 5 mm e

k pode estar, por exemplo, em uma faixa de cerca de -1162 a cerca de -19 (por exemplo, em uma faixa de cerca de -73 a cerca de -27).

[0010] Em um aspecto relacionado, a ótica da lente acima pode ter

um fator de forma em uma faixa de cerca de 0 a cerca de 2.

[0011] Em algumas modalidades nas quais uma ou mais superfícies da lente oftálmica exibem asfericidade, o fator de forma da lente (por exemplo, uma IOL) pode ser selecionado como uma função dessa asfericidade de modo a otimizar o desempenho ótico da lente. Por meio de exemplo, em um aspecto, a invenção provê uma lente oftálmica tendo uma ótica com uma superfície anterior e uma superfície posterior, onde pelo menos uma das superfícies exibe um perfil asférico caracterizado por uma constante cônica em uma faixa de cerca de -73 a cerca de -27. A ótica exibe um fator de forma em uma faixa de cerca de -0,5 a cerca de 4.

[0012] Em um aspecto relacionado, uma lente oftálmica tendo uma ótica com um fator de forma em uma faixa de cerca de 0 a cerca de 2 inclui pelo menos uma superfície asférica caracterizada por uma constante cônica em uma faixa de cerca de -73 a cerca de -27.

[0013] Em outros aspectos, uma lente intraocular adaptada para implantação em um olho tendo um raio de córnea igual a ou menor do que cerca de 7,1 mm é descrita, que inclui uma ótica tendo uma superfície anterior e uma superfície posterior. A ótica exibe um fator de forma em uma faixa de cerca de -0,5 a cerca de 4. Em um aspecto relacionado, a ótica exibe um fator de forma em uma faixa de cerca de +0,5 a cerca de 4, ou em uma faixa de cerca de 1 a cerca de 3.

[0014] Em um outro aspecto, a invenção provê uma lente intraocular adaptada para implantação em um olho tendo um raio de córnea em uma faixa de cerca de 7,1 mm a cerca de 8,6 mm, que inclui uma ótica tendo uma superfície anterior e uma superfície posterior. A ótica exibe um fator de forma em uma faixa de cerca de 0 a cerca de 3. Em um aspecto relacionado, a ótica exibe um fator de forma em uma faixa de cerca de +0,5 a cerca de 3, ou em uma faixa de cerca de 1 a cerca de 2.

[0015] Em um outro aspecto, uma lente intraocular adaptada para implantação em um olho tendo um raio de córnea igual a ou maior do que cerca de 8,6 é descrita, que inclui uma ótica tendo uma superfície anterior e uma superfície posterior. A ótica exibe um fator de forma em uma faixa de cerca de 0,5 a cerca de 2. Em um aspecto relacionado, a ótica exibe um fator de forma em uma faixa de cerca de 1 a cerca de 2.

[0016] Em um outro aspecto, a invenção provê uma lente intraocular adaptada para a implantação em um olho tendo um comprimento axial igual a ou menor do que cerca de 22 mm, que inclui uma ótica tendo uma superfície anterior e uma superfície posterior. A ótica pode ter um fator de forma em uma faixa de cerca de 0 a cerca de 2, ou em uma faixa de cerca de 0,5 a cerca de 2.

[0017] Em outros aspectos, a invenção descreve métodos para selecionar uma lente oftálmica para implantação em um olho de paciente com base em um ou mais parâmetros biométricos oculares do paciente. Por exemplo, um método de correção de visão é descrito que inclui selecionar uma IOL, que compreende uma ótica exibindo um fator de forma em uma faixa de cerca de -0,5 a cerca de 4 (ou em uma faixa de cerca de +0,5 a cerca de 4), para implantação em um olho tendo um raio de córnea que é igual a ou menor do que cerca de 7,1 mm.

[0018] Em um outro aspecto, um método de correção de visão é descrito que inclui selecionar uma IOL, que compreende uma ótica exibindo um fator de forma em uma faixa de cerca de 0 a cerca de 3 (ou em uma faixa de cerca de 0,5 a cerca de 3), para implantação em um olho tendo um raio de córnea em uma faixa de cerca de 7,1 mm a cerca de 8,6 mm.

[0019] Em ainda um outro aspecto, um método de correção de visão é descrito que inclui selecionar uma IOL, que compreende uma

ótica exibindo um fator de forma em uma faixa de cerca de 0,5 a cerca de 2, para implantação em um olho tendo um raio de córnea que é igual a ou maior do que cerca de 8,6 mm.

[0020] Em um outro aspecto, um método de visão corrigida é descrito que inclui selecionar uma IOL, que compreende uma ótica exibindo um fator de forma em uma faixa de cerca de 0 a cerca de 2 (ou em uma faixa de cerca de 0,5 a cerca de 2), para implantação em um olho tendo um comprimento axial igual a ou menor do que cerca de 22 mm.

[0021] Em um outro aspecto, um método para projetar uma lente oftálmica é descrito que inclui definir uma função de erro, que é indicativa da variabilidade no desempenho de uma lente em uma população de paciente, com base na variabilidade estimada em um ou mais parâmetros biométricos associados com essa população, e selecionar um fator de forma para a lente que reduz a função de erro em relação a um valor de referência. Em um aspecto relacionado, a função de erro pode também incluir um erro estimado na correção do alcance ótico provido pela lente e/ou um erro de aberração estimado.

[0022] Em um aspecto relacionado, a função de erro (RxErro) pode ser definida de acordo com a seguinte relação:

$$\text{Rxerro} = \sqrt{\Delta\text{biométrico}^2 + \Delta\text{IOLalcance}^2 + \Delta\text{aberração}^2}$$

onde,

$\Delta\text{biométrico}$ representa a variabilidade devido aos erros dos dados biométricos,

$\Delta\text{IOLalcance}$ representa a variabilidade devido aos erros de correção do alcance ótico e

$\Delta\text{aberração}$ representa a variabilidade devido às contribuições da aberração.

[0023] Em um outro aspecto, o $\Delta\text{biométrico}$ pode ser definido de acordo com a seguinte relação:

$$\Delta\text{biométrico} = \sqrt{\Delta K^2 + \Delta AL^2 + \Delta ACD^2}$$

onde,

Δk representa o erro em medições ceratométricas,

ΔAL representa o erro em medições do comprimento axial e

ΔACD representa o erro nas medições da profundidade da câmara anterior.

[0024] Em um outro aspecto, a Δ aberração pode ser definida de acordo com a seguinte relação:

$$\Delta \text{aberração} = \sqrt{\Delta \text{Astig}^2 + \Delta SA^2 + \Delta \text{outro}^2}$$

onde,

Δastig representa a variabilidade devido à aberração astigmática,

ΔSA representa a variabilidade devido à aberração esférica e

Δoutro representa a variabilidade devido a outras aberrações.

[0025] Em um aspecto adicional, o ΔIOL alcance pode ser definida de acordo com a seguinte relação:

$$\Delta IOL \text{alcance} = \sqrt{\Delta IOL \text{etapa}^2 + \Delta IOL \text{tol}^2 + \Delta ELP^2}$$

onde,

$\Delta IOL \text{etapa}$ representa a variabilidade causada pela diferença entre uma correção de alcance provida pela lente e uma correção de alcance necessitada por um paciente,

$\Delta IOL \text{tol}$ representa a tolerância da fabricação do alcance e

ΔELP representa a variabilidade em uma mudança da posição efetiva da lente dentro do olho.

[0026] Um entendimento adicional da invenção pode ser obtido por referência à descrição detalhada seguinte, em conjunto com os desenhos associados, que são discutidos brevemente abaixo.

Breve Descrição dos Desenhos

[0027] A figura 1 é uma vista lateral esquemática de uma IOL de acordo com uma modalidade da invenção,

[0028] A figura 2 apresenta a magnitude simulada de tipos diferentes de aberração (esférico, desfoco, coma e aberrações astigmáticas) exibidas por uma IOL como uma função do seu fator de forma para uma descentralização de 1,5 mm,

[0029] A figura 3 apresenta resultados de simulação para aberrações exibidas por uma IOL devido à inclinação como uma função do fator de forma da IOL,

[0030] A figura 4A apresenta a aberração esférica graficamente calculada exibida por um olho modelo caracterizado por uma profundidade média de câmara anterior na qual uma IOL é incorporada, como uma função do fator de forma da IOL,

[0031] A figura 4B apresenta MTFs graficamente calculados em 50 lp/mm e 100 lp/mm para um olho modelo caracterizado por uma profundidade média da câmara anterior na qual uma IOL é incorporada, como uma função do fator de forma da IOL,

[0032] A figura 5A representa MTFs simulados em 50 lp/mm e 100 lp/mm para um olho modelo caracterizado por uma pequena profundidade da câmara anterior na qual uma IOL é incorporada, como uma função do fator de forma da IOL,

[0033] A figura 5B representa a aberração esférica simulada exibida por um olho modelo caracterizado por uma pequena profundidade da câmara anterior na qual uma IOL é incorporada, como uma função do fator de forma da IOL,

[0034] A figura 6A representa a aberração esférica simulada exibida por um olho modelo caracterizado por uma grande profundidade da câmara anterior na qual uma IOL é incorporada, como uma função do fator de forma da IOL,

[0035] A figura 6B representa MTFs simulados em 50 lp/mm e 100

lp/mm para um olho modelo caracterizado por uma grande profundidade da câmara anterior na qual uma IOL é incorporada, como uma função do fator de forma da IOL,

[0036] A figura 7A representa aberrações esféricas graficamente simuladas exibidas por uma pluralidade de olhos modelos tendo diferentes asfericidades de córnea na qual uma IOL é incorporada, como uma função do fator de forma da IOL,

[0037] A figura 7B representa MTF graficamente simulado como 50 lp/mm obtido para olhos modelos tendo diferentes asfericidades de córnea na qual uma IOL é incorporada, como uma função do fator de forma da IOL,

[0038] A figura 7C representa MTF graficamente simulado em 100 lp/mm obtido para olhos modelos tendo diferentes asfericidades de córnea na qual uma IOL é incorporada, como uma função do fator de forma da IOL,

[0039] A figura 8A representa aberração esférica simulada exibida por dois olhos modelos caracterizados por raios diferentes de córnea como uma função do fator de forma de uma IOL incorporada nos modelos,

[0040] A figura 8B representa MTF simulado em 50 lp/mm exibido por dois olhos modelos caracterizados por raios diferentes de córnea como uma função do fator de forma de uma IOL incorporada nos modelos,

[0041] A figura 8C representa MTF simulado em 100 lp/mm exibido por dois olhos modelos caracterizados por raios diferentes de córnea como uma função do fator de forma de uma IOL incorporada nos modelos,

[0042] A figura 9A representa aberração esférica simulada exibida por uma pluralidade de olhos modelos tendo comprimentos axiais diferentes como uma função do fator de forma de uma IOL incorporada

nos modelos,

[0043] A figura 9B representa MTFs simulados em 50 lp/mm exibidos por uma pluralidade de olhos modelos tendo comprimentos axiais diferentes como uma função do fator de forma de uma IOL incorporada nos modelos,

[0044] A figura 9C representa MTFs simulados em 100 lp/mm exibidos por uma pluralidade de olhos modelos tendo comprimentos axiais diferentes como uma função do fator de forma de uma IOL incorporada nos modelos,

[0045] A figura 10 é uma vista lateral esquemática de uma lente de acordo com uma modalidade da invenção tendo uma superfície anterior asférica,

[0046] A figura 11 apresenta uma pluralidade de gráficos representando a depressão de uma superfície asférica de duas lentes de acordo com os ensinamentos da invenção tendo fatores de forma diferentes e

[0047] A figura 12 apresenta graficamente os resultados da simulação de Monte Carlo para o desempenho ótico de uma pluralidade de IOLs como uma função das tolerâncias de fabricação.

Descrição Detalhada das Modalidades Preferidas

[0048] A figura 1 representa esquematicamente uma IOL 10 de acordo com uma modalidade da invenção tendo uma ótica 12 que inclui uma superfície anterior 14 e uma superfície posterior 16. Nessa modalidade, as superfícies anterior e posterior 14 e 16 são dispostas simetricamente ao redor de um eixo ótico 18, embora em outras modalidades uma ou ambas dessas superfícies possam exibir um grau de assimetria em relação ao eixo ótico. A IOL exemplar 10 também inclui elementos de fixação que se estendem radialmente ou háptica 20 que facilitam a sua colocação no olho. Nessa modalidade, a ótica é formada de um polímero acrílico mole, geralmente conhecido como Acrysof,

embora em outras modalidades, ela possa ser formada de outros materiais biocompatíveis, tais como silicone ou hidrogel. A lente 10 provê um alcance ótico refrativo em uma faixa de cerca de 6 a cerca de 34 dioptrias (D), e de preferência em uma faixa de cerca de 16 D a cerca de 25 D.

[0049] Nessa modalidade exemplar, a lente 10 tem um fator de forma em uma faixa de cerca de 0 a cerca de 2. De forma mais geral, em muitas modalidades, o fator de forma da lente 10 pode variar de cerca de -0,5 a cerca de 4. Como conhecido na técnica, o fator de forma da lente 10 pode ser definido de acordo com a relação seguinte:

$$\text{Fator de forma}(X) = \frac{C_1 + C_2}{C_1 - C_2} \text{ Eq. (1)}$$

onde C_1 e C_2 representam, respectivamente, as curvaturas das superfícies anterior e posterior.

[0050] O fator de forma da IOL 10 pode afetar as aberrações (por exemplo, aberrações esféricas e/ou astigmáticas) que a lente pode introduzir como resultado de sua inclinação e descentralização, por exemplo, quando implantada no olho do paciente ou em um olho modelo. Como discutido em mais detalhes abaixo, as aberrações causadas por uma pluralidade de IOLs com fatores de forma diferentes foram teoricamente estudadas como uma função da inclinação e descentralização pela utilização de um olho modelo. Esses estudos indicam que IOLs tendo um fator de forma em uma faixa de cerca de 0 a cerca de 2 introduzem aberrações muito reduzidas como resultado da inclinação e descentralização.

[0051] Mais particularmente, para estudar os efeitos de um fator de forma de uma IOL nas aberrações induzidas por sua inclinação e descentralização, um modelo de olho hipotético tendo propriedades óticas (por exemplo, forma de córnea) similares a essas de um olho humano comum foi utilizado. Os raios das superfícies óticas e as separações entre os componentes óticos foram escolhidos para correspon-

der com valores médios desses parâmetros para a população humana. Os índices refrativos dos componentes óticos foram escolhidos para prover alcance refrativo selecionado e aberrações cromáticas. Além disso, a superfície da córnea anterior do modelo foi selecionada para ter uma forma asférica. Uma IOL sob estudo substituiu a lente natural no modelo. A tabela 1 abaixo lista os vários parâmetros de projeto do olho modelo:

Tabela 1

Superfície	Tipo	Raio (mm)	Espessura (mm)	Classe	Diâmetro (mm)	Constante cônica
Obj	Padrão	Infinidade	Infinidade		0,000	0,000
1	Padrão	Infinidade	10,000		5,000	0,000
2	Padrão	7,720	0,550	córnea	14,800	-0,260
3	Padrão	6,500	3,050	aquoso	12,000	0,000
STO	Padrão	Infinidade	0,000	aquoso	10,000	0,000
5	Padrão	10,200	4,000	lente	11,200	-3,132
6	Padrão	-6,000	16,179	vítreo	11,200	-1,000
IMA	Padrão	-12,000	24,000		0,000	

[0052] Um software de projeto ótico comercializado como Zemax® (versão 4 de março de 2003, Zemax Development Corporation, San Diego, CA) foi utilizado para as simulações das propriedades óticas do olho modelo. Uma função de mérito foi definida com base na aberração de frente de onda da raiz média quadrática (RMS), isto é, o desvio da frente de onda da RMS de um sistema ótico de uma onda plana. Em geral, quanto maior o erro da frente de onda da RMS, mais fraco é o desempenho do sistema ótico. Um sistema ótico com um erro de frente de onda de RMS que é menor do que cerca de 0,071 ondas é tipicamente considerado como exibindo um desempenho ótico de difração limitada.

[0053] Os efeitos do mau alinhamento (inclinação e/ou descentralização) de uma IOL no seu desempenho ótico para uma série de fato-

res diferentes de forma foram simulados pela colocação das IOLs no olho modelo acima e utilizando o software Zemax®. Para essas simulações, assumiu-se que a IOL tinha superfícies esféricas de modo a investigar os efeitos do fator de forma sozinho (em oposição a esse do fator de forma e asfericidade combinados). Para simular as condições de visualização escotópica para pacientes idosos, uma pupila de entrada de 5 mm foi escolhida. As condições seguintes de mau alinhamento foram consideradas: descentralização de IOL de 1,5 mm e uma inclinação de IOL de 10 graus. Essas duas condições representam os casos extremos de maus alinhamentos da IOL.

[0054] A figura 2 apresenta a magnitude simulada de tipos diferentes de aberração (aberração esférica, desfoco, coma e astigmatismo) como uma função do fator de forma para descentralização de 1,5 mm da IOL. Essas simulações indicam que IOLs com um fator de forma em uma faixa de cerca de 0 a cerca de 2 exibem aberrações muito menores como resultado da descentralização. Por exemplo, uma IOL com um fator de forma de cerca de 1 introduz uma aberração de desfoco de 0,07 D comparada com uma aberração de desfoco de 0,32 D introduzida por uma IOL tendo um fator de forma de -1.

[0055] A figura 3 apresenta os resultados de simulação para aberrações introduzidas como resultado da inclinação da IOL. Esses resultados indicam que as aberrações de desfoco e astigmáticas não são significativamente influenciadas pelo fator de forma da IOL enquanto as aberrações de coma e esféricas exibem dependência até mesmo mais forte do fator de forma do que sua dependência no caso da descentralização da IOL. Novamente, as IOLs com fatores de forma em uma faixa de cerca de 0 a 2 exibem um desempenho estável.

[0056] Em outros aspectos, foi verificado que certos parâmetros biométricos do olho (por exemplo, raio da córnea e comprimento axial) podem ser considerados enquanto selecionando o fator de forma de

uma IOL para implantação no olho para prover desempenho melhorado da lente. Como discutido em mais detalhes abaixo, em algumas modalidades, fatores ótimos de forma da IOL são providos para populações de olho diferentes, por exemplo, olho humano comum (olhos com valores comuns para certos parâmetros biométricos), e outras populações caracterizadas por valores extremos para esses parâmetros.

[0057] Os parâmetros biométricos do modelo de olho acima foram variados para simular o desempenho de uma pluralidade de IOLs tendo fatores de forma diferentes para olhos diferentes. Para um olho humano comum, um raio de córnea (r) de 7,72 mm, uma asfericidade de córnea (Q) de -0,26, uma profundidade de câmara anterior (ACD) de 4,9 mm e um comprimento axial (AL) de 24,4 mm foram assumidos. Para investigar olhos humanos com valores biométricos grandes ou pequenos extremos, a profundidade da câmara anterior foi variada de 4,3 mm para 5,5 mm, a asfericidade da córnea foi variada de -0,50 para 0, o raio da córnea foi variado de 7,10 mm para 8,60 mm e o comprimento axial foi variado de 22,0 mm para 26,0 mm. Essas faixas são suficientemente amplas para cobrir os valores exibidos pela maioria da população. O desempenho ótico das IOLs foi avaliado com base em dois critérios: função de transferência de modulação (MTF) e aberração de onda calculada. Como conhecido para esses versados na técnica, a MTF provê uma medida quantitativa do contraste de imagem exibido por um sistema ótico, por exemplo, um sistema formado de uma IOL e a córnea. Mais especificamente, a MTF de um sistema de geração de imagem pode ser definida como uma razão de um contraste associado com uma imagem de um objeto formada pelo sistema ótico em relação a um contraste associado com o objeto.

[0058] A Tabela 2 abaixo apresenta os resultados de simulação do desempenho ótico das IOLs tendo fatores de forma em uma faixa de

cerca de -2 a cerca de 4 para um olho tendo uma profundidade de câmara anterior (ACD) média de 4,9 mm, um raio de córnea de 7,72 mm, uma asfericidade de córnea de -0,26 e um comprimento axial (AL) de 24,4 mm, em um tamanho de pupila de 5 mm.

Tabela 2

Fator de forma (X)	Aberração esférica (SA)	MTF em 50 lp/mm	MTF em 100 lp/mm
-2	0,478	0,037	0,095
-1,5	0,386	0,117	0,051
-1	0,307	0,212	0,011
-0,5	0,244	0,331	0,016
0	0,195	0,455	0,128
0,5	0,162	0,555	0,250
1	0,142	0,615	0,334
1,5	0,134	0,637	0,366
2	0,138	0,625	0,348
3	0,174	0,516	0,199
4	0,239	0,340	0,021

[0059] Para a apresentação gráfica da informação na Tabela 2, as figuras 4A e 4B provêm, respectivamente, a aberração esférica calculada e MTF apresentadas na Tabela 1 como uma função do fator de forma da IOL.

[0060] A Tabela 3 abaixo apresenta os resultados de simulação para o desempenho ótico de uma pluralidade de IOLs tendo fatores de forma na faixa acima de -2 a 4 em um tamanho de pupila de 5 mm para um olho tendo uma profundidade de câmara anterior (ACD) pequena de 4,3 mm, mas o mesmo raio de córnea (7,72 mm) e asfericidade (-0,26) bem como comprimento axial (24,4 mm) como esses utilizados na simulação prévia. As figuras 5A e 5B representam graficamente, respectivamente, a aberração esférica (SA) calculada e o MTF apresentados na Tabela 3 como uma função do fator de forma da IOL.

Tabela 3

Fator de forma (X)	Aberração esférica (ondas)	MTF em 50 lp/mm	MTF em 100 lp/mm
-2	0,461	0,047	0,095
-1,5	0,374	0,125	0,042
-1	0,300	0,219	0,014
-0,5	0,240	0,337	0,021
5	0,194	0,457	0,130
0,5	0,161	0,553	0,249
1	0,141	0,613	0,331
1,5	0,133	0,636	0,365
2	0,136	0,627	0,353

[0061] A Tabela 4 abaixo apresenta os resultados de simulação para o desempenho ótico de uma pluralidade de IOLs tendo fatores de forma na faixa acima de -2 a 4 em um tamanho de pupila de 5 mm para um olho tendo uma profundidade de câmara anterior (ACD) grande de 5,5 mm, um raio de córnea de 7,72 mm, uma asfericidade de córnea de -0,26 e um comprimento axial de 24,4 mm. Além disso, as figuras 6A e 6B representam graficamente, respectivamente, a aberração esférica (SA) calculada e o MTF apresentados na Tabela 4 como uma função do fator de forma da IOL.

Tabela 4

Fator de forma (X)	Aberração esférica (ondas)	MTF em 50 lp/mm	MTF em 100 lp/mm
-2	0,498	0,026	0,093
-1,5	0,399	0,108	0,059
-1	0,316	0,204	0,008
0,5	0,249	0,325	0,011
0	0,198	0,454	0,125
0,5	0,162	0,556	0,251
1	0,142	0,617	0,336

Fator de forma (X)	Aberração esférica (ondas)	MTF em 50 lp/mm	MTF em 100 lp/mm
1,5	0,135	0,637	0,365
2	0,140	0,622	0,342

[0062] Essas simulações indicam que IOLs com fatores de forma em uma faixa de cerca de -0,5 a cerca de 4, e particularmente essas tendo fatores de forma em uma faixa de cerca de 0 a cerca de 2, provêm desempenho ótico melhorado. As simulações, entretanto, mostram que a profundidade da câmara anterior não afeta significativamente o desempenho de uma IOL.

[0063] Embora nas simulações anteriormente mencionadas as aberrações esféricas tenham sido consideradas, se a IOL está mau alinhada em relação à córnea, outras aberrações (por exemplo, desfoco, astigmatismo e coma) podem também estar presentes. As simulações dessas aberrações para ACD média, pequena e grande confirmam que as aberrações podem ser minimizadas pela utilização de fatores de forma em uma faixa de cerca de 0 a cerca de 2.

[0064] O impacto da asfericidade da córnea (Q) no fator de forma da IOL ótima foi também investigado utilizando o modelo de olho anteriormente mencionado e calculando a aberração esférica e MTF para $Q = 0$ (esférico), $Q = -0,26$ e $Q = -0,50$. Quanto mais negativo o valor de Q, mais plana é a porção periférica da córnea. $Q = -0,26$ corresponde com a asfericidade da córnea humana normal enquanto $Q = -0,50$ corresponde com a asfericidade de uma córnea extremamente plana. A Tabela 5 abaixo lista os resultados dessas simulações, com as figuras 7A, 7B e 7C representando graficamente, respectivamente, a aberração esférica simulada, o MTF em 50 lp/mm e o MTF em 100 lp/mm como uma função do fator de forma da IOL.

Tabela 5

X	SA (micron)			MTF@501p/mm			MTF@1001p/mm		
	Q = 0	Q=0,26	Q=0,50	Q = 0	Q=0,26	Q=0,50	Q = 0	Q=0,26	Q=0,50
-2	0,609	0,478	0,364	0,000	0,037	0,143	0,036	0,095	0,027
-1,5	0,524	0,389	0,264	0,010	0,117	0,292	0,084	0,051	0,007
-1	0,451	0,307	0,180	0,058	0,212	0,503	0,091	0,011	0,182
-0,5	0,392	0,244	0,112	0,111	0,331	0,4702	0,057	0,016	0,463
0	0,347	0,195	0,061	0,159	0,455	0,822	0,016	0,128	0,661
0,5	0,315	0,162	0,025	0,200	0,555	0,869	0,007	0,250	0,742
1	0,295	0,142	0,005	0,230	0,615	0,879	0,012	0,334	0,759
1,5	0,288	0,134	0,002	0,243	0,637	0,879	0,012	0,366	0,759
2	0,29	0,138	0,003	0,238	0,625	0,879	0,013	0,348	0,759
3	0,321	0,174	0,045	0,189	0,516	0,848	0,004	0,199	0,704
4	0,378	0,239	0,117	0,120	0,340	0,688	0,046	0,021	0,443

[0065] A aberração esférica exibida por uma córnea esférica ($Q=0$) é significativamente maior do que essas exibidas pelas córneas asféricas ($Q = -0,26$ e $Q = -0,50$), como esperado. Como resultado, os MTFs associados com $Q = 0$ são menores do que esses para $Q = -0,26$ e $Q = -0,50$. Entretanto, para cada um dos três casos, as simulações acima indicam que um fator de forma de IOL ótimo se situa em uma faixa de cerca de -0,5 a cerca de 4, e de preferência em uma faixa de cerca de 0 a cerca de 2.

[0066] Em um outro conjunto de simulações, o efeito do raio da córnea no fator ótimo de forma foi investigado. A Tabela 6 abaixo apresenta os resultados da simulação correspondendo com a aberração esférica bem como MTFs em 50 lp/mm e 100 lp/mm obtidos para uma pluralidade de IOLs tendo fatores de forma em uma faixa de cerca de -2 a cerca de 8 pela utilização do modelo de olho anteriormente mencionado e variando o raio da córnea. Mais especificamente, os ACD, Q e AL foram fixados, respectivamente, em 4,9 mm, -0,26 e 24,4 mm enquanto o raio da córnea foi variado. As figu-

ras 8A, 8B e 8C representam graficamente, respectivamente, variações da aberração esférica, o MTF em 50 lp/mm e o MTF em 100 lp/mm nessas simulações como uma função do fator de forma da IOL para dois raios diferentes.

Tabela 6

X	SA (ondas)			MTF@501p/mm			MTF@1001p/mm		
	l=7,10	l=7,72	l=8,60	l=7,10	l=7,72	l=8,60	l=7,10	l=7,72	l=8,60
	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm
-2	0,312	0,478	0,856	0,196	0,037	0,086	0,010	0,095	0,031
-1,5	0,282	0,386	0,635	0,245	0,117	0,00	0,015	0,051	0,032
-1	0,255	0,307	0,447	0,297	0,212	0,07	0,002	0,011	0,086
-0,5	0,233	0,244	0,300	0,347	0,331	0,234	0,029	0,016	0,011
0	0,215	0,195	0,195	0,393	0,455	0,468	0,067	0,128	0,139
0,5	0,201	0,162	0,133	0,432	0,555	0,65	0,105	0,250	0,382
1	0,190	0,142	0,111	0,463	0,615	0,711	0,139	0,334	0,476
1,5	0,182	0,134	0,127	0,485	0,637	0,667	0,165	0,336	0,408
2	0,177	0,138	0,174	0,499	0,625	0,528	0,182	0,348	0,210
3	0,175	0,174	0,34	0,503	0,516	0,173	0,188	0,199	0,008
4	0,182	0,239	0,579	0,483	0,340	0,008	0,163	0,021	0,062
5	0,195	-	-	0,444	-	-	0,118	-	-
6	0,213	-	-	0,394	-	-	0,067	-	-
7	0,234	-	-	0,339	-	-	0,022	-	-
8	0,258	-	-	0,285	-	-	0,007	-	-

[0067] Essas simulações indicam que para uma córnea muito exagerada (por exemplo, um raio de córnea de 7,1 mm), o fator de forma da IOL tem um impacto relativamente pequeno na aberração esférica e no MTF. Por exemplo, em um tal caso, para fatores de forma em uma faixa ampla de cerca de -1 a cerca de 8, bom desempenho ótico é observado, embora fatores de forma em uma faixa de cerca de 0,5 a cerca de 4 sejam preferidos. Entretanto, para uma córnea tendo um grande raio, por exemplo, um raio maior do que cerca de 8,6 mm, uma

faixa perfeita de cerca de 0 a cerca de 2 (por exemplo, cerca de 0,5 a cerca de 2) para o fator de forma da IOL é observada. O pico do desempenho ótico da IOL como uma função do fator de forma também muda quando o raio da córnea varia de um valor pequeno para um grande. Por exemplo, as simulações indicam um desempenho de pico em um fator de forma de cerca de 3 para uma córnea com um raio de cerca de 7,1 mm e em um fator de forma de cerca de 1 para uma córnea com um raio de cerca de 8,6 mm.

[0068] Similar ao raio da córnea, foi verificado que um fator de forma perfeito para uma IOL pode variar como uma função do comprimento axial do olho. Por meio de exemplo, a Tabela 7 abaixo apresenta os resultados das simulações para desempenho ótico de uma pluralidade de IOLs tendo fatores de forma em uma faixa de -2 a 8 para uma pluralidade de comprimentos axiais (ALs) diferentes. O olho modelo utilizado para essas simulações foi caracterizado por um ACD = 4,9 mm, um raio de córnea (r) = 7,72 mm e uma asfericidade de córnea (Q) = -0,26. A representação gráfica dessas simulações são providas nas figuras 9A, 9B e 9C para aberração esférica, MTF em 50 lp/mm e MTF em 100 lp/mm, respectivamente.

Tabela 7

	SA (micron)			MTF@501p/mm			MTF@1001p/mm		
X	AL=22,0	AL=24,4	AL=26,0	AL=22,0	AL=24,4	AL=26,0	AL=22,0	AL=24,4	AL=26,0
	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm
-2	-	0,478	0,285	-	0,037	0,209	-	0,095	0,021
-1,5	-	0,386	-	-	0,117	-	-	0,051	-
-1	0,609	0,307	0,215	0,000	0,212	0,364	0,078	0,011	0,047
-0,5	-	0,244	-	-	0,331	-	-	0,016	-
0	0,281	0,195	0,166	0,322	0,455	0,507	0,015	0,128	0,200
0,5	-	0,162	-	-	0,555	-	-	0,250	-
1	0,168	0,142	0,138	0,591	0,615	0,596	0,284	0,334	0,318
1,5	-	0,134	-	-	0,637	-	-	0,366	-
2	0,240	0,138	0,127	0,407	0,625	0,629	0,070	0,348	-
3	0,441	0,174	0,,132	0,122	0,516	0,616	0,054	0,199	0,345
4	0,718	0,239	0,147	0,011	0,340	0,565	0,030	0,021	0,275
5	-	-	0,171	-	-	0,488	-	-	0,176
6	-	-	0,202	-	-	0,395	-	-	0,075
7	-	-	0,237	-	-	0,302	-	-	0,001
8	-	-	0,274	-	-	0,222	-	-	0,024

[0069] As simulações acima indicam que enquanto para um comprimento axial longo (por exemplo, um comprimento axial de cerca de 26 mm), IOLs tendo fatores de forma sobre uma ampla faixa (por exemplo, em uma faixa de cerca de -1 a cerca de 8) provêem desempenho substancialmente similar, para um curto comprimento axial (por exemplo, um comprimento axial de cerca de 22 mm), um fator de forma de IOL ótimo se situa em uma faixa de cerca de 0 a cerca de 2 (de preferência em uma faixa de cerca de 0,5 a cerca de 2). Além disso, o pico do desempenho ótico exibe uma mudança como uma função da variação do comprimento axial.

[0070] Em algumas modalidades, uma superfície anterior ou uma posterior da IOL inclui um perfil de base esférico selecionado para compensar a aberração esférica da córnea. Alternativamente, ambas as superfícies anterior e posterior podem ser asféricas de modo a coletivamente prover o grau selecionado de compensação para a aberração esférica da córnea. Por meio de exemplo, a figura 10 mostra uma IOL 22 de acordo com uma modalidade da invenção que inclui uma ótica tendo uma superfície posterior esférica 24 e uma superfície anterior asférica 26. Mais especificamente, a superfície anterior 26 é caracterizada por um perfil de base que é substancialmente coincidente com um perfil esférico suposto 26 (mostrado por linhas tracejadas) para pequenas distâncias radiais de um eixo ótico 28, mas desvia desse perfil esférico quando a distância radial do eixo ótico aumenta. Nessa modalidade, a superfície anterior asférica pode ser caracterizada pela relação seguinte:

$$z = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2r^2}} \quad \text{Eq. (2)}$$

onde

c representa a curvatura da superfície no seu ápice (na sua interseção com o eixo ótico),

r representa a distância radial do eixo ótico e

k representa a constante cônica.

[0071] Em algumas modalidades a constante cônica k pode variar de cerca de -1162 até cerca de -19 (por exemplo, de cerca de -73 a cerca de -27) e o fator de forma da lente pode variar de cerca de -0,5 a cerca de 4, e mais preferivelmente, de cerca de 0 a cerca de 2. Para mostrar a eficácia de tais IOLs asféricas na redução das aberrações esféricas da córnea, duas IOLs asféricas foram teoricamente projetadas. Foi assumido que as IOLs eram formadas de um polímero acrílico geralmente conhecido como Acrysof. Uma das IOLs foi selecionada para ter um fator de forma de zero ($X = 0$) enquanto a outra foi escolhida para ter um fator de forma de 1 ($X = 1$). A espessura da borda para cada IOL foi fixada em 0,21 mm. Para a IOL com $X = 0$, os raios anterior e posterior foram ajustados, respectivamente, em 22,934 mm e -22,934 mm, a espessura central foi ajustada em 0,577 mm e a asfericidade da superfície anterior (isto é, a constante cônica) foi selecionada para ser -43,656. Para a IOL com $X = 1$, a superfície posterior foi selecionada para ser plana enquanto o raio da superfície anterior foi ajustado em 11,785 mm. A espessura central dessa lente era de 0,577 mm e a superfície anterior foi assumida como tendo uma asfericidade caracterizada por uma constante cônica de -3,594. A figura 11 mostra a depressão das superfícies anteriores dessas IOLs exemplares como uma função da distância radial do eixo ótico.

[0072] As simulações dos desempenhos óticos desses dois projetos de IOL no modelo de olho anteriormente mencionado mostram uma redução dos erros da frente de onda da RMS total para cerca de 0,000841 ondas no caso da IOL tendo um fator de forma que se aproxima de zero e para cerca de 0,000046 no caso da IOL tendo um fator de onda unitário.

[0073] Um outro fator que pode afetar o desempenho ótico de uma

IOL é sua posição efetiva. A posição efetiva da lente (por exemplo, definida aqui como a localização do plano principal em relação à superfície posterior) pode variar como uma função da forma da lente. A localização do segundo plano principal (PP_2) em relação ao ápice da superfície posterior pode ser definido pela relação seguinte:

$$PP_2 = \frac{-n_1 d F_1}{n_2 F_L} \quad \text{Eq. (3)}$$

onde n_1 e n_2 representam, respectivamente, os índices refrativos da IOL e o meio ambiente, F_1 representa o alcance ótico da superfície anterior e F_2 representa o alcance ótico da lente e d é a espessura central da lente. O plano háptico (o plano de apoio para a IOL implantada) localizado na linha central da borda da lente pode ter uma distância do ápice da superfície posterior especificada como:

$$HL = Sag_2 + \frac{ET}{2} \quad \text{Eq. (4)}$$

onde ET representa a espessura da borda da lente e Sag_2 representa a altura da depressão da superfície posterior na borda da lente. Utilizando as Equações (3) e (4) acima, a localização do segundo ponto principal em relação ao plano háptico pode ser definida como segue:

$$\Delta PP_2 = Sag_2 + \frac{ET}{2} - \frac{n_1 d F_1}{n_2 F_L} \quad \text{Eq. (5)}$$

onde ΔPP_2 representa uma mudança de deslocamento do plano principal, e os outros parâmetros são definidos acima.

[0074] Por meio de exemplo, a 2ª mudança do plano principal para a IOL anteriormente mencionada tendo um fator de forma de zero ($X = 0$) foi calculada (usando as equações acima) através de uma faixa de alcance de 0 a cerca de 35 D quando $\pm 0,03$ mm, enquanto a mudança correspondente para a IOL tendo um fator de forma da unidade ($X = 1$) foi calculada como $\pm 0,15$ mm.

[0075] Para apreciar melhor o desempenho ótico melhorado provi-

do pelas IOLs da invenção, alguns dos fatores principais contribuindo para a variabilidade dos erros refrativos pós-operatório podem ser considerados. Esses fatores são geralmente classificados em três categorias: erros de dados biométricos ($\Delta_{\text{biométrico}}$), erros de alcance da IOL ($\Delta_{\text{IOLalcançe}}$) e contribuições de aberração de ordem superior ($\Delta_{\text{aberração}}$). Uma variabilidade geral (Rx) pode ser calculada com base nesses fatores pela utilização, por exemplo, da relação seguinte:

$$R_{\text{xerro}} = \sqrt{\Delta_{\text{biométrico}}^2 + \Delta_{\text{IOLalcançe}}^2 + \Delta_{\text{aberração}}^2} \text{ Eq. (6)}$$

[0076] O $\Delta_{\text{biométrico}}$ pode, por sua vez, ser definido de acordo com a seguinte relação:

$$\Delta_{\text{biométrico}} = \sqrt{\Delta K^2 + \Delta AL^2 + \Delta ACD^2} \text{ Eq. (7)}$$

onde Δk representa o erro em medições ceratométricas, ΔAL representa o erro na medição do comprimento axial e ΔACD representa o erro na medição da profundidade da câmara anterior. O $\Delta_{\text{IOLalcançe}}$ pode ser definido de acordo com a seguinte relação:

$$\Delta_{\text{IOLalcançe}} = \sqrt{\Delta_{\text{IOLetapa}}^2 + \Delta_{\text{IOLtol}}^2 + \Delta_{\text{ELP}}^2} \text{ Eq. (8)}$$

onde Δ_{IOLetapa} representa a variabilidade causada pelo uso de IOLs cujos alcances óticos diferem por etapas finitas para corrigir os erros refrativos dos pacientes que variam sobre uma faixa contínua, Δ_{IOLtol} representa a tolerância da fabricação do alcance e Δ_{ELP} representa a variabilidade na mudança da posição efetiva da IOL através da faixa de alcance. Além disso, $\Delta_{\text{aberração}}$ pode ser definida de acordo com a seguinte relação:

$$\Delta_{\text{aberração}} = \sqrt{\Delta_{\text{Astig}}^2 + \Delta_{\text{SA}}^2 + \Delta_{\text{outro}}^2} \text{ Eq. (9)}$$

onde Δ_{astig} , Δ_{SA} e Δ_{outro} representam, respectivamente, aberrações astigmática, esférica e outras de ordem superior.

[0077] Os desempenhos óticos dos projetos de IOL exemplares anteriormente mencionados tendo fatores de forma (X) de zero e unitá-

rio foram avaliados com base na variabilidade de Rx estimada para três condições: (1) acuidade visual não corrigida (isto é, na ausência de óculos corretivos) com a etapa de alcance da IOL de 0,5 D (UCVA), (2) acuidade visual não corrigida com uma etapa de alcance da IOL refinada de 0,25 D (UCVA+) e (3) melhor acuidade visual corrigida (isto é, utilizando óculos corretivos perfeitos)(BCVA). A variabilidade devido às medições biométricas foi estimada a partir da informação disponível na literatura. O foco da análise refere-se a estimar as contribuições da aberração esférica, erros devidos aos maus alinhamentos da IOL e as mudanças do 2º plano principal (PPL). Por finalidades de comparação, um valor de linha de base de 0,65 D foi assumido para UCVA e UCVA+ e um valor de linha de base de 0,33 D foi assumido para BCVA, para olhos com IOLs esféricas. A Tabela 8 abaixo lista reduções absolutas e de percentagem no Rx relativo para os valores da linha de base para as duas IOLs:

Tabela 8

	IOL com X = 0		IOL com X = 1	
UCVA	-0.03 D	-4.39%	0.00 D	0.45%
UCVA+	-0.05 D	-7.13%	-0.01 D	-2.16%
BCVA	-0.03 D	-8.53%	-0.05 D	-13.87%

[0078] A informação apresentada na Tabela 8 mostra que reduções na variabilidade Rx são atingidas para ambas as IOLs ($X = 0$, e $X = 1$), assim indicando desempenho ótico melhorado dessas lentes. Para a IOL com um fator de forma inexistente ($X = 0$), os benefícios visuais são quase igualmente distribuídos entre UCVA, UCVA+ e BCVA enquanto para a outra IOL ($X = 1$), o benefício visual associado com BCVA é mais pronunciado.

[0079] Uma variedade de técnicas de fabricação conhecidas pode ser utilizada para fabricar as lentes da invenção. As tolerâncias de fabricação podem também afetar o desempenho ótico de uma IOL. Por meio de exemplo, tais tolerâncias podem corresponder com variações de, por

exemplo, raios de superfície, constante cônica, descentralização da superfície, inclinação da superfície e irregularidade da superfície, com tolerâncias associadas com a asfericidade da superfície (constante cônica) geralmente exercendo uma função mais importante que outras ao afetar o desempenho ótico. As simulações, entretanto, indicam que os maus alinhamentos da IOL com a implantação no olho são tipicamente fatores mais significativos na degradação do desempenho ótico do que as tolerâncias de fabricação (por exemplo, erros de fabricação podem ser quase 10 vezes menores do que os erros de mau alinhamento). Por meio de ilustração adicional, o desempenho ótico das lentes asféricas anteriormente mencionadas com $X = 0$ e $X = 1$, implantadas no modelo de olho anteriormente mencionado, foi teoricamente investigado utilizando as simulações de Monte Carlo. Mais especificamente, 500 lentes hipotéticas foram geradas sob restrições de tolerâncias de fabricação típicas e foram aleatoriamente orientadas em relação à córnea. Por exemplo, as tolerâncias associadas com os raios de superfície, irregularidades de superfície e descentralização de superfície e inclinação foram assumidas como estando, respectivamente, dentro de $\pm 0,1$ mm, 2 bordas, 0,05 mm e 0,5 graus. Os resultados das simulações de Monte Carlo são resumidos na figura 12. Mais do que 50% dos olhos simulados exibem um erro de frente de onda de RMS que é menor do que cerca de 0,2 ondas (cerca de 0,08 D de desfoco equivalente). Para a lente tendo $X = 1$, aproximadamente 98% dos olhos simulados mostram um erro de frente de onda menor do que cerca de 0,3 ondas (cerca de 0,12 D).

[0080] Esses versados na técnica verificarão que várias mudanças podem ser feitas nas modalidades acima sem se afastar do escopo da invenção.

REIVINDICAÇÕES

1. Lente oftálmica (10, 22), compreendendo:
 - uma ótica (12) tendo uma superfície anterior (14, 26) e uma superfície posterior (16, 24),
 - a dita ótica exibindo um fator de forma, definido como uma razão da soma das curvaturas anterior e posterior pela diferença das curvaturas anterior e posterior; e
 - a ótica sendo formada a partir de um material polimérico biocompatível, **caracterizada** pelo fato de que:
 - pelo menos uma superfície dentre a superfície anterior e a superfície posterior tem um perfil de base esférico (26), em que o perfil de base esférico é determinado por uma constante cônica (Q) na faixa de -73 até -27;
 - em que o fator de forma está na faixa de -0,5 a 4; e
 - as ditas superfícies proveem cooperativamente um alcance ótico refrativo em uma faixa de 16 D a 25 D.
2. Lente oftálmica de acordo com a reivindicação 1, caracterizada pelo fato de que a dita ótica (12) exibe um fator de forma em uma faixa de 0 a 2.
3. Lente oftálmica de acordo com a reivindicação 1, caracterizada pelo fato de que ambas as ditas superfícies (14, 16, 24, 26) têm um perfil convexo.
4. Lente oftálmica de acordo com a reivindicação 1, caracterizada pelo fato de que uma das ditas superfícies (14, 16, 24, 26) tem um perfil convexo e a outra superfície tem um perfil plano.
5. Lente oftálmica de acordo com a reivindicação 1, caracterizada pelo fato de que uma das ditas superfícies (14, 16, 24, 26) tem um perfil côncavo e a outra superfície tem um perfil plano.
6. Lente oftálmica de acordo com a reivindicação 1, caracterizada pelo fato de que uma das ditas superfícies (14, 16, 24, 26) tem

um perfil côncavo e a outra superfície tem um perfil convexo.

7. Lente oftálmica de acordo com a reivindicação 1, caracterizada pelo fato de que o dito perfil de base asférico (26) é definido pela seguinte relação:

$$z = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2r^2}}$$

onde,

c representa a curvatura da superfície no seu ápice (na sua interseção com o eixo ótico (18, 28) da lente),

r representa a distância radial a partir do eixo ótico e

k representa a constante cônica,

onde

c está em uma faixa de $0,0152 \text{ mm}^{-1}$ a $0,0659 \text{ mm}^{-1}$,

r está em uma faixa de 0 a 5 mm e

k está em uma faixa de -73 a -27.

8. Lente oftálmica de acordo com a reivindicação 1, caracterizada pelo fato de que o material polimérico é selecionado do grupo que compreende materiais de acrílico, silicone e de hidrogel.

9. Lente oftálmica de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 8, caracterizada pelo fato de que as lentes (10, 22) compreendem lentes intraoculares.

10. Lente oftálmica de acordo com a reivindicação 9, caracterizada pelo fato de que compreende uma háptica (20) dimensionada para caber dentro de um olho tendo um raio de córnea igual a ou menor do que 7,1 mm, e a dita ótica exibindo um fator de forma em uma faixa de -0,5 a 4.

11. Lente oftálmica de acordo com a reivindicação 10, caracterizada pelo fato de que a dita ótica exibe um fator de forma em uma faixa de 1 a 3.

12. Lente oftálmica de acordo com a reivindicação 9, carac-

terizada pelo fato de que compreende uma háptica (20) dimensionada para caber dentro de um olho tendo um raio de córnea na faixa de 7,1 mm até 8,6 mm, a dita ótica exibindo um fator de forma em uma faixa de 0 a 3.

13. Lente oftálmica de acordo com a reivindicação 12, caracterizada pelo fato de que a dita ótica exibe um fator de forma em uma faixa de +0,5 a 3.

14. Lente oftálmica de acordo com a reivindicação 12, caracterizada pelo fato de que a dita ótica exibe um fator de forma em uma faixa de 1 a 2.

15. Lente oftálmica de acordo com a reivindicação 9, caracterizada pelo fato de que compreende uma háptica (20) dimensionada para caber dentro de um olho tendo um raio de córnea igual a ou maior do que 8,6 mm, e a dita ótica exibindo um fator de forma em uma faixa de +0,5 a 2.

16. Lente oftálmica de acordo com a reivindicação 15, caracterizada pelo fato de que a dita ótica exibe um fator de forma em uma faixa de 1 a 2.

17. Lente oftálmica de acordo com a reivindicação 9, caracterizada pelo fato de que tem um comprimento axial igual a ou menor do que 22 mm, a dita ótica (12) tendo um fator de forma em uma faixa de 0 a 2.

18. Lente oftálmica de acordo com a reivindicação 17, caracterizada pelo fato de que a ótica exibe um fator de forma em uma faixa de 0,5 a 2.

1/10

FIG. 1

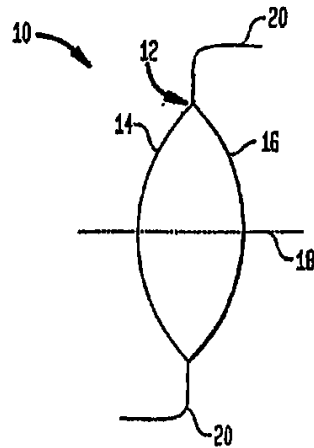


FIG. 2

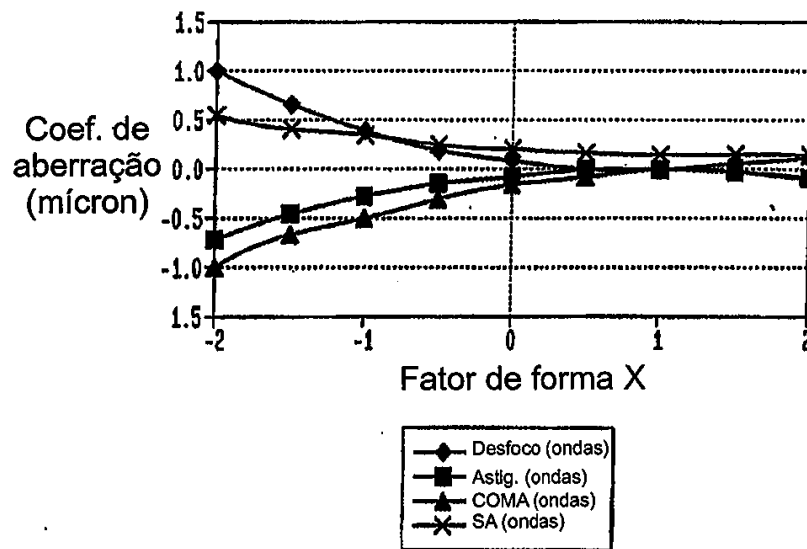
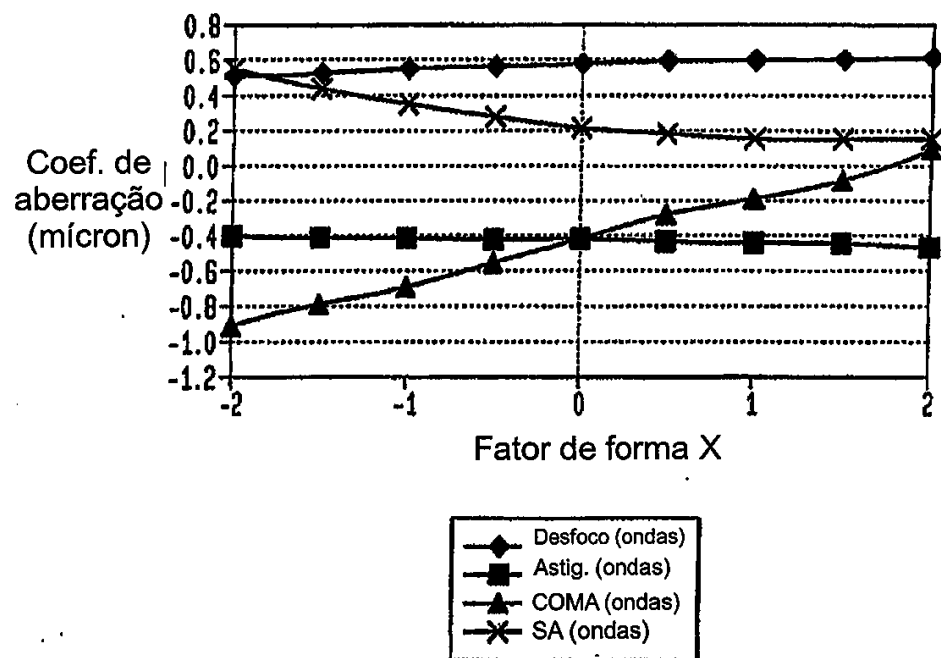


FIG. 3



3/10

FIG. 4A

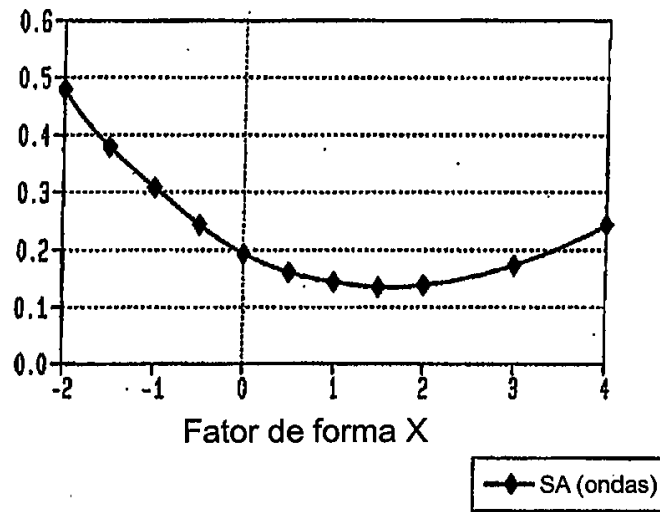
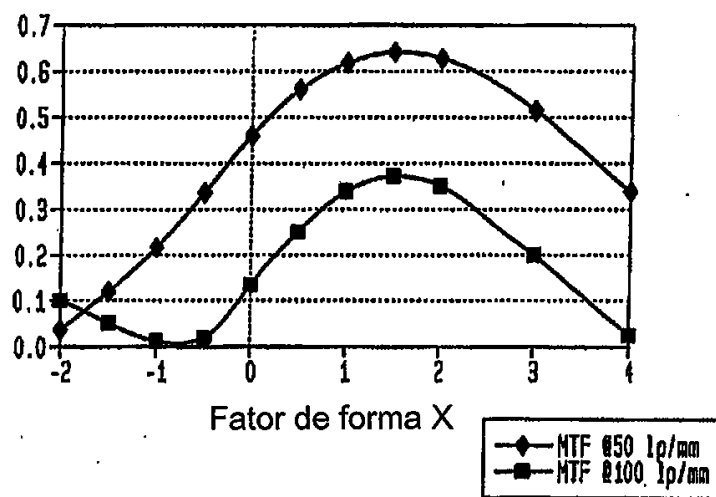


FIG. 4B



4/10

FIG. 5A

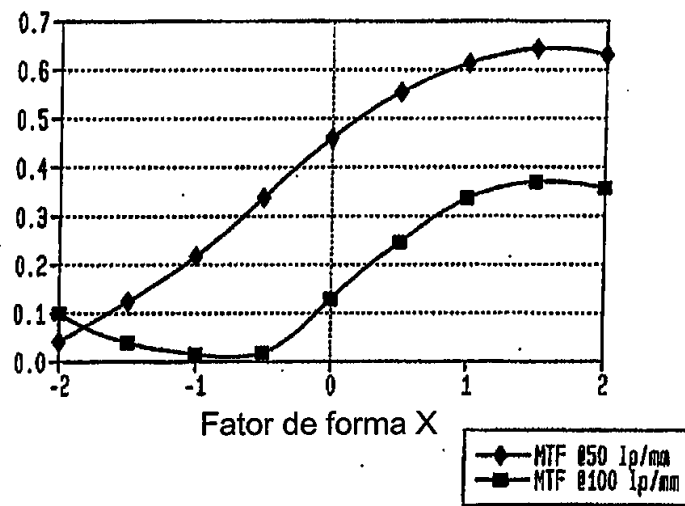


FIG. 5B

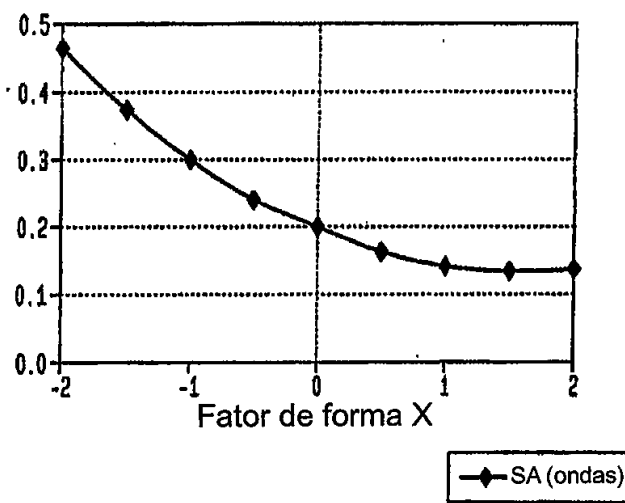


FIG. 6A

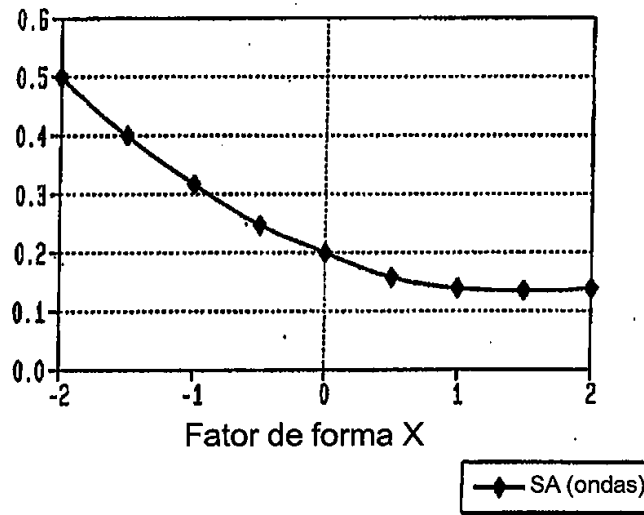
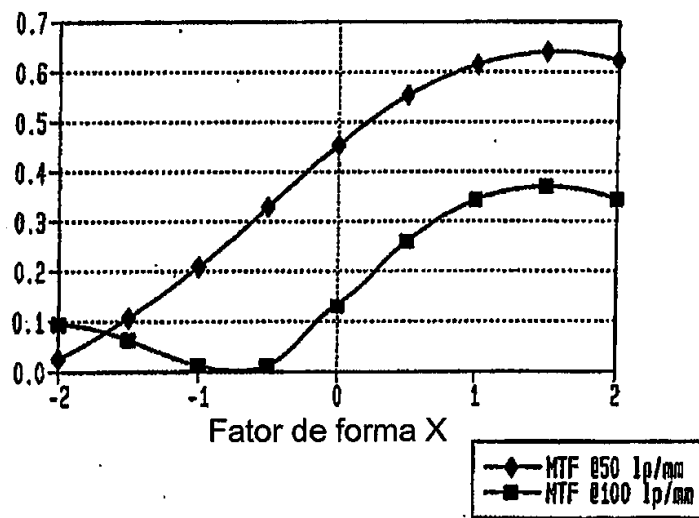


FIG. 6B



6/10

FIG. 7A

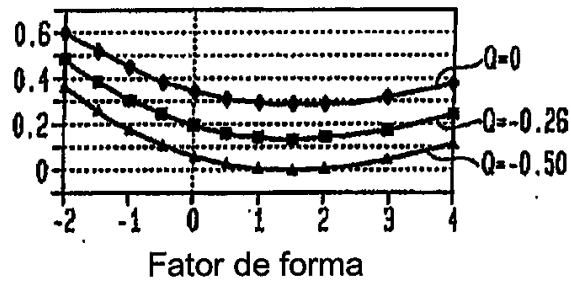


FIG. 7B

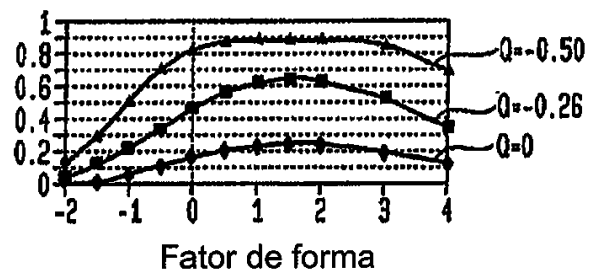
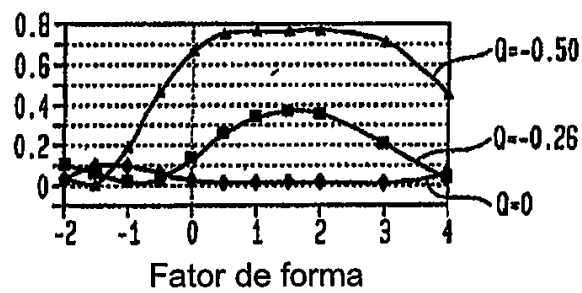


FIG. 7C



7/10

FIG. 8A

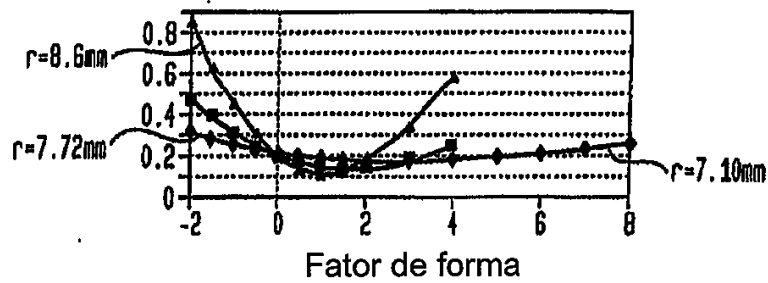


FIG. 8B

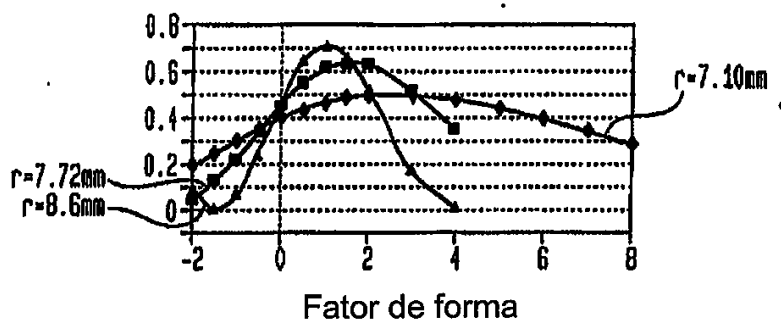


FIG. 8C

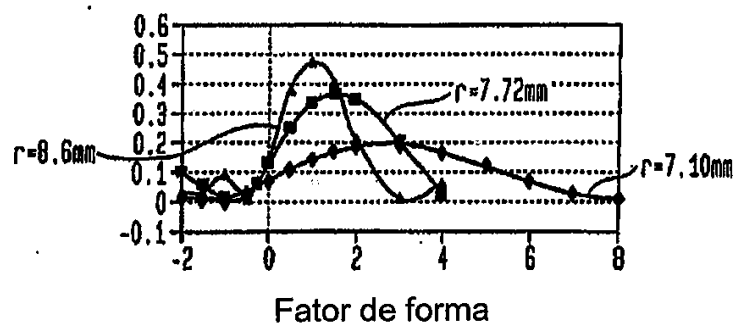


FIG. 9A

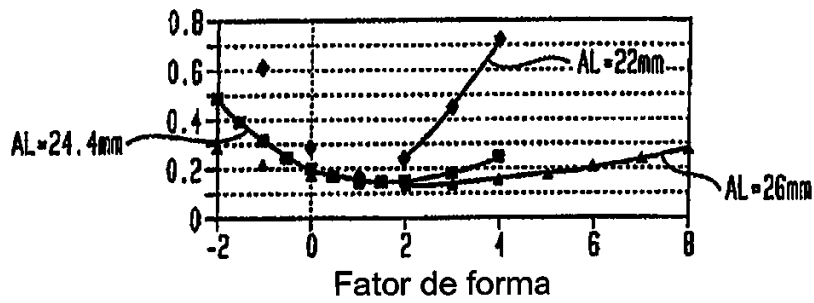


FIG. 9B

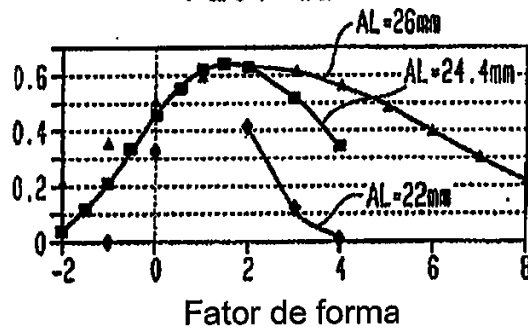


FIG. 9C

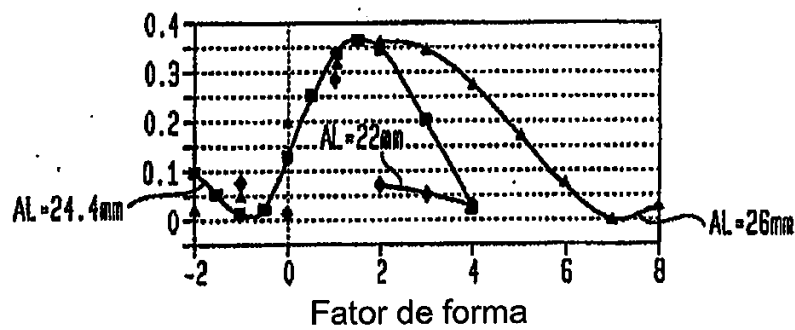


FIG. 10

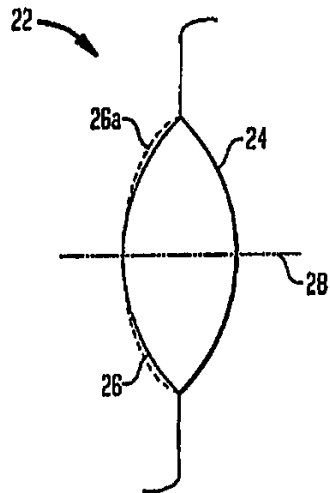


FIG. 11

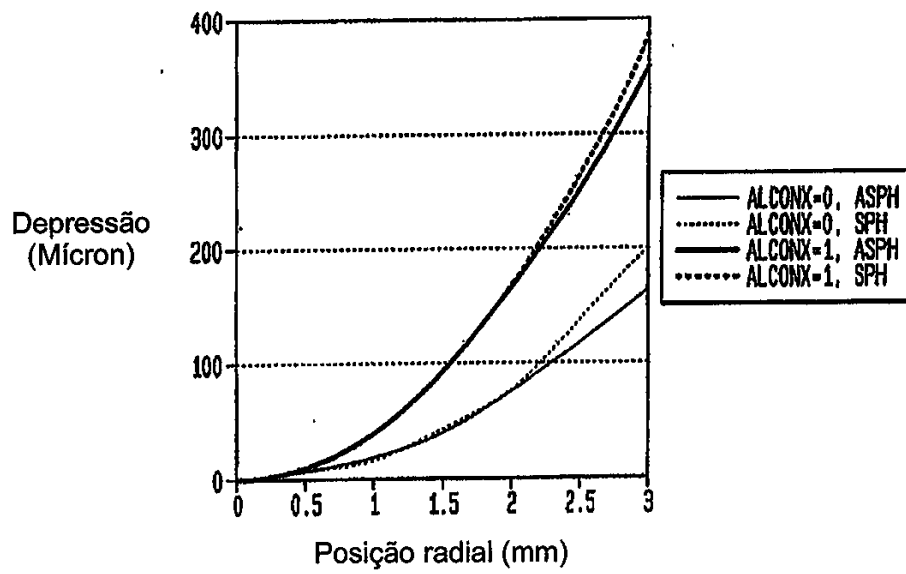


FIG. 12

