

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FFCLRP - DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À MEDICINA E
BIOLOGIA

“Dispositivos ópticos de projeção para medidas de
raios de curvatura da córnea”.

Cassius Riul

Dissertação apresentada à
Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de
Ribeirão Preto da USP, como parte das
exigências para a obtenção do título de Mestre
em Ciências, Área: Física Aplicada à Medicina
e Biologia.

RIBEIRÃO PRETO - SP

2005

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FFCLRP - DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À MEDICINA E
BIOLOGIA

“Dispositivos ópticos de projeção para medidas de
raios de curvatura da córnea”.

Cassius Riul

Dissertação apresentada à
Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de
Ribeirão Preto da USP, como parte das
exigências para a obtenção do título de Mestre
em Ciências, Área: Física Aplicada à Medicina
e Biologia.

Orientadora: Profa. Dra. Liliane Ventura

RIBEIRÃO PRETO - SP

2005

Data da Defesa: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr.: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr.: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr.: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr.: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr.: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Aos meus pais, Shirley e Ary.

Agradecimentos

Aos meus queridos pais, por todo incentivo, carinho e devoção, em todos estes anos. Pela visão de mundo que me proporcionaram.

Aos meus irmãos de quem me orgulho tanto: Débora, Douglas e Marcelo. Pela amizade, união e companheirismo. Por se preocuparem tanto comigo (enquanto eu vivia tranquilo).

Aos meus sobrinhos: Lucas, Thiago, Pedro, Beatriz, Marcos e Eduardo, por me darem tanta alegria.

À Lilian, minha querida e amada namorada, em quem tanto confio. Agradeço por ter ido ao teatro em que te conheci. Por me fazer criativo, por todas as horas de apoio e todos os momentos fantásticos que passamos juntos. Pela IMENSA ajuda no famigerado inglês.

A Samuel, meu grande e eterno amigo, pelas conversas e cervejas.

A Liliane Ventura, por ter me dado oportunidades e por ter acreditado em meu trabalho.

À toda minha família, ao pessoal de Batatais. Por todas as horas de alegria e de apoio.

A todos meus amigos, aos de infância, de adolescência, de universidade. O pessoal do LFO. A todos os companheiros das antigas repúblicas e aos de agora: Rui, Sirvo e Prancha. Por serem amigos.

A todos que me ajudaram nesta reta final: Lillian, Maurício, Guilherme (Pato), Neto, Liliane e todos mais.

À CAPES, pelo apoio financeiro.

Ao Pessoal do DFM, por todo apoio institucional.

A todos da Oftalmologia, por todo apoio.

Ao Pessoal da Engenharia Elétrica da EESC, por todo suporte que lá obtive.

Principalmente ao Rui, por toda colaboração.

LISTA DE FIGURAS

| | | |
|----------------------|---|----|
| Figura 2.1 - | Formação de imagem: variação do tamanho da imagem com o raio de curvatura do espelho esférico ----- | 5 |
| Figura 2.2 - | Formação de imagem: variação do tamanho do objeto com o raio de curvatura do espelho esférico ----- | 6 |
| Figura 2.3 - | Sistema óptico do ceratômetro de Javal-Shiotz ----- | 8 |
| Figura 2.4 - | Mira de ceratômetro de Javal-Shiotz vista pelo paciente ----- | 8 |
| Figura 2.5 - | Mira duplicada do ceratômetro de Javal-Shiotz ----- | 9 |
| Figura 2.6 - | (a) astigmatismo a favor da regra; (b) astigmatismo oblíquo; (c) verificação da angulação do astigmatismo oblíquo ----- | 10 |
| Figura 2.7 - | Ceratômetro comercial estilo Javal-Shiotz ----- | 10 |
| Figura 2.8 - | Sistema óptico do ceratômetro micrométrico ----- | 11 |
| Figura 2.9 - | Miras do ceratômetro micrométrico vista pelo paciente ----- | 12 |
| Figura 2.10 - | Duplicação das miras do ceratômetro micrométrico ----- | 12 |
| Figura 2.11 - | (a) Desalinhamento das imagens, indicando astigmatismo da córnea; (b) Imagem alinhada ----- | 13 |
| Figura 2.12 - | Visão depois de rotacionar 90º o prisma, que indica um astigmatismo da córnea ----- | 13 |
| Figura 2.13 - | Miras do ceratômetro de Bausch-Lomb, vista pelo paciente ----- | 14 |

| | |
|---|----|
| Figura 2.14 - Miras observadas pelo clínico para o instrumento centralizado, focalizado, medindo o eixo vertical da córnea ----- | 15 |
| Figura 2.15 - Visão das miras observada pelo clínico para medidas em uma córnea sem astigmatismo ----- | 16 |
| Figura 2.16 - Equipamento não alinhado com o olho do paciente ----- | 16 |
| Figura 2.17 - Disco de Plácido ----- | 17 |
| Figura 2.18 - Mira plana para topografia de córnea ----- | 18 |
| Figura 2.19 - Mira hemisférica para topografia de córnea ----- | 19 |
| Figura 2.20 - Mira cônica para topografia de córnea ----- | 20 |
| Figura 2.21 - Esquema da formação de imagens por miras topográficas ----- | 21 |
| Figura 2.22 - Topógrafo comercial ----- | 22 |
| Figura 3.1 - Lâmpada de Fenda modelo (a) Carl Zeiss®; (b) Haag Streit® ----- | 25 |
| Figura 3.2 - Modelo esquemático do sistema óptico referente ao Ceratômetro para Lâmpada de Fenda ----- | 26 |
| Figura 3.3 - Foto das partes do sistema: (a) Fonte Luminosa, Fibra Óptica e Anel Luminoso à Lâmpada de Fenda ----- | 29 |
| Figura 3.4 - Tela principal do programa computacional desenvolvido ----- | 30 |
| Figura 3.5 - Mira de projeção composta por leds: (a) vista frontal; (b) vista da parte de trás ----- | 31 |

| | |
|---|----|
| Figura 3.6 - Ceratômetro em LF com a mira em destaque ----- | 32 |
| Figura 3.7 - Imagens adquiridas pelo Ceratômetro para Lâmpada de Fenda: (a) sem astigmatismo; (b) com astigmatismo oblíquo ----- | 33 |
| Figura 3.8 - Esquema do sistema óptico do Topógrafo para Lâmpada de Fenda -- ----- | 34 |
| Figura 4.1 - Vistas do projeto da mira para ceratometria ----- | 38 |
| Figura 4.2 - (a) Áreas utilizadas para a iluminação; (b) esquema para o limitador de luz ----- | 38 |
| Figura 4.3 - Representação da mira acoplada a LF e trajeto da luz ----- | 39 |
| Figura 4.4 - Angulações da mira ----- | 40 |
| Figura 4.5 - Esquema tridimensional da passagem de luz pela mira ceratométrica ----- | 41 |
| Figura 4.6 - Vistas do projeto do cone interno ----- | 44 |
| Figura 4.7 - Vistas do projeto do suporte de vidro ----- | 45 |
| Figura 4.8 - Vistas do projeto do cone externo ----- | 46 |
| Figura 4.9 - Vistas do projeto do limitador ----- | 47 |
| Figura 4.10 - Triangulação para os cálculos das miras ----- | 47 |
| Figura 4.11 - Dimensões dos anéis na imagem ----- | 50 |
| Figura 4.12 - Desenho esquemático da mira posicionada à frente da Lâmpada de Fenda ----- | 53 |

| | |
|---|----|
| Figura 4.13 - Esquema tridimensional da luz na mira ----- | 54 |
| Figura 4.14 - Detalhe do desvio da luz e 11° anel ----- | 54 |
| Figura 4.15 - Detalhe para o cálculo do cone interno ----- | 56 |
| Figura 4.16 - Detalhe do desvio da luz na última face do cone interno ----- | 57 |
| Figura 5.1 - Vistas da mira acoplada na Lâmpada de Fenda ----- | 58 |
| Figura 5.2 - Tamanhos das miras em relação à distância do olho do paciente. Quanto mais próxima ao olho a ser examinado, menor deve ser a dimensão da mira para que a projeção luminosa se dê aos 4 mm - | 59 |
| Figura 5.3 - Imagem da mira refletida por uma esfera ----- | 60 |
| Figura 5.4 - Tela do programa de análise de intensidade dos pontos luminosos ----- | 61 |
| Figura 5.5 - Histograma de intensidade dos pixels dos pontos luminosos projetados pela mira ceratométrica desenvolvida ----- | 61 |
| Figura 5.6 - Gráfico polar representando a intensidade luminosa de cada ponto projetado ----- | 62 |
| Figura 5.7 - Imagem da mira de projeção ceratométrica projetada no olho de um paciente ----- | 63 |
| Figura 5.8 - Partes constituintes da mira para o topógrafo corneano para adaptação a microscópios oculares ----- | 64 |
| Figura 5.9 - Acoplamento do cone interno, suporte de vidro e limitador, junto ao cone externo ----- | 65 |

| | |
|---|----|
| Figura 5.10 - Mira de projeção montada com peça para acoplamento em Lâmpada de Fenda | 65 |
| Figura 5.11 - (a) Mira iluminada; (b) Posicionamento da mira montada na Lâmpada de Fenda | 66 |
| Figura 5.12 - Imagem da mira refletida por uma esfera | 67 |
| Figura 5.13 - Reconhecimento das bordas pelo programa computacional de reconhecimento | 68 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|----|
| TABELA 1 – Usinagem do cone externo ----- | 49 |
| TABELA 2 – Raios dos anéis na imagem ----- | 51 |
| TABELA 3 – Intervalo entre superfícies refletoras ----- | 51 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CCD – *Charged Coupled Device*

cm – centímetros

CNC – Comando Numérico Computadorizado

di – dioptrias

HC – Hospital das Clínicas

LIO – Laboratório de Física Oftálmica

mm – milímetros

pol – polegadas

X – vezes

RESUMO

RIUL, C. Dispositivos ópticos de projeção para medidas de raios de curvatura da córnea. 2005, 75 p. Dissertação de Mestrado – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

Neste trabalho foram desenvolvidos dispositivos óticos que são usados em microscópios oculares para realizar medidas dos raios de curvatura da superfície anterior da córnea. Estes dispositivos óticos são miras de projeção de luz, em forma anelar.

As medidas são feitas por meio da análise das imagens formadas pela reflexão das miras na película lacrimal corneana. Estas miras foram calculadas e projetadas de forma que pudessem ser acopladas junto ao sistema de iluminação da Lâmpada de Fenda, na intenção de desviar da luz que sai do sistema para sua iluminação.

As miras são divididas em: mira para ceratometria em Lâmpada de Fenda e mira para topografia corneana em Lâmpada de Fenda. Estas miras trazem como inovação o fato de usarem o sistema luminoso da Lâmpada de Fenda como fonte de sua própria iluminação.

No caso da ceratometria em Lâmpada de Fenda, ela é um melhoramento fundamental para o uso clínico deste equipamento e para a topografia corneana em Lâmpada de Fenda, é uma parte essencial para o desenvolvimento óptico deste equipamento, que está em fase de elaboração no Laboratório de Instrumentação Oftálmica.

Os dispositivos óticos desenvolvidos resultaram num grande avanço dos equipamentos em desenvolvimento no Laboratório de Instrumentação Oftálmica – EESC/USP e Laboratório de Física Oftálmica – FRMP/USP.

Um dos equipamentos que utiliza esta mira inovadora, que foi patenteada no Brasil e solicitada patente no exterior, encontra-se em uso no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto e está sendo comercializado por uma empresa nacional.

Palavras-chave: Miras de projeção, Córnea, Ceratometria, Topografia de Córnea, Raio de Curvatura.

ABSTRACT

RIUL, C. Optical Projection Devices for Measures of the Corneal Curvature Radii. 2005, 75 p. Master Degree Dissertation – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

In this work we have developed optical devices attached to ocular microscopes in order to measure the radii of curvature of the anterior corneal surface. These optical devices are luminous ring shaped targets.

The measurements are done by the analysis of images formed by the reflection of the targets in the thin lachrymal layer of the cornea. These targets have been designed and projected to be attached within the illumination system of the Slit Lamp, with the aim of deflecting the light provided by the illumination system.

The targets are divided in: target for keratometry in Slit Lamp and target for corneal topography in Slit Lamp. These targets use the illumination system of the Slit Lamp as its own source of illumination.

Regarding the keratometry in Slit Lamp, the target represents a fundamental improvement to the clinical usage of this equipment and for the corneal topography in Slit Lamp, it is an essential part for the optical development of this equipment, which is being developed at the Laboratório de Instrumentação Oftálmica.

The developed optical devices have provided a huge advance for the equipments under development at the Laboratório de Instrumentação Oftálmica – EESC/USP and Laboratório de Física Oftálmica – FRMP/USP.

One of the equipments that uses this new target, has been patented in Brazil and has a PCT request, is being used at the Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto and it is being commercialized by a national industry.

Key-words: Targets, Cornea, Keratometry, Corneal Topographer, Curvature Radius.

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| <i>Resumo</i> | xv |
| <i>Abstract</i> | xvi |
| Capítulo 1 <i>Introdução</i> | 1 |
| 1.1 Introdução | 1 |
| Capítulo 2 <i>Miras Modernas de Projeção para Ceratômetros e Topógrafos de Córnea</i> | 4 |
| 2.1 Miras de Projeção do Ceratômetro Moderno | 4 |
| 2.1.1 Oftalmômetro de Javal-Shiotz | 7 |
| 2.1.2 Oftalmômetro Micrométrico | 11 |
| 2.1.3 Ceratômetro de miras fixas e imagem variável | 14 |
| 2.2 Miras de Topografia | 17 |
| Capítulo 3 <i>Equipamentos em Lâmpada de Fenda</i> | 24 |
| 3.1 A Lâmpada de Fenda | 24 |
| 3.2 As Pesquisas do Laboratório de Instrumentação Oftálmica | 26 |
| 3.3 As Miras do Sistema de Ceratometria em Lâmpada de Fenda | 28 |
| 3.3.1 Mira de Fibras Óticas | 28 |
| 3.3.2 Mira de Projeção Anelar por <i>Leds</i> | 30 |
| 3.4 O Topógrafo em Lâmpada de Fenda | 33 |
| Capítulo 4 <i>Desenvolvimento dos Dispositivos Óticos</i> | 36 |
| 4.1 A Mira para Ceratometria | 37 |
| 4.1.1 Projeto Ótico da Mira do Ceratômetro em Lâmpada de Fenda | 37 |
| 4.2 A mira para Topografia Corneana | 43 |
| 4.2.1 O Projeto Ótico da Mira do Topógrafo Corneano em Lâmpada de Fenda | 44 |
| 4.3 Os Cálculos Envolvidos nos Projetos Óticos dos Dispositivos | 47 |

| | | |
|---|---|-----------|
| 4.3.1 | Cálculos para as Miras de Projeção de Ceratometria e de Topografia Corneana em Lâmpada de Fenda ----- | 47 |
| 4.3.2 | O Trajeto dos Feixes de Luz na Mira de Projeção Topográfica ----- | 52 |
| Capítulo 5 Resultados e Discussões ----- | | 58 |
| 5.1 | Mira para Ceratometria ----- | 58 |
| 5.2 | Mira para Topografia de Córnea ----- | 64 |
| Capítulo 6 Conclusões ----- | | 69 |
| Referências Bibliográficas ----- | | 72 |
| Apêndice | | |

Capítulo 1

Introdução

1.1 Introdução

A córnea é a superfície mais externa do olho e caracteriza-se por ser sua principal superfície refrativa, pois se apresenta como uma lente de 40 a 45 dioptrias. Ela é responsável por quase dois terços da refração total do olho^{1,2,3}. Por isso, torna-se de profunda importância o desenvolvimento de acessórios – como os elaborados neste trabalho – que auxiliem na medida de anomalias da córnea, que venham a gerar ametropias oculares.

O método de medida de irregularidades na parte mais externa da córnea se baseia na análise de imagens de miras refletidas pela película lacrimal que recobre sua superfície. A película ou filme lacrimal é denominada, ocasionalmente, como uma das diferentes camadas que constituem a córnea e é localizada anteriormente ao epitélio. Ela proporciona uma interface refrativa para a córnea, preenchendo as depressões causadas pelos microvilos de membrana celular das células epiteliais. Possui aproximadamente 7 μ m de espessura, e é constituída de uma mistura de várias secreções glandulares³. As deformidades que a película lacrimal não consegue corrigir são denunciadas pela reflexão anormal das miras. Sabe-se que este filme reflete, como um vidro, cerca de 10% da luz incidente⁴.

Por volta de 1621, Christoph Scheiner⁵ – que pela primeira vez calculou o poder refrativo de diversas partes do olho – comparou, em um de seus experimentos, o reflexo de uma janela em esferas de vidro de diversos tamanhos conhecidos, com o reflexo da mesma janela produzido pela

córnea de um observador à mesma distância. Este experimento deixa claro que o formato da córnea era tido como esférica, dada à comparação com objetos esféricos. Com isso, foi obtida, pela primeira vez, uma aproximação da medida da curvatura central esférica da córnea, utilizando o reflexo de uma mira, neste caso, uma janela⁵.

A idéia de que a córnea se comportava como um espelho esférico ganhou força no século XVIII, pois já eram conhecidas as propriedades destes espelhos e poder-se-ia aplicar os conceitos matemáticos à óptica fisiológica⁵. Tais conceitos se aplicam ao desenvolvimento das miras, pois possibilitam calcular as dimensões que estas devem ter para uma determinada dimensão da imagem que se formará na córnea. Com isso, tornou-se possível o desenvolvimento de equipamentos mais aprimorados que usam a reflexão da película lacrimal para medidas das deformidades que possa haver na parte anterior da córnea.

Dois dos principais equipamentos que usam este tipo de técnica de medição são: os Ceratômetros e os Topógrafos de Córnea. Os diversos ceratômetros existentes no mercado usam diferentes tipos de miras e técnicas para calcular os raios de curvatura da córnea. Já os topógrafos de córnea, usam basicamente, tipos de mira de projeção baseadas no Disco de Plácido, instrumento este que será descrito no capítulo seguinte.

Neste trabalho foram desenvolvidas duas novas miras para dois diferentes tipos de equipamentos: mira de projeção para Ceratômetro em Lâmpada de Fenda e mira de projeção para Topógrafo em Lâmpada de Fenda. A primeira mira de projeção foi criada para o Ceratômetro em Lâmpada de Fenda, que é um equipamento inédito desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação Oftálmica – EESC-USP e FMRP-USP (LIO), que foi patenteado nacional e internacionalmente, e encontra-se em escala de produção industrial devido ao licenciamento da patente. A mira desenvolvida neste trabalho obteve uma patente nacional independentemente da patente do ceratômetro e está em solicitação de patente internacional, o que comprova o caráter inovador deste projeto. A mira de projeção para topografia é parte de um segundo

projeto maior, que está em fase de desenvolvimento no LIO, e será a parte mais explorada nesta dissertação.

O capítulo 2 aborda os diferentes tipos de miras existentes para diferentes tipos de equipamentos que medem a curvatura da córnea.

No capítulo 3 são descritos os equipamentos para os quais foram criadas as novas miras.

Nos capítulos 4 e 5 serão descritas as miras desenvolvidas.

Capítulo 2

Miras Modernas de Projeção para Ceratômetros e Topógrafos de Córnea

2.1 Miras de Projeção do Ceratômetro Moderno^{3,5-11}

O ceratômetro é um aparelho utilizado para medir o raio de curvatura da porção anterior da superfície da córnea. Foi primeiramente idealizado por Ramsden⁵, que em 1796, baseando-se nos princípios de reflexão da luz dos espelhos esféricos, construiu um aparelho para medir a curvatura de esferas e usou o mesmo método para calcular a curvatura da córnea. Com o auxílio de lentes, conseguiu magnificar imagens de uma mira de projeção refletida pela córnea, e com isto, conseguiu uma precisão nas medidas de até 0,25 di. Em 1854, Hermann von Helmholtz^{5,6}, baseando-se nas idéias de Ramsden, obteve dados clínicos da superfície da córnea. Por este motivo, Helmholtz é tido como o inventor do ceratômetro moderno. Seu equipamento foi melhorado por Javal Schiotz⁵ e seus colaboradores no final do século XIX. Outro termo que também é utilizado para denominar este aparelho é “Oftalmômetro”. Este termo tornou-se mais conhecido mundialmente, pois o termo Ceratômetro foi patenteado como nome de produto da “Bausch & Lomb, Inc”^{5,6}.

O ceratômetro foi inicialmente desenvolvido para prover uma medida objetiva do astigmatismo anterior da córnea. Naquela época, esta informação era bastante útil para uma estimativa do erro astigmático total do paciente.

O astigmatismo corneano é uma anomalia de refração causada quando a córnea apresenta diferentes curvaturas em diferentes meridianos. Nestes casos, o valor dióptrico também será diferente para cada meridiano considerado. Os raios luminosos de diferentes meridianos não podem ser focados no mesmo ponto da retina^{3,7,8}.

Com o desenvolvimento de técnicas de refração mais sofisticadas e precisas, as informações dadas pelos ceratômetros se tornaram menos importantes. Mas o desenvolvimento das lentes de contato tornou o ceratômetro, novamente, um aparelho muito importante para a oftalmologia, pois a medida do raio de curvatura da córnea é uma informação fundamental para a confecção das lentes de contato, que vieram a se tornar um dos principais meios de correção dos erros refrativos^{3,6}.

Para se determinar o astigmatismo, assume-se que a córnea seja esfero-cilíndrica e simétrica, com um único raio de curvatura em cada meridiano e que os eixos de curvatura, maior e menor, sejam separados por 90°^{3,6}. Mas sabe-se que a córnea é praticamente esférica apenas no terço central, com

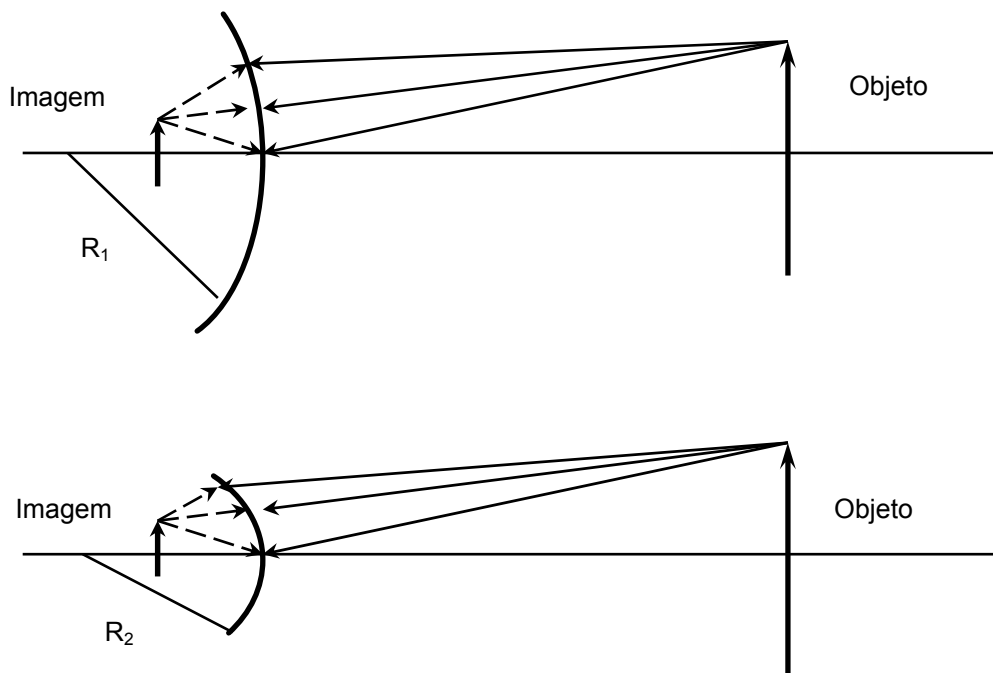


Figura 2.1 - Formação de imagem: variação do tamanho da imagem com o raio de curvatura do espelho esférico

o raio de curvatura externo de 7,8 mm, em média. Porém, sua porção periférica vai se tornando mais plana do centro para as bordas³. Por este motivo, a ceratometria se torna eficiente para a região central, que possui um diâmetro de 4 mm, medida aproximada do diâmetro pupilar. Para se analisar o restante da córnea, usa-se a topografia de córnea, que será comentada na próxima sessão.

A região central, também chamada zona óptica, constitui a parte mais importante no aspecto óptico, pois por ela passam os raios luminosos que incidem na fóvea central. A fóvea central é o ponto de sensibilidade máxima da retina. Qualquer alteração nesta zona pode determinar perturbação visual e outras anomalias funcionais³. A seguir serão dados os princípios da formação de imagens pelo reflexo das miras e os tipos atuais de miras em ceratometria.

Para se entender o princípio de funcionamento do ceratômetro, é necessário entender o princípio de formação de imagens por uma lente convexa. No diagrama superior da Figura 2.1, verifica-se que ao se iluminar um objeto colocado a uma determinada distância da lente de raio R_1 , uma imagem virtual deste objeto se formará atrás da lente. No diagrama inferior da

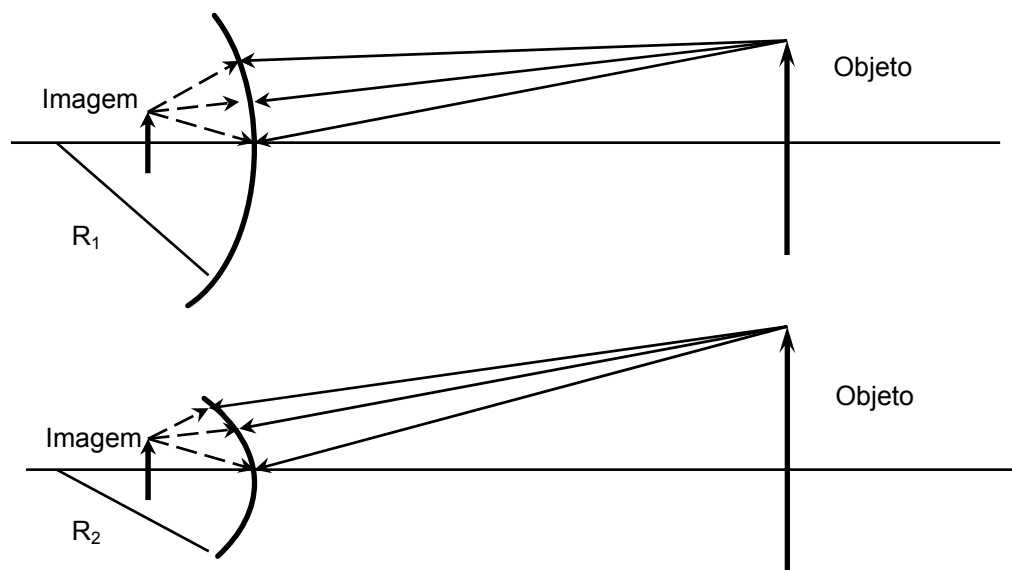


Figura 2.2 - Formação de imagem: variação do tamanho do objeto com o raio de curvatura do espelho esférico

mesma imagem, há um objeto de mesmo tamanho colocado à mesma distância de uma lente de raio R_2 , sendo que R_2 é menor que R_1 . Facilmente verifica-se que a imagem virtual formada é menor que do que a formada pela lente de raio R_1 . Então, pode-se concluir que para um dado tamanho de objeto colocado a uma dada distância de uma lente convexa, o tamanho da imagem formada depende do raio desta lente⁶.

Na Figura 2.2 utilizam-se as mesmas lentes da Figura 2.1, mas em uma situação em que as imagens formadas têm o mesmo tamanho e a distância entre os objetos e a lentes são as mesmas. Para isso, o objeto utilizado para formar a imagem da lente de raio R_2 é maior do que o utilizado pela lente de raio R_1 ⁶.

Conclui-se, então, que para se obter um tamanho fixo de imagem, considerando uma distância fixa entre objeto e lente, o tamanho do objeto necessário depende do raio da lente.

2.1.1 Oftalmômetro de Javal-Shiotz^{6,9 - 11}

As miras de projeção deste tipo de ceratômetro são móveis, o que significa que as dimensões da imagem podem variar de acordo com a movimentação das miras. É justamente nisto que se baseia seu funcionamento: tamanho de objeto variável – miras deslizando nos trilhos – e tamanho de imagem constante. Na Figura 2.3 tem-se um esquema simplificado do sistema óptico deste instrumento.

O objeto que irá formar a imagem na córnea é constituído pelas miras, designadas como: mira I e mira II (Figura 2.3). As miras são iluminadas por lâmpadas colocadas atrás destas e que as destacam. Por meio de um pino de rotação, pode-se controlar a movimentação das miras seguindo o trilho. Neste controle, as miras se movem de maneira sincronizada, aproximando-se ou afastando-se uma da outra. Então, as duas miras juntas tornam-se o

objeto para o sistema óptico e este objeto terá seu tamanho variável à medida que essas miras se aproximam ou se afastam^{6,9,10}.

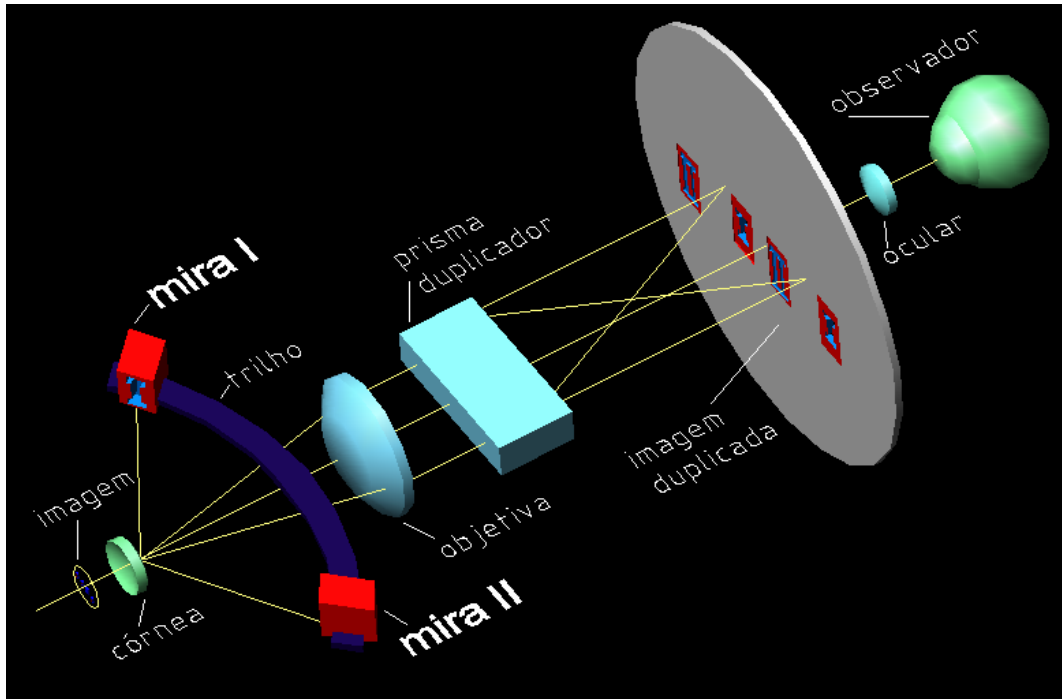


Figura 2.3 - Sistema óptico do ceratômetro de Javal-Shiotz

A córnea do paciente também é mostrada na representação do sistema e a imagem das miras, que é formada pela córnea, é mostrada no ponto mais à esquerda do esquema. Esta imagem torna-se o objeto do resto do sistema óptico do aparelho. O tamanho desta imagem depende do raio de curvatura da córnea e do tamanho do objeto, ou seja, da distância entre as miras.

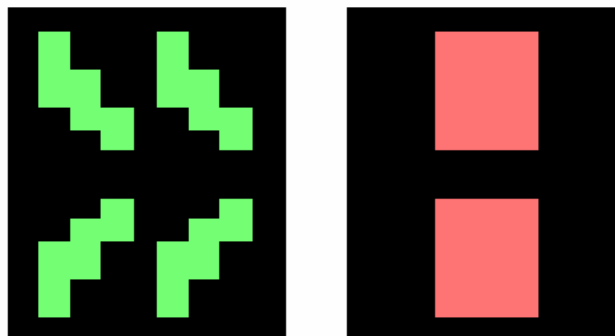


Figura 2.4 - Mira de ceratômetro de Javal-Shiotz vista pelo paciente

A lente objetiva, mostrada neste esquema, produzirá uma imagem do novo objeto mais à direita do instrumento. Um prisma duplicador está associado com esta lente para formar uma imagem duplicada para o restante do sistema. A duplicação da imagem pelo prisma é causada pelas características de birrefringência do material do qual ele é feito.

A lente ocular serve para ampliar as imagens duplicadas para que o olho do examinador possa distinguir uma imagem da outra. Se as duas miras estão se movendo em um sentido (aproximando-se ou afastando-se) as imagens mover-se-ão no mesmo sentido das miras. Então, pela mudança na distância entre as miras pode-se alcançar um ponto onde as imagens estarão sobrepostas.

Na Figura 2.4 tem-se uma representação mais precisa das miras de projeção, tal qual elas são vistas pelo paciente: um quadriculado (esquerda) e um retângulo (direita). Cada uma dessas figuras é dividida horizontalmente no centro. A mira quadriculada é iluminada por uma luz verde e a mira retangular por uma luz vermelha.



Figura 2.5 - Mira duplicada do ceratômetro de Javal-Shiotz

Na Figura 2.5 tem-se a visão das imagens duplicadas e ampliadas pela lente ocular; esta é a visão do examinador. Quando a medida é realizada, somente o par de imagens central é utilizado. Quando as duas imagens centrais se encontram, como mostrado na Figura 2.5, uma escala associada com a separação das miras indica o raio da córnea e o seu poder dióptrico.

Quando o raio é encontrado para o primeiro meridiano (neste caso, horizontal) então o sistema óptico é rotacionado de 90° sobre seu eixo. Se a

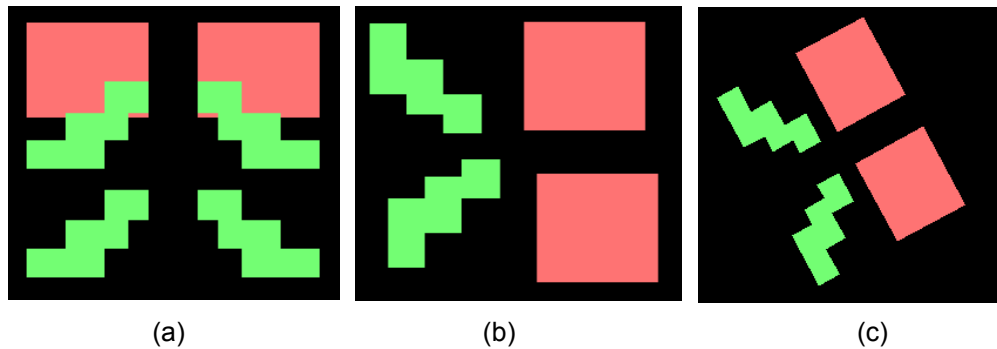


Figura 2.6 - (a) astigmatismo a favor da regra; (b) astigmatismo oblíquo; (c) verificação da angulação do astigmatismo oblíquo

córnea for astigmata, o par de imagens centrais será como mostrado na Figura 2.6a, com o quadriculado verde sobreposto com o retangular vermelho. Cada degrau na imagem quadriculada equivale a 1 di de poder dióptrico da córnea e a quantidade de astigmatismo pode ser determinada pela contagem do número de degraus sobrepostos. A Figura 2.6a indica um astigmatismo de 1,25 di.

No caso ilustrado na Figura 2.6a, a córnea apresenta um astigmatismo a favor da regra, ou seja, o meridiano de maior curvatura é o vertical. Se o astigmatismo for contra a regra, as imagens não irão se sobrepor no eixo horizontal. Neste caso, a medida deve ser realizada primeiramente no eixo



Figura 2.7 - Ceratômetro comercial estilo Javal-Shiotz¹¹

vertical (ajustando as imagens até que elas se encontrem) e então, rotaciona-se o sistema e mede-se o astigmatismo no eixo horizontal.

Na Figura 2.6b está representado um astigmatismo oblíquo, quando as miras estão na horizontal. Note que as linhas centrais das imagens não estão alinhadas; neste caso o instrumento deve ser rotacionado até as linhas centrais se alinharem (Figura 2.6c). Uma escala associada com a rotação do instrumento indica, em graus, o meridiano do astigmatismo. A Figura 2.7 apresenta uma foto de um oftalmômetro comercial tipo Javal-Schiotz⁶.

2.1.2 Oftalmômetro Micrométrico

O funcionamento deste ceratômetro é baseado no tamanho de objeto constante e tamanho da imagem variável. Ele possui um sistema de duplicação de imagem, no qual a separação entre as imagens pode ser variada. A Figura 2.8 mostra uma simplificação do sistema óptico deste

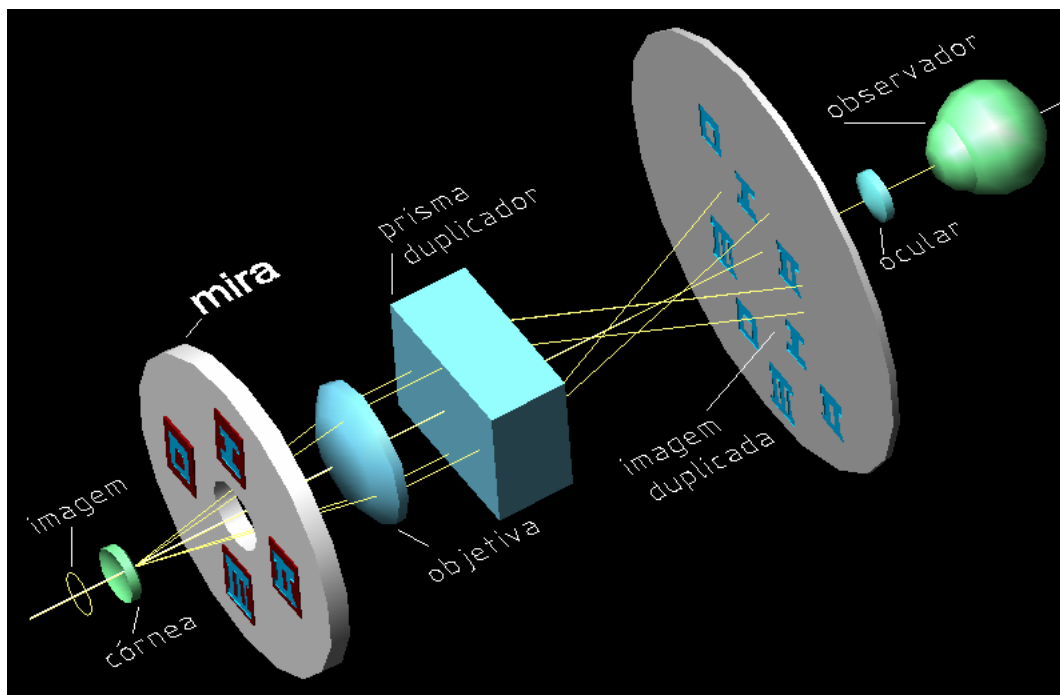


Figura 2.8 - Sistema óptico do ceratômetro micrométrico

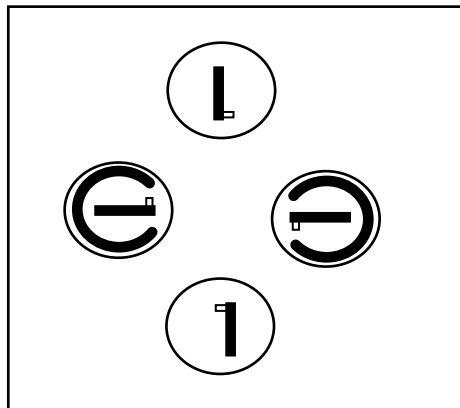


Figura 2.9 - Miras do ceratômetro micrométrico vista pelo paciente

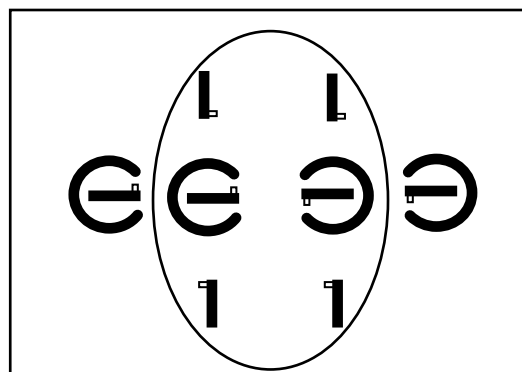


Figura 2.10 - Duplicação das miras do ceratômetro micrométrico

aparelho. Quatro miras são situadas em um disco circular e possuem posições fixas umas em relação às outras, sendo cada mira iluminada por uma lâmpada. Como o espaço entre as miras é fixo, o tamanho da imagem formada no olho do paciente varia somente com o raio anterior da córnea. A imagem formada torna-se o objeto do resto do sistema óptico. A luz deste objeto é capturada pela lente objetiva que a converge para um plano mais à direita no instrumento. Depois da lente, tem-se um prisma duplicador que produz duas imagens de cada mira. O papel da lente ocular é ampliar as imagens para um melhor exame do observador.

Neste ceratômetro o prisma pode mover-se ao longo do eixo do instrumento afastando-se ou aproximando-se da lente objetiva.

A Figura 2.9 mostra as miras vistas pelo paciente. O examinador vê as imagens duplicadas, mas para as medidas só importam as imagens centrais

(Figura 2.10). Se o prisma está movendo-se ao longo do eixo, duas imagens irão se mover juntas, como mostrado na Figura 2.11a. Deve-se notar que, neste caso, as imagens não estão alinhadas na direção vertical. Isto indica que a córnea é astigmata e que o instrumento não está alinhado com o eixo de astigmatismo. Então deve-se rotacionar o sistema óptico sobre seu eixo central até se obter um alinhamento das imagens (Figura 2.11b). Uma escala associada com o eixo de rotação indica a graduação do eixo astigmata.

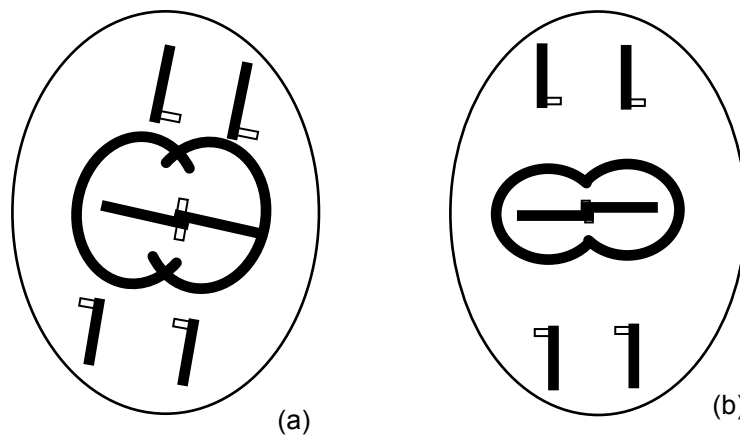


Figura 2. 11 - (a) Desalinhamento das imagens, indicando astigmatismo da córnea; (b) Imagem alinhada

Quando o alinhamento das imagens estiver correto, uma cruz será formada

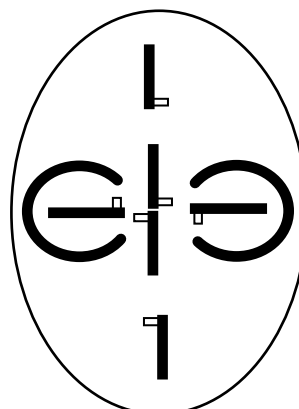


Figura 2.12 - Visão depois de rotacionar 90° o prisma, que indica um astigmatismo da córnea

no centro do campo de visão do examinador. Um par de parafusos calibrados, associado com o movimento axial do prisma, indica o raio de curvatura e o poder dióptrico da córnea no meridiano medido. Depois que se mede o raio da córnea em um meridiano, rotaciona-se de 90° graus o prisma duplicador sobre seu eixo central. Nos casos de astigmatismo regular, uma linha longa aparecerá no centro do campo de visão do observador. Se esta linha for contínua e suas “abas” forem exatamente opostas uma a outra, não haverá astigmatismo na córnea. Se esta linha for contínua, mas as “abas” não estiverem exatamente opostas, como mostrado na Figura 2.12, a córnea possuirá astigmatismo. Neste caso, movendo-se os parafusos de controle do prisma até o alinhamento das “abas”, a diferença entre o poder dióptrico da primeira leitura (com as abas desalinhadas) e o da segunda (com as abas alinhadas) fornecerá a quantidade de astigmatismo da córnea⁶.

2.1.3 Ceratômetro de miras fixas e imagem variável

Um dos ceratômetros bastante utilizados no Brasil é o de Bausch-Lomb, que utiliza o princípio de tamanho de objeto constante e tamanho de imagem variável para sua operação. As miras de projeção para se fazer as medidas

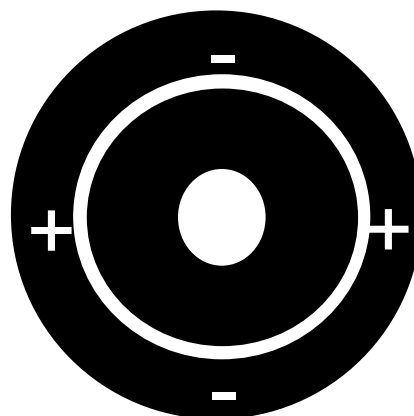


Figura 2.13 - Miras do ceratômetro de Bausch-Lomb, vista pelo paciente

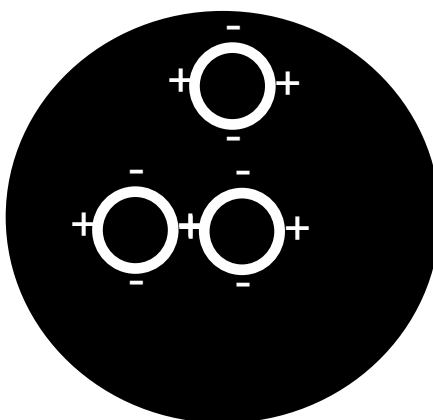


Figura 2.14 - Miras observadas pelo clínico para o instrumento centralizado, focalizado, medindo o eixo vertical da córnea

ceratométricas baseiam-se também na duplicação da imagem das miras e em seus deslocamentos verticais e horizontais para se determinar o raio de curvatura da superfície analisada. A mira de projeção deste tipo de ceratômetro está apresentada na Figura 2.13. O sistema de duplicação de imagens é totalmente diferente dos já discutidos aqui, pois as imagens duplicadas são produzidas não adjacentes umas às outras, mas orientadas de 90° , uma em relação à outra. Este sistema permite a medida do poder dióptrico da córnea em dois meridianos de uma só vez, eliminando a necessidade de se rotacionar o sistema óptico de 90° para se medir o poder dióptrico no meridiano complementar. O mecanismo de duplicação pode mover-se paralelamente ao eixo central do instrumento, de tal forma que a separação entre as imagens possa ser variada.

A imagem das miras duplicadas por este sistema está apresentada na Figura 2.14. O paciente vê a mira, assim como mostrada na Figura 2.13. A imagem das miras é formada atrás da córnea. Os prismas duplicadores que formam as imagens das miras podem se mover de maneira independente ao longo do eixo central do instrumento, de modo que os sinais de “+” e “-” das miras devem ser justapostos para se obter as medidas, como mostrado na figura 2.15.

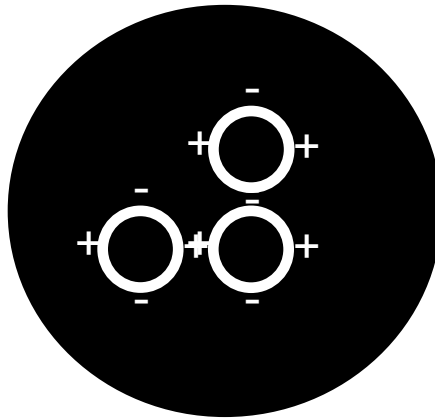


Figura 2.15 - Visão das miras observada pelo clínico para medidas em uma córnea sem astigmatismo

A centralização do aparelho também é fundamental para este tipo de medida. Quando o instrumento não está precisamente alinhado com a córnea do paciente, quatro imagens de miras são apresentadas (Figura 2.16).

Assim, o equipamento deve ser alinhado até atingir a situação da visualização de apenas três miras⁶.

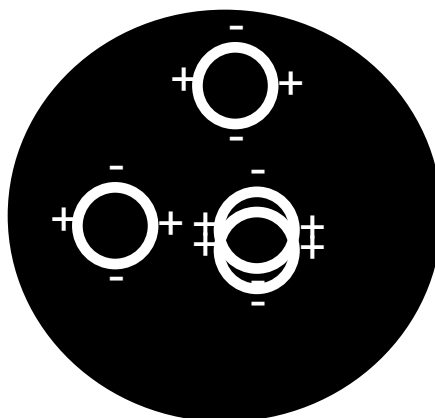


Figura 2.16 - Equipamento não alinhado com o olho do paciente

2.2 Miras de Topografia^{2,5,12-16}

Em 1880, o médico oftalmologista português Plácido da Costa⁵, desenvolveu o que seria a mira de projeção mais utilizada em topografia de córnea e que ainda é a base da topografia de córnea atual. A mira consistia de um disco no qual eram desenhados anéis concêntricos em alternância de cores, brancos e pretos, e que continha um furo central que servia para a observação do paciente pelo examinador (Figura 2.17). Esta nova mira, também melhorou consideravelmente o alinhamento do instrumento com o olho do paciente na hora do exame, pois o paciente podia fixar o olhar no centro da mira, por onde olha o examinador. Anteriormente ao disco de Plácido, Goode, em 1847⁵, construiu uma mira quadrada em um equipamento considerado como sendo o precursor do ceratoscópio. Apesar das distorções nas imagens serem de mais fácil visualização neste quadrado



Figura 2.17 - Disco de Plácido¹²

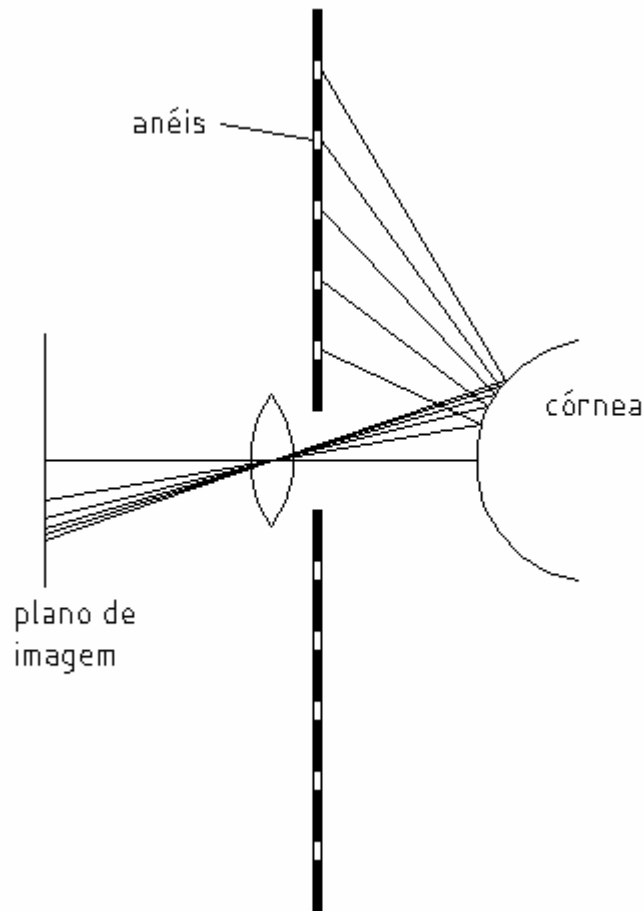


Figura 2.18 - Mira plana para topografia de córnea

do que no disco de Plácido, o esquema do disco era de mais fácil utilização e garantia de uma maior precisão. Esta precisão e facilidade de utilização começaram a ser melhoradas com o acoplamento de sistemas ópticos de magnificação. Tais acoplamentos foram feitos primeiramente por Javal, por volta de 1880⁵. Em 1856, Alvar Gullstrand^{2,5} implementou câmeras fotográficas aos equipamentos, a chamada ceratografia. A ceratografia permitia a análise da topografia da córnea pela imagem refletida pelo olho, de um disco concêntrico formado por círculos claros intercalados por círculos escuros, desenhados em uma superfície plana (Figura 2.18).

Para se medir além da parte central da córnea é necessário usar uma superfície plana muito grande, no entanto o nariz e a sobrancelha podem bloquear porções do alvo. Knoll et al.¹³ introduziram uma superfície

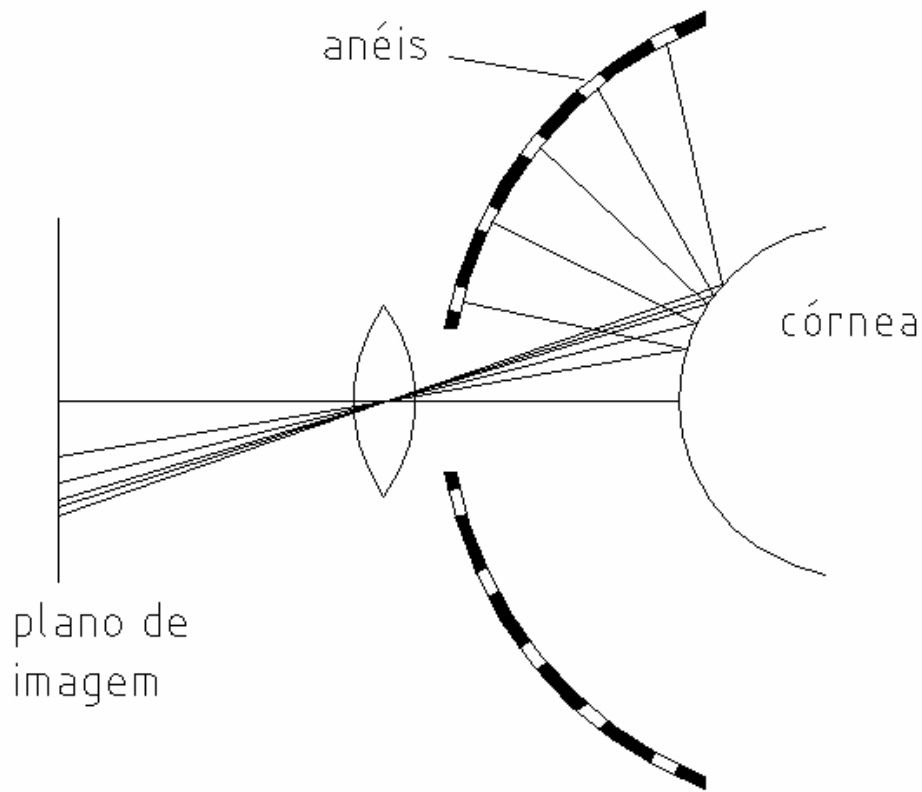


Figura 2.19 - Mira hemisférica para topografia de córnea

hemisférica para os anéis (Figura 2.19). Anéis escuros concêntricos de 5 mm de largura, espaçados em 5 mm foram pintados a mão na superfície interior. No momento do exame, o hemisfério fica disposto com seu centro de curvatura coincidente com o eixo óptico do olho. É evidente que a superfície hemisférica pode avaliar uma região maior da superfície da córnea, assim como produzir uma imagem plana similar a que se pode obter por uma mira plana. Com este arranjo, a análise da imagem dos anéis se torna mais simples.

Knoll também desenvolveu um instrumento que incluiu uma câmera fotográfica e 11 anéis coaxiais de larguras e espaçamentos variados². Esses anéis se encontram na superfície de um cilindro, que tem um diâmetro interno de 5 pol. O espaçamento dos anéis foi estabelecido de forma que a

imagem destes anéis refletidos em um espelho esférico tivesse um espaçamento uniforme. Os resultados apresentados pelo instrumento de Knoll foram baseados na suposição de que o padrão de imagem dos anéis pudesse ser interpretado exatamente da mesma forma que o contorno de um mapa de elevações de superfície. Se os anéis refletidos forem perfeitamente circulares e espaçados uniformemente, a córnea será uma superfície esférica. Se os anéis forem elípticos, a córnea será uma superfície tórica. Se o espaçamento dos anéis aumentar à medida que o diâmetro torna-se maior, significa que a córnea vai se tornando aplainada na região periférica. Traçando-se linhas radiais que passam pelo centro dos anéis fotografados, os perfis de vários meridianos podem ser reconstruídos. Geralmente são usadas 180, 256 ou 360 linhas radiais².

O método de Knoll acima descrito é aplicado a superfícies com simetria de

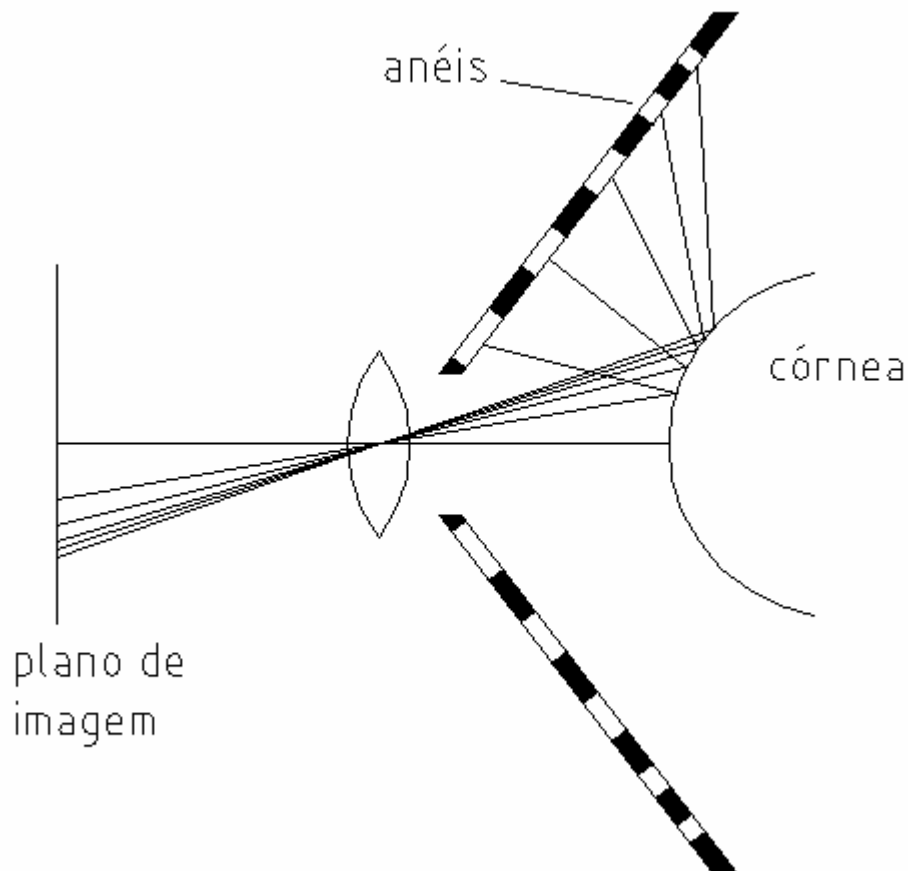


Figura 2.20 - Mira cônica para topografia de córnea

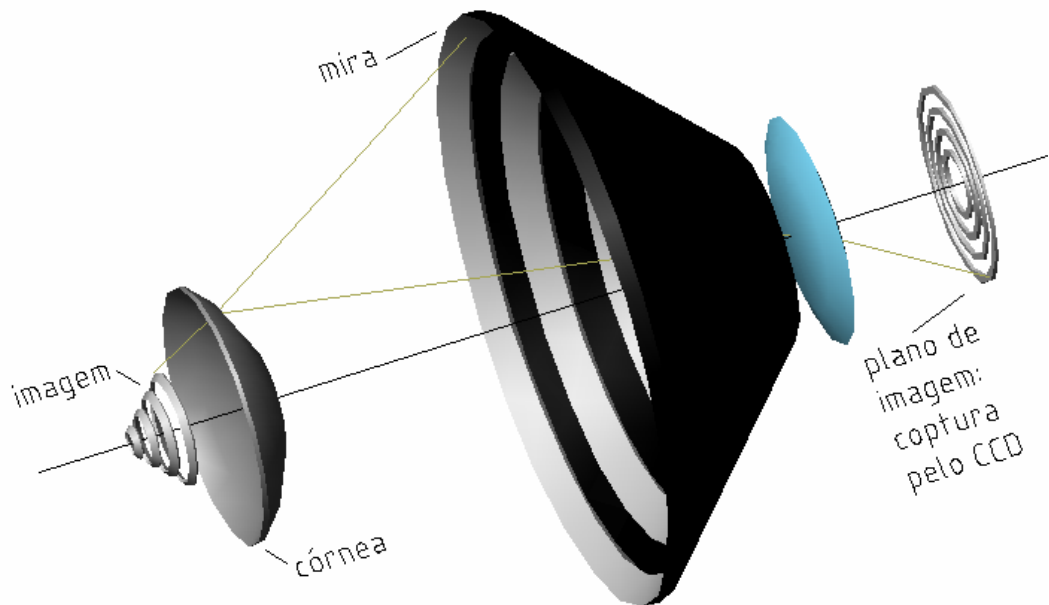


Figura 2.21 - Esquema da formação de imagens por miras topográficas

revolução. Entretanto, em superfícies mais complicadas não é possível interpretar diretamente a imagem do anel como um mapa de contorno de elevações de superfície. Outro problema destes sistemas é que a região central da córnea não pode ser medida devido ao grande diâmetro central vazio, que serve para a observação. Atualmente, várias empresas manufaturam instrumentos chamados vídeo-ceratoscópios para medir a topografia da córnea baseado no método dos anéis de Plácido². Eles têm sido melhorados em relação aos sistemas primários, graças ao desenho de novas miras e à adição de mais anéis em suas superfícies. A imagem dos anéis é capturada por sistemas vídeo-computadorizados. Observam-se avanços no que diz respeito à análise computacional das imagens, por meio da elaboração de novos algoritmos. A precisão verificada vai de 0,1 di a 0,25 di que equivale a aproximadamente 0,018 mm a 0,045 mm em termos de raio de curvatura da córnea⁵.

A Figura 2.20 mostra um diagrama de um dos sistemas usados atualmente, e que também é baseado no disco de Plácido. Os anéis são distribuídos na parte interna do cone. Este sistema é desenhado para ter uma curta

distância de trabalho, que permite mapear uma grande porção da superfície da córnea².

Por meio do uso bem disseminado do disco de Plácido na análise da superfície da córnea, criaram-se padrões de normalidade da córnea, que permitiram prever alguns comportamentos desta.

Na década de 80, começou a ser colocada em prática a análise computacional das imagens, agora captadas de forma digital com o auxílio de câmeras denominadas CCDs. A figura 2.21 mostra o esquema de uma imagem refletida pela córnea, de uma mira com formato cônico, que se torna objeto para a aquisição de uma imagem plana pela superfície bidimensional do CCD. Torna-se possível, então, a captura desta imagem e o seu tratamento computacional. Assim, podem-se gerar mapas topográficos coloridos variados para diferentes interpretações pretendidas⁵.

A figura 2.21, mostra um topógrafo comercial com uma mira cônica ligada a um computador.

Atualmente, a topografia de córnea ocupa um espaço importante dentro dos exames de pesquisa clínica corneana. Um dos usos mais importantes tem sido pelos recentes avanços dentro da área de cirurgia refrativa.



Figura 2.22 - Topógrafo comercial¹⁴

Para se realizar este tipo de cirurgia, é necessário um exame de toda a superfície corneana, como é o exame de topografia de córnea⁵.

A análise da topografia da córnea, com auxílio computacional, tem ajudado no pré e pós-operatório da cirurgia refrativa, na adaptação de lentes de contato, no pós-operatório da ceratoplastia penetrante e na avaliação do ceratocone, que é uma doença que traz um crescimento anormal da córnea, em um formato alongado em forma de cone^{5,15}.

No capítulo 3, a seguir, são descritos o Ceratômetro desenvolvido em Lâmpada de Fenda^{4,16}, e o Topógrafo em Lâmpada de Fenda.

Capítulo 3

Equipamentos em Lâmpada de Fenda

Neste capítulo são descritos dois dos equipamentos desenvolvidos no LIO para medidas de raios de curvatura da córnea, para que se possa ser estabelecido em que contextos dos equipamentos se inserem os dispositivos aqui desenvolvidos. Os trabalhos compreendidos nesta linha de pesquisa são: o Ceratômetro para Lâmpada de Fenda e o Topógrafo para Lâmpada de Fenda, sendo o *ceratômetro* um equipamento cujo desenvolvimento já está concluído e o *topógrafo*, um equipamento ainda em desenvolvimento no LIO.

3.1 A Lâmpada de Fenda^{6,17-19}

A Lâmpada de Fenda é um biomicroscópio ocular⁶ utilizado em avaliações subjetivas do olho e que possui várias magnificações de imagem, sendo as mais comumente encontradas nos vários modelos disponíveis no mercado, as de 6X, 10X, 16X, 25X e 40X.

Este equipamento é indispensável em qualquer setor da Oftalmologia e possui uma ótica para microscopia muito bem estabelecida e de boa qualidade^{6,17}. O Apêndice I traz maiores detalhes sobre a Lâmpada de Fenda.

Com estas características inerentes à Lâmpada de Fenda, vários modelos de sistemas óticos, eletrônicos e computacionais foram desenvolvidos no LIO, sob a orientação da Profa. Dra. Liliane Ventura^{4,16} o ceratômetro definitivo em Lâmpada de Fenda foi desenvolvido pela Profa. Liliane para a

sua tese de livre-docência a ser defendida e inclui como um de seus muitos componentes a mira de projeção desenvolvida neste trabalho.

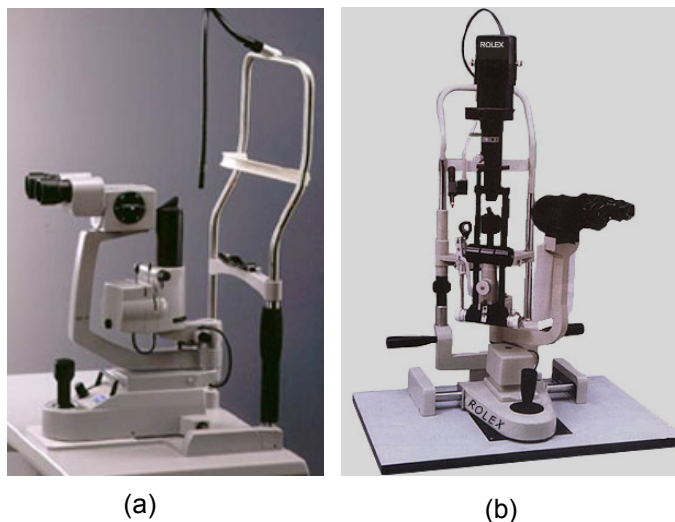


Figura 3.1 - Lâmpada de Fenda modelo (a) Carl Zeiss®^[18]; (b) Haag Streit®^[19]

Podemos separar as lâmpadas de fenda de hoje em dia em dois tipos: as desenvolvidas pela empresa *Haag Streit*® e as desenvolvidas pela *Carl Zeiss*®, que se diferenciam pela forma do sistema de iluminação e pelo sistema de magnificação de imagens. As lâmpadas da *Carl Zeiss*® – ou de empresas que imitam seu estilo – possuem o sistema de iluminação por baixo (Figura 3.1a) e um sistema de magnificação galileano⁶. Enquanto que nas lâmpadas da *Haag Streit*® – ou de empresas que imitam seu estilo – o sistema de iluminação é por cima e o sistema de magnificação não é galileano⁶ (Figura 3.1b).

Para este trabalho, foi utilizada uma Lâmpada de Fenda do mesmo tipo desenvolvido pela *Carl Zeiss*®, que tem seus sistemas óptico e de iluminação mostrados na Figura 3 do Apêndice I.

3.2 As Pesquisas do Laboratório de Instrumentação Oftálmica^{4,20}

O Laboratório de Instrumentação Oftálmica, no decorrer de sua existência, tem voltado suas pesquisas ao desenvolvimento de novas tecnologias em instrumentação oftálmica, tendo como principal preocupação, o desenvolvimento de instrumentos que unifiquem o baixo custo de produção e a boa qualidade.

Assim, os desenvolvimentos de um ceratômetro e de um topógrafo corneano para Lâmpadas de Fenda, reúnem estas características, pois a óptica da Lâmpada de Fenda possui uma excelente qualidade comparada a qualquer óptica de ceratômetros ou topógrafos de córnea existentes comercialmente. A adaptação de sistemas ópticos e outros componentes extras permitem

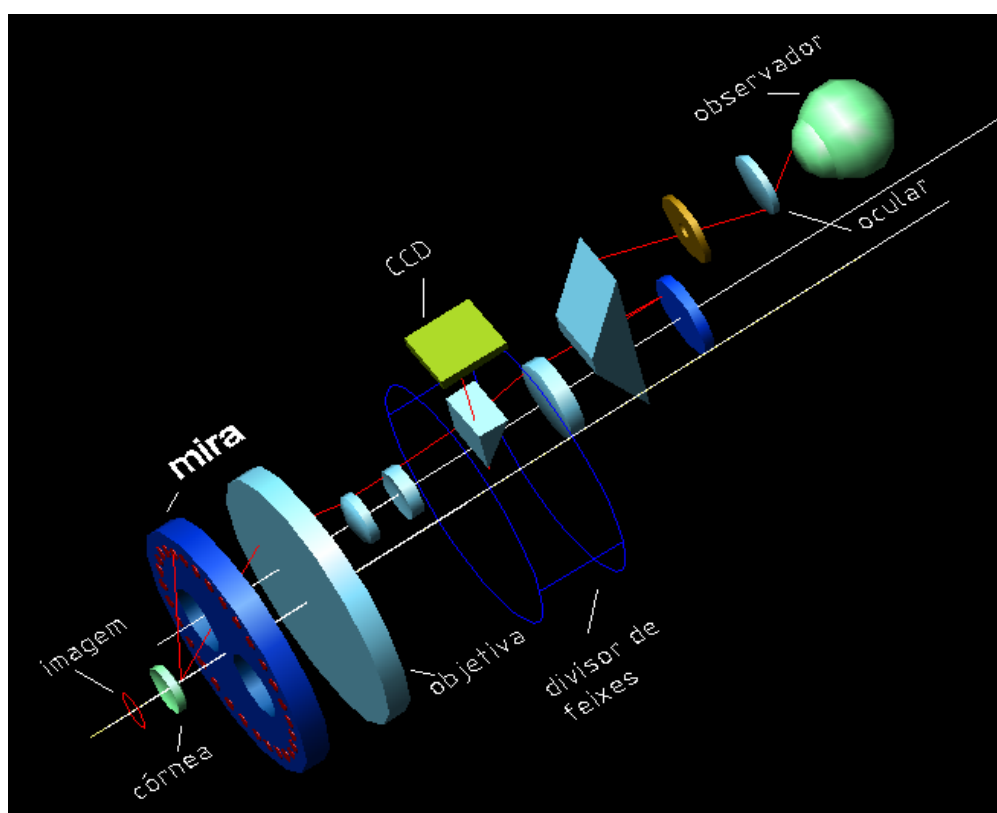


Figura 3.2 - Modelo esquemático do sistema óptico referente ao Ceratômetro para Lâmpada de Fenda

acrescentar à Lâmpada de Fenda – que é um equipamento cuja função é de avaliação subjetiva do olho –, duas outras funções, agora objetivas, que são a ceratometria e a topografia corneana. Os equipamentos de ceratometria e de topografia montados em Lâmpada de Fenda tornam-se equipamentos de baixo custo e de boa qualidade, confirmada pelo sucesso que o referido ceratômetro está obtendo no mercado nacional e pelo interesse do mercado na conclusão do projeto do topógrafo corneano.

O ceratômetro em Lâmpada de Fenda é um equipamento para medidas dos raios de curvatura de córnea, por meio de análise computacional de imagens^{4,20}. Este equipamento se encaixa na categoria dos ceratômetros automáticos, que juntamente com os ceratômetros manuais, formam os dois tipos existentes no mercado. Todos os ceratômetros utilizam os princípios de formação de imagens comentados no capítulo 2: tamanho fixo das miras e tamanho variável da imagem ou tamanho variável das miras e tamanho fixo da imagem.

Este ceratômetro automático acoplado à Lâmpada de Fenda utiliza o princípio de miras de tamanho fixo e análise de tamanho variável da imagem. O sistema se baseia no cálculo das deformações encontradas na reflexão pela córnea, de um anel circular.

O princípio da ceratometria em Lâmpada de Fenda é bastante simples. Consiste em projetar na córnea do paciente, uma mira luminosa anelar de 4mm de projeção – circularmente precisa – e observar através da ótica da Lâmpada de Fenda e também por um computador ligado a um sensor *CCD* que transmite as imagens, as deformações e dimensões das imagens da mira refletida pela córnea do paciente. Seu sistema óptico é mostrado na Figura 3.2. Se a imagem refletida for uma circunferência, o paciente não possui astigmatismo e apenas a dimensão da imagem é responsável por fornecer o raio de curvatura naquela região da córnea. Se a imagem for distorcida, por exemplo, como uma elipse, a quantidade do desvio desta elipse em relação a uma esfera indica o grau de astigmatismo. E a dimensão da distância de cada ponto da elipse ao centro do anel indica o raio de

curvatura naquele determinado ponto. Fornecendo com isso, os maior e menor raios de curvatura daquela córnea, bem como o eixo do astigmatismo que corresponde ao eixo de inclinação de elipse.

Assim, para este tipo de sistema construído, a mira luminosa tem um papel fundamental e deve possuir as seguintes características^{4,20}:

- Ser precisamente circular (precisão de 0,01mm é necessária em sua confecção);
- Ser ergonometricamente viável;
- Possuir um ponto de alinhamento ótico ou fixação para o paciente;
- Possuir meios de reprodutibilidade em sua produção;
- Possuir meios de controle de sua precisão na produção;
- Possuir um *design* que não fira o *design* da Lâmpada de Fenda;

3.3 As Miras do Sistema de Ceratometria em Lâmpada de Fenda^{4,20,21}

Cinco protótipos testados em ambulatório foram desenvolvidos para o ceratômetro em Lâmpada de Fenda. Nestes cinco protótipos, quatro tipos de miras foram desenvolvidas, sendo a pertencente a este trabalho a mira mais adequada e eficiente para o seu uso clínico e que reúne as características acima mencionadas. Como veremos nos capítulos seguintes.

3.3.1 Mira de Fibras Óticas^{4,20}

O primeiro protótipo^{4,20} continha uma mira de projeção de fibras óticas, apresentada na Figura 3.3, e possuía as seguintes características:

- Iluminação forte o suficiente;
- Acoplada na objetiva da Lâmpada de Fenda;

- Fonte de energia acoplada ao cabo;

Esta mira de fibras óticas ficou em uso no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto por 10 meses, mas, muito embora ela proporcionasse uma boa ceratometria, as seguintes deficiências foram notadas:

- Iluminação inomogênea ao longo do anel (vide Figura 3.4);
- Imprecisão na circularidade do anel luminoso;
- Não reprodutibilidade de intensidade e “inomogeneidade” luminosas em sua produção;
- Ausência de um ponto de fixação para o paciente;

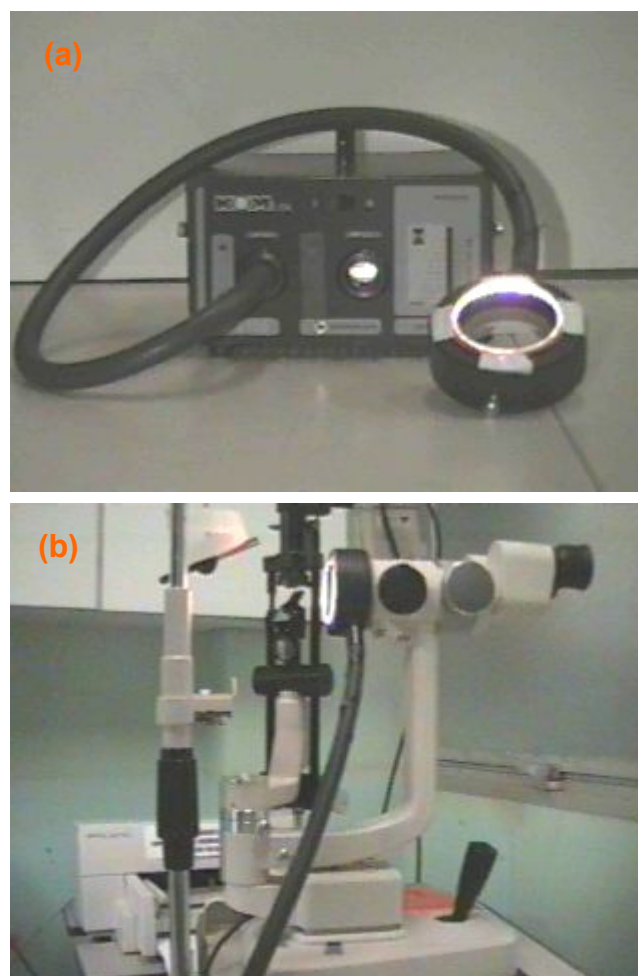


Figura 3.3 - Foto das partes do sistema^{4,20}: (a) Fonte Luminosa, Fibra Óptica e Anel Luminoso à Lâmpada de Fenda

- Demasiadamente espessa para o acoplamento na objetiva da Lâmpada de Fenda, atingindo o nariz do paciente durante o exame;
- Custo muito alto (R\$1.500,00).

Estas deficiências devem-se principalmente, ao fato desta mira ser um componente adquirido comercialmente e que possuía finalidades diferentes da qual estava sendo usada. Assim, após algumas outras tentativas de desenvolvimento de miras de projeção luminosas, foi desenvolvida uma segunda mira, que ficou em uso no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto por 12 meses^{4,20}.

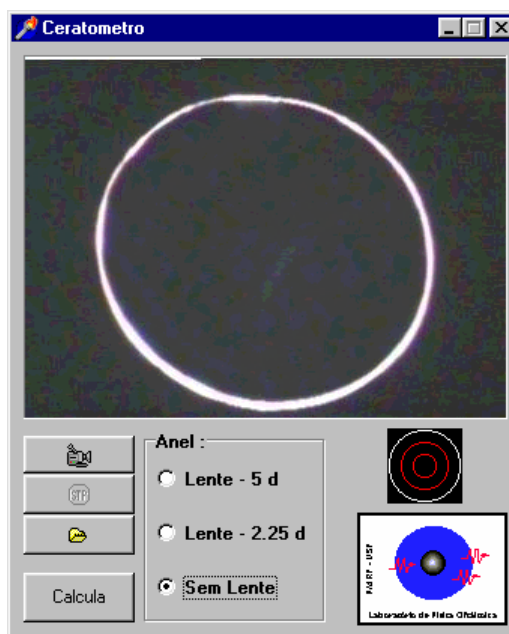


Figura 3.4 - Tela principal do programa computacional desenvolvido²⁰

3.3.2 Mira de Projeção Anelar por *Leds*^{4,21}

A mira anelar luminosa continua é obviamente a mira que deve proporcionar a maior quantidade de informação sobre a região iluminada, porém, uma mira anelar composta por pontos de luz também é capaz de proporcionar medidas ceratométricas de precisão.

Assim, a mira composta por fibras óticas foi substituída por uma mira de projeção composta por *leds*⁴. Várias miras de *leds* foram desenvolvidas, com

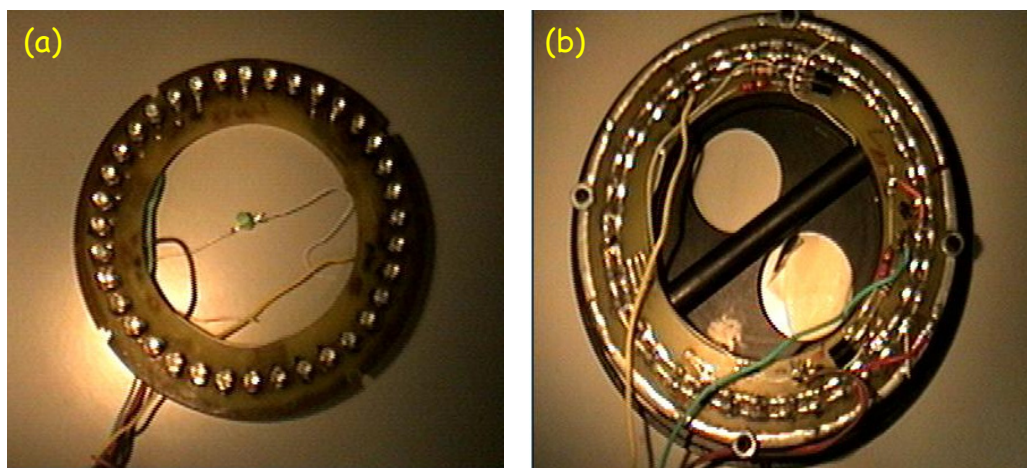


Figura 3.5 - Mira de projeção composta por leds: (a) vista frontal; (b) vista da parte de trás

quantidades e tipos diferentes destes diodos. A mira composta por 36 *leds* fornecia a precisão necessária para este tipo de medidas e sua produção podia ser controlada. A Figura 3.5 mostra a foto de uma das miras de *leds* desenvolvida no LIO.

O sistema montado pode ser visto na Figura 3.6. A Figura 3.7a mostra a imagem da mira, capturada pelo sistema, refletida em um olho sem astigmatismo e a Figura 3.7b mostra a imagem em um olho com astigmatismo oblíquo.

O ceratômetro com anel de *leds* ficou em testes por 12 meses no ambulatório do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto, apresentando medidas precisas e satisfatórias, porém vários problemas surgiam com este tipo de mira. São eles:

- Inomogeneidade na projeção dos pontos luminosos, como pode-se observar pela Figura 3.7b;
- A complexidade na confecção;
- Problemas de soldagem dos diodos eram freqüentes;

- O direcionamento da luz dos *leds* não era igual, ou seja, os *leds* produzidos industrialmente não possuíam este tipo de controle de qualidade. Os que possuíam, eram considerados especiais, importados e de custo bastante alto;

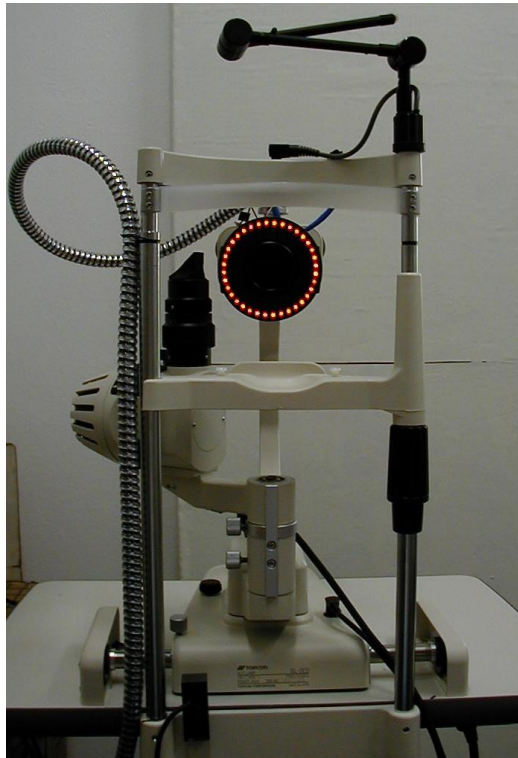


Figura 3.6 - Ceratômetro em LF com a mira em destaque

- A mira de projeção era ainda muito espessa, causando desconforto para o clínico em sua utilização.

Durante dois anos foram procuradas várias soluções para a mira luminosa. A definitiva foi o tema deste trabalho e será apresentada no capítulo 4.

Os ceratômetros automáticos, acoplados a auto-refratores, existentes são módulos únicos compactos e independentes. Eles também proporcionam como resultado a melhor elipse que interpola e se ajusta à imagem obtida pelo sistema de captura de imagens. Estes sistemas, porém, projetam apenas seis pontos luminosos na córnea, o que proporciona uma baixa precisão nas medidas, principalmente para pacientes com baixo grau de

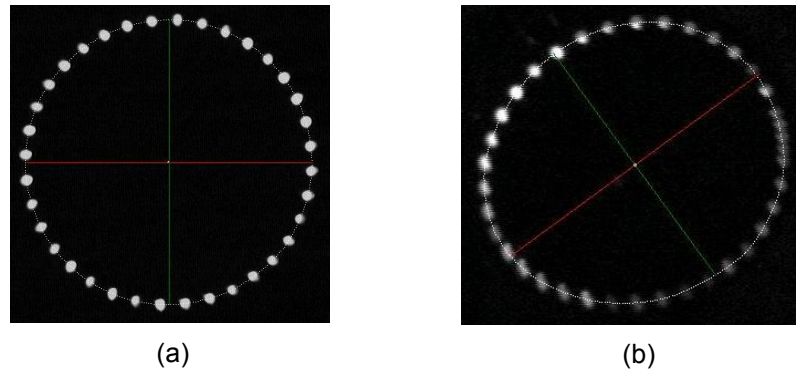


Figura 3.7 - Imagens adquiridas pelo Ceratômetro para Lâmpada de Fenda²¹: (a) sem astigmatismo; (b) com astigmatismo oblíquo

astigmatismo, em que o ajuste da melhor elipse fica no limite de precisão do detector.

Os sistemas manuais projetam um anel contínuo, o que garante uma melhor precisão. Porém, tem como ponto negativo, o enorme tempo gasto para o exame, causando cansaço e desconforto para médico e paciente. Em alguns casos, o paciente perde a fixação do alvo e a medida é totalmente comprometida⁴.

Este ceratômetro, desenvolvido no LIO, surge como uma alternativa mais econômica que une a precisão dos ceratômetros manuais com o conforto e rapidez dos ceratômetros automáticos.

3.4 O Topógrafo em Lâmpada de Fenda²

O topógrafo corneano em Lâmpada de Fenda está sendo desenvolvido no LIO e seu projeto foi dividido em várias partes: a parte física de desenvolvimento da mira, adaptação do sistema e captura de imagens e a parte computacional, de desenvolvimento de programa computacional de tratamento e análise de imagens. A primeira parte está sendo apresentada neste trabalho; a parte computacional está sendo desenvolvida paralelamente como trabalho de mestrado de Guilherme Vaz Torres, também integrante da equipe do LIO.

Este equipamento, assim como o ceratômetro, é acoplado em Lâmpada de Fenda e utiliza o mesmo sistema óptico de visualização da imagem no monitor de um micro computador.

O princípio é basicamente o mesmo do da ceratometria, contudo, a projeção de um número maior de anéis luminosos permite com que se faça uma análise de toda superfície da córnea e não apenas a medida ceratométrica da região central da corneana.

A mira é construída de acordo com o modelo das miras para topografia construídas atualmente² que é mostrada na Figura 2.20 e será apresentada em detalhes no capítulo 4.

O esquema da mira e o sistema óptico com o divisor de feixes são

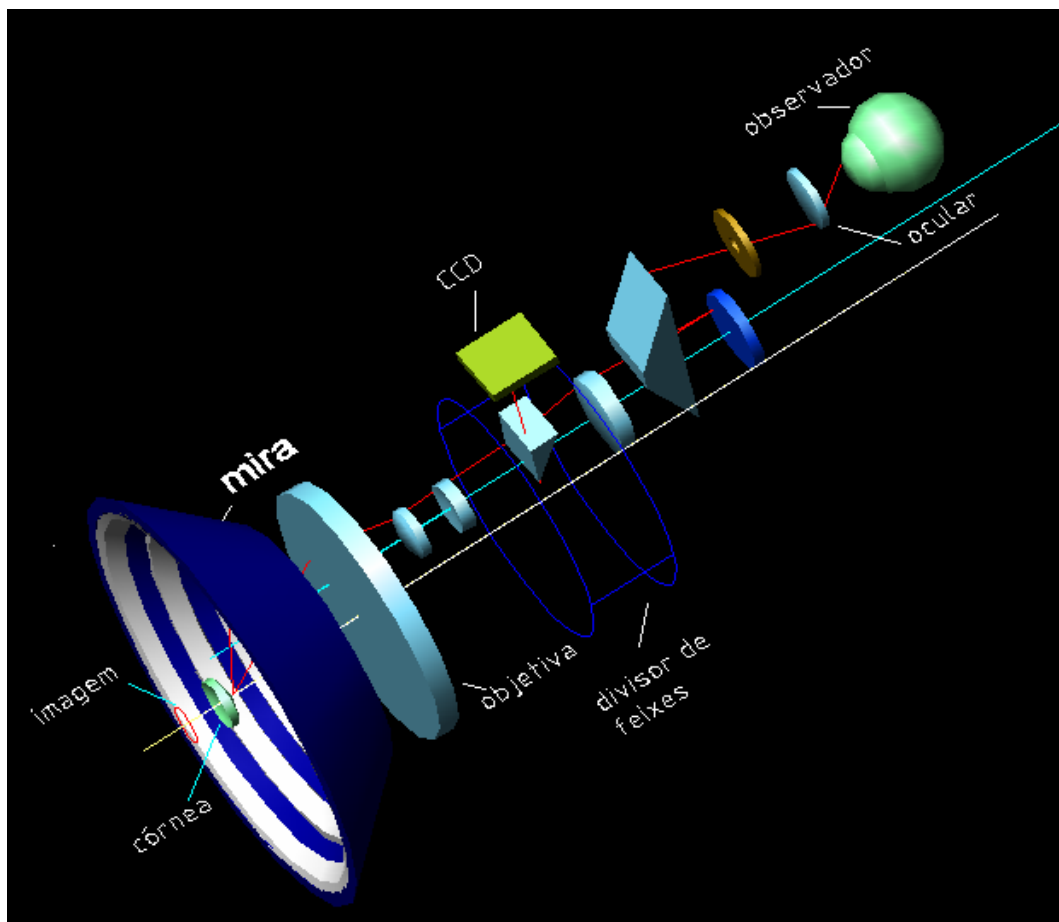


Figura 3.8 - Esquema do sistema óptico do Topógrafo para Lâmpada de Fenda

mostrados na Figura 3.8.

A imagem da mira refletida na córnea do paciente é magnificada e desviada para um *CCD*. A focalização da imagem é única, dada pelo foco constante do sistema óptico da Lâmpada de Fenda. O manuseio do equipamento é feito pelo controle mecânico da Lâmpada.

A seguir, as miras de projeção dos ceratômetro e topógrafo para Lâmpada de Fenda, serão apresentadas em detalhes.

Capítulo 4

Desenvolvimento dos Dispositivos Ópticos

Pelas características e pelos problemas apresentados pelas miras que foram utilizadas no ceratômetro desenvolvido no LIO – muito embora apresentasse resultados de precisão com a mira de *leds*⁴ –, era necessário ainda que modificações extremas fossem feitas para que o sistema pudesse ser reproduzido em escala comercial e que atendesse às necessidades clínicas. Assim, três características fundamentais, não atendidas pelas demais miras de projeção, deveriam ser consideradas em sua criação e projeto, mantendo obviamente, a precisão de circularidade em sua projeção. São elas:

- projeto que permitisse reprodutibilidade de todas as características da projeção dos pontos luminosos em escala comercial;
- *design* apropriado para uso clínico e ergonomicamente viável, ou seja, na mudança de olho a ser examinado, o equipamento não deveria atingir nenhuma parte do corpo do paciente. As demais miras, devido à sua espessura excessiva, demandavam que o clínico recuasse com o biomicroscópio para não atingir o nariz do paciente. Este ato diminuía a versatilidade de movimento da Lâmpada de Fenda;
- projeto de uma mira de projeção de baixo custo, ou seja, o custo deveria ser similar ou inferior ao custo da mira de projeção de *leds*, que encontrava-se em torno de R\$ 200,00. Vale a pena lembrar que o custo da mira de projeção de fibras óticas era de R\$ 1.500,00.

Apresentava-se um desafio complexo, em torno da união de todos os itens apresentados.

A seguir, são apresentados os desenvolvimentos das miras luminosas de projeção para ceratometria e topografia corneana em Lâmpada de Fenda.

Os projetos óticos e mecânicos finais são partes integrantes deste desenvolvimento.

4.1 A Mira para Ceratometria²

A primeira decisão no desenvolvimento para a mira de projeção para ceratometria em Lâmpada de Fenda era a de eliminação de cabos, soldagens de fios e de componentes comerciais que não possuíam boa qualidade técnica.

A idéia básica que levou ao desenvolvimento da mira para ceratometria foi a de usar o sistema de iluminação da Lâmpada de Fenda como fonte de luz para iluminar a mira.

Era necessário o desenvolvimento de um aparato capaz de desviar a luz de forma homogênea, de maneira que esta viesse a destacar um círculo formado por pequenos pontos e que formariam assim, uma mira circular brilhante, que se destacasse quando observada sua reflexão pela película lacrimal da córnea.

4.1.1 Projeto Ótico da Mira do Ceratômetro em Lâmpada de Fenda²²

A mira foi, então, desenvolvida levando em consideração a focalização fixa da luz que sai do sistema de iluminação da Lâmpada de Fenda, que permite calcular prováveis ângulos de desvio. Baseado nisso, foi projetado um sistema de dupla reflexão da luz em superfícies cônicas espelhadas, na intenção de desviar os feixes circularmente para a iluminação completa e homogênea da mira. As angulações dos cones são devidas às reflexões dos feixes luminosos, e as revoluções cônicas têm o intuito de refletir circularmente a luz²².

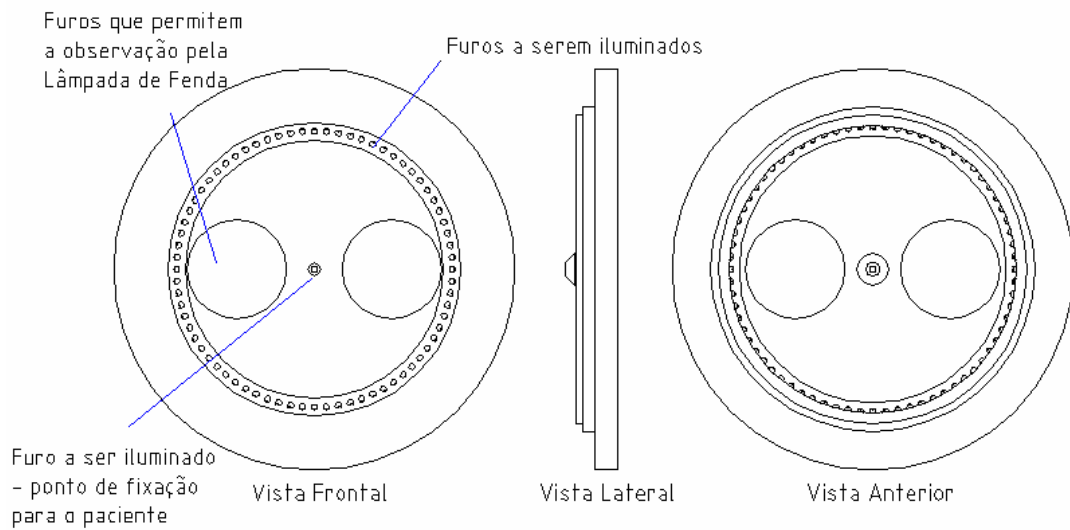


Figura 4.1- Vistas do projeto da mira para ceratometria²²

As vistas frontal, lateral e anterior do projeto da mira para ceratometria são mostradas na Figura 4.1.

A mira é composta por 72 furos que são iluminados a partir da luz proveniente da iluminação da Lâmpada de Fenda.

O filamento da luz do sistema de iluminação da Lâmpada de Fenda é projetado sobre a lente de saída que existe neste sistema de iluminação (Figura 4.2 a). Os cálculos para o projeto da mira levaram em conta a região luminosa demarcada pelo círculo em verde, denominada como área útil (Figura 4.2b). A homogeneidade na iluminação pode ser melhorada, colocando-se um limitador de luz, como indicado na Figura 4.2 b. Como é

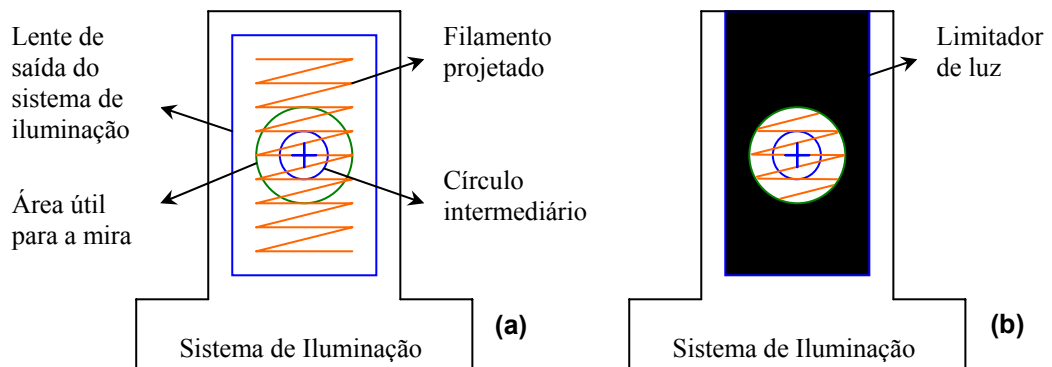


Figura 4.2 - (a) Áreas utilizadas para a iluminação; (b) esquema para o limitador de luz²²

conhecida a distância de focalização f da luz que sai do sistema e como se pode selecionar um ponto no filamento projetado na lente de saída do sistema de iluminação, é possível traçar um raio imaginário que represente o caminho da luz, deste ponto até o foco. Para a otimização dos cálculos, este ponto foi tomado no círculo intermediário (Figura 4.2a). Assim, torna-se fácil obter o ângulo de focalização deste raio com relação ao eixo perpendicular ao sistema de iluminação e que passa pelo foco. Podemos então, por intermédio de superfícies refletoras, desviar este raio de luz até um plano focal pretendido²².

Na Figura 4.3 é apresentado a disposição da mira na Lâmpada de Fenda. A face indicada como 1 é posicionada no eixo central de focalização do sistema óptico. No centro desta face existe um furo para passagem de luz, que tem a função de ponto de fixação central para o paciente. A face 2 é uma seção cônica espelhada, que tem como objetivo refletir a luz proveniente do sistema de iluminação em direção a uma segunda parte

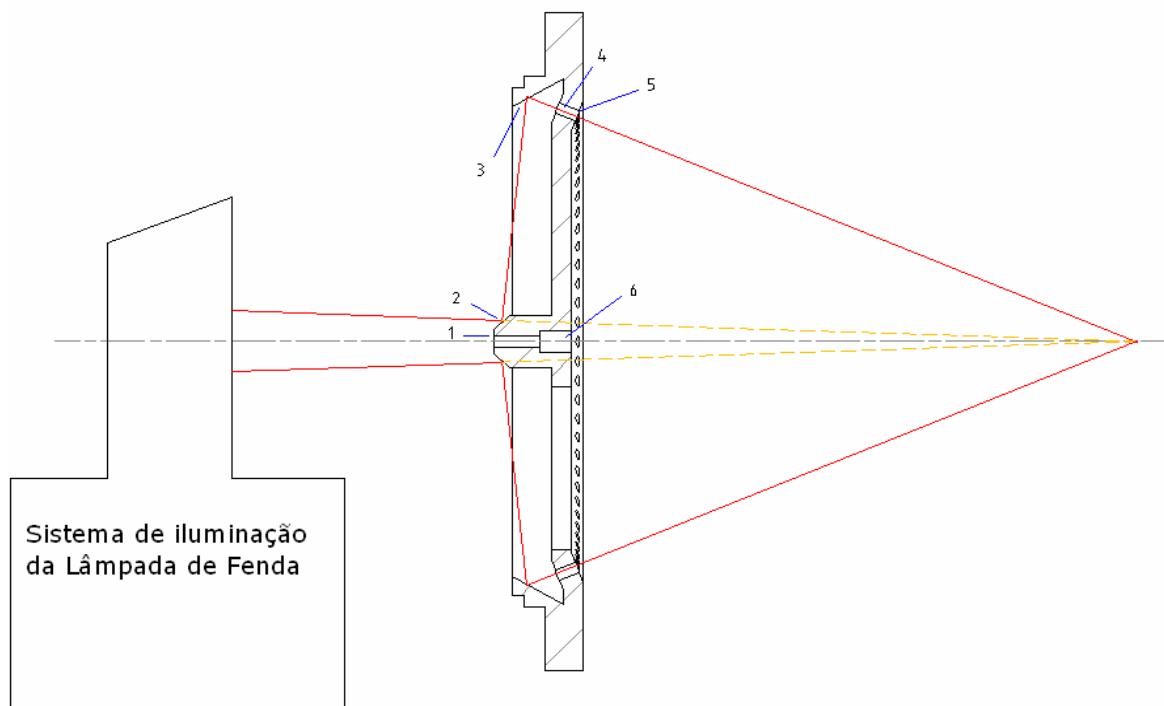


Figura 4.3 - Representação da mira acoplada a LF e trajeto da luz²²

refletora em 3. A superfície 3 é a parte interna de uma seção cônica, que desvia a luz de forma a iluminar pequenos furos em 4, que se tornam, desta forma, fontes de luz com direcionamento voltado ao foco inicial do sistema de luz da lâmpada de fenda.

O que realmente interessa, não é a iluminação da córnea como uma lanterna, mas sim, o destaque da mira por meio da iluminação dos pontos em 4, já que o que se busca, é a reflexão da mira iluminada pela película

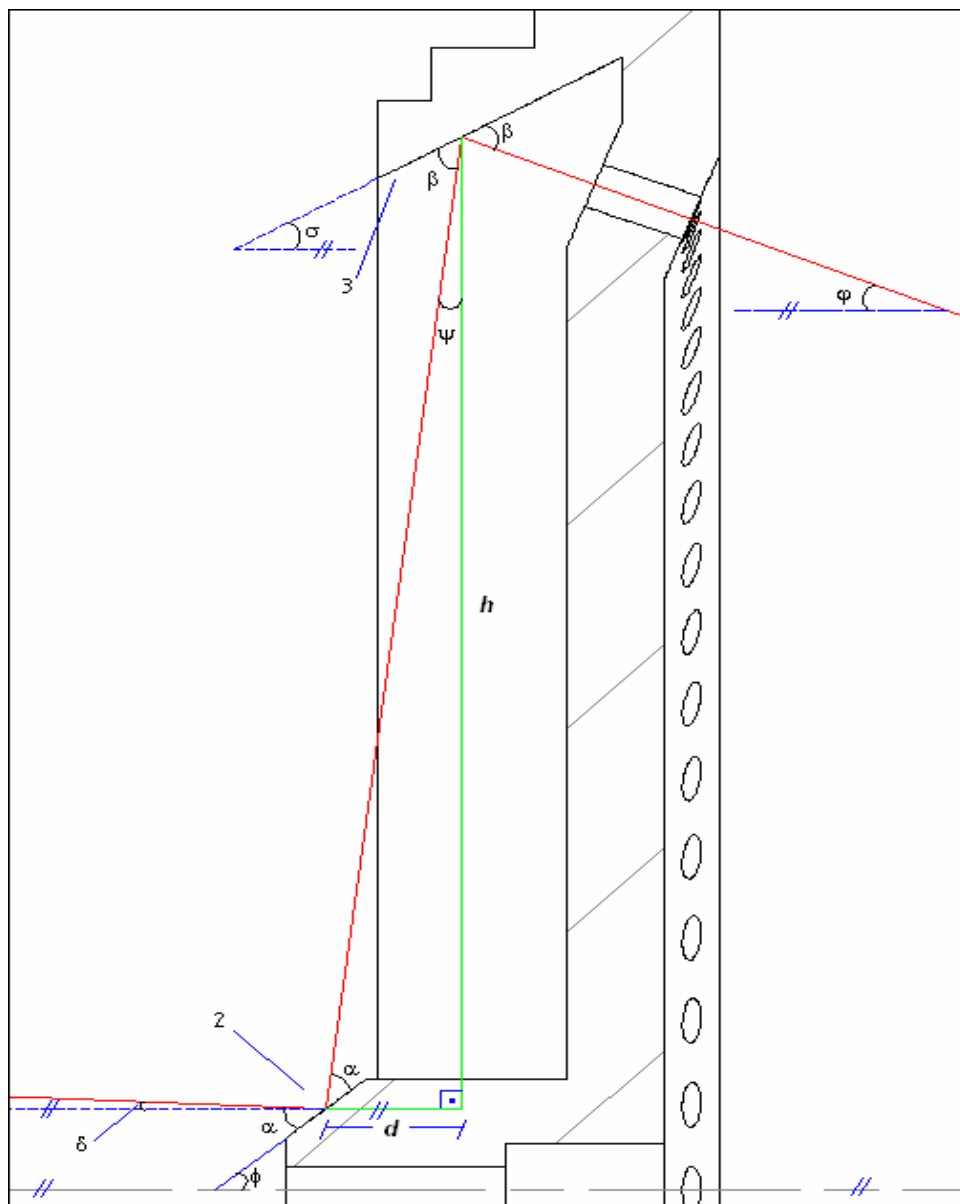


Figura 4.4 - Angulações da mira²²

lacrimal da córnea. Neste sentido, o direcionamento ao foco se torna necessário simplesmente para a otimização do sistema, pois promove um caráter de focalização único, que facilita a centralização no instante da medida.

Pelos raios traçados em vermelho e laranja da Figura 4.3, pode-se ter uma idéia de como ocorre o desvio da luz. Os raios em vermelho seguem até atingirem a face 2, espelhada. Se não houvesse a mira interceptando o caminho, este raio continuaria – como mostrado nos raios em laranja – prosseguindo até o foco. Com a interposição da mira, o raio é desviado à superfície 3, e depois, novamente desviado em sentido ao foco. Portanto, os furos em 4, “moldam” a luz que provêm de 3. A Figura 4.5 ilustra, tridimensionalmente, a passagem da luz pela mira.

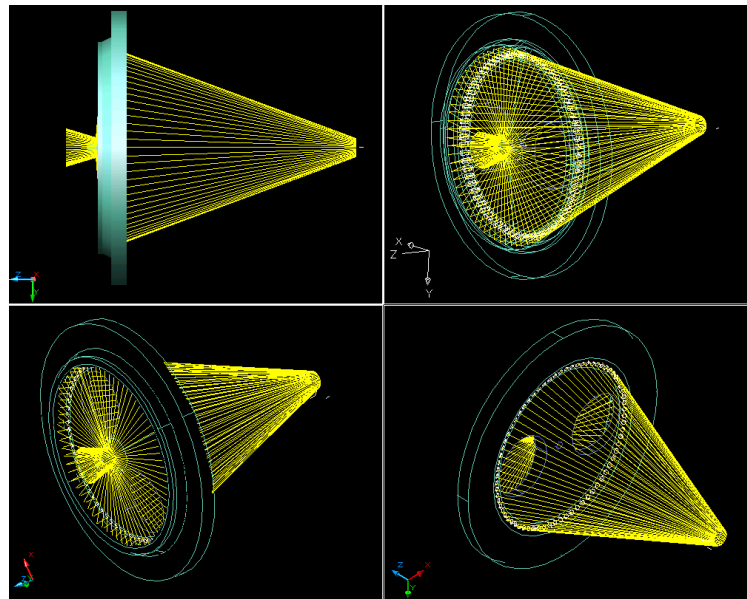


Figura 4.5 - Esquema tridimensional da passagem de luz pela mira ceratométrica

Para projetar as partes de reflexão da mira, novamente deve-se pensar bidimensionalmente para posteriormente extrapolarmos o projeto para três dimensões.

É tomado novamente o raio imaginário proveniente do círculo intermediário, descrito na Figura 4.2. Os cálculos geométricos são feitos levando-se em

conta apenas este raio, que sai do círculo intermediário, e que incide em regiões centrais das superfícies refletoras, de modo a deixar margem para que toda a luz vinda da região útil possa refletir nas superfícies 2 e 3, atingindo os furos circulares da peça, como é mostrado na Figura 4.4.

É sabido, pelas leis de reflexão, que o raio incidente nas superfícies 2 e 3 irá ser refletido com um ângulo igual ao de incidência. Na superfície 2 com α , e em 3 com β , escolhidos os pontos em que o raio irá incidir. Escolhida a distância d horizontal e h vertical entre os pontos de incidência em 2 e 3, estão obtidas as dependências de β e α , com d ; h ; o ângulo de incidência δ em 2; e o de saída φ em 3. Já que:

$$\varphi + [(2\beta + \psi) - 180] = 90 \quad (1)$$

e

$$\psi = \arctan \frac{d}{h} \quad (2)$$

Tem-se, então, para β :

$$\beta = \frac{270 - \varphi - \arctan \frac{d}{h}}{2} \quad (3)$$

e para α :

$$\alpha = \frac{90 + \delta - \arctan \frac{d}{h}}{2} \quad (4)$$

A partir da Figura 4.4 e das equações acima, também teremos os ângulos para usinagem da peça, ϕ e σ , dados pelas equações:

$$\sigma = 90 - \beta - \psi$$

$$\sigma = 90 - \beta - \arctan \frac{d}{h} \quad (5)$$

e

$$\phi = \alpha - \delta$$

$$\phi = \frac{1}{2} \left[90 - \delta - \arctan \frac{d}{h} \right] \quad (6)$$

As dimensões das superfícies refletoras foram projetadas a partir do cálculo da trajetória de um raio que sai do círculo intermediário descrito na Figura 4.2. Os cálculos geométricos são feitos levando-se em conta apenas este raio. As superfícies são dimensionadas em torno do ponto de incidência do raio nestas, de modo a deixar margem para que toda a luz proveniente da região útil possa refletir nas superfícies 2 e 3, atingindo os furos de saída de luz²².

4.2 A mira para Topografia Corneana²

Baseando-se no sucesso obtido com a mira para ceratometria, descrita na sessão anterior, foi desenvolvida uma mira para topografia utilizando a mesma idéia, só que agora baseando-se no mesmo formato dos Anéis de Plácido².

Como na mira para ceratometria, também foram usadas para esta nova mira, superfícies cônicas que desviam a luz de saída do sistema de iluminação da Lâmpada de Fenda. A diferença é que esta luz deve ser

desviada para várias superfícies diferentes que darão origem a vários anéis como no Disco de Plácido.

Para que realmente se obtivesse um disco similar ao Disco de Plácido, não se poderiam ter os anéis do disco formados por pequenos pontos, como no caso da mira para ceratometria. A solução foi desenvolver um suporte transparente para a superfície cônica interna da peça.

4.2.1 O Projeto Óptico da Mira do Topógrafo Corneano em Lâmpada de Fenda²

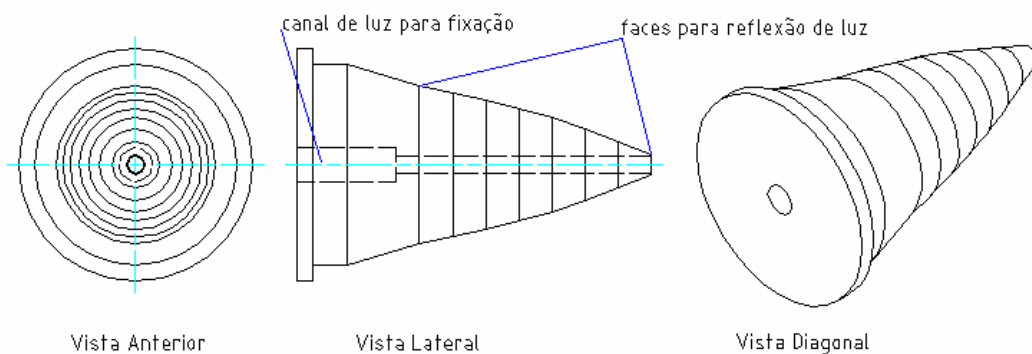


Figura 4.6 - Vistas do projeto do cone interno

A mira para topografia de córnea em lâmpada de fenda é constituída por quatro partes: cone interno, cone externo, suporte de vidro e limitador. O cone interno (Figura 4.6) tem a mesma função da superfície cônica central da mira para ceratometria, ou seja, refletir a luz que vem do sistema de iluminação da Lâmpada de Fenda em direção à outra superfície; neste caso, o cone externo.

O cone interno é espelhado, após ser confeccionado, para que possa refletir a maior quantidade de luz possível. Ele é torneado em faces a diferentes ângulos de inclinação com o eixo horizontal, para que possa espalhar a luz em uma grande extensão, pois quanto menor o ângulo de uma face, menor o ângulo de reflexão. Isto faz com que a luz percorra um caminho maior na horizontal – quanto menor o ângulo de reflexão – para atingir uma altura pré-

determinada. As faces podem ser substituídas por uma superfície contínua e curva que interpole os pontos extremos das superfícies.

O objetivo de fazer a peça facetada é facilitar a sua confecção. No eixo de simetria da peça é feito um furo central, que permite a passagem de parte da luz incidente. Este furo serve como um ponto luminoso onde o paciente pode fixar o olhar no momento do exame.

O cone externo, mostrado na Figura 4.8, é, na verdade, uma peça cilíndrica, com um furo interno em forma de cone e com algumas faces em relevo. Tais faces são polidas e se destacam do restante anodizado da peça ao receber a luz que vem do cone interno, que se distribui homogênea-mente ao longo destas superfícies. As faces são dimensionadas de forma que sua imagem refletida pela película lacrimal resulte, como dito anteriormente, em uma imagem similar a do Disco de Plácido.

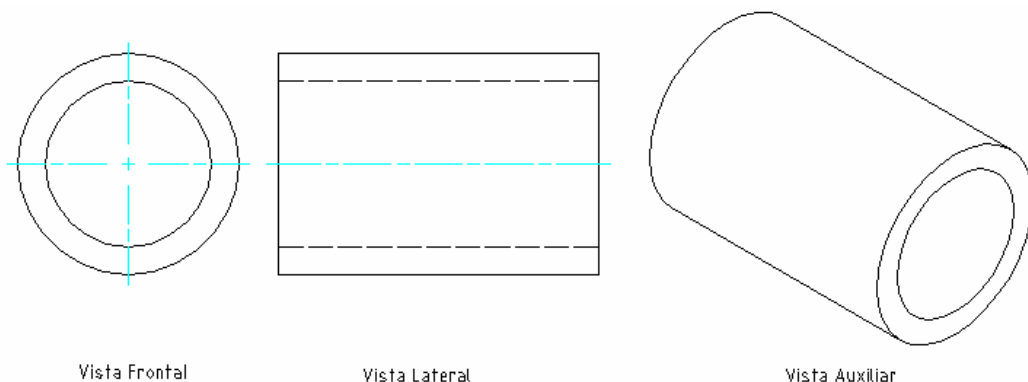


Figura 4.7 - Vistas do projeto do suporte de vidro

Sua forma cônica é baseada nas miras modernas² descritas no capítulo 2 e permite que a peça tenha um diâmetro pequeno, possibilitando o seu uso anteriormente ao sistema de iluminação da Lâmpada de Fenda – de forma a não atrapalhar o manuseio do equipamento –, pois há um espaço reduzido entre este sistema e o olho examinado, para o acoplamento das peças. A Figura 4.7 ilustra o suporte de vidro, que é um tubo que dá apoio ao cone central e que se liga ao limitador, como veremos mais adiante. Por ser de vidro, o tubo deixa passar a luz refletida pelo cone interno. O uso deste

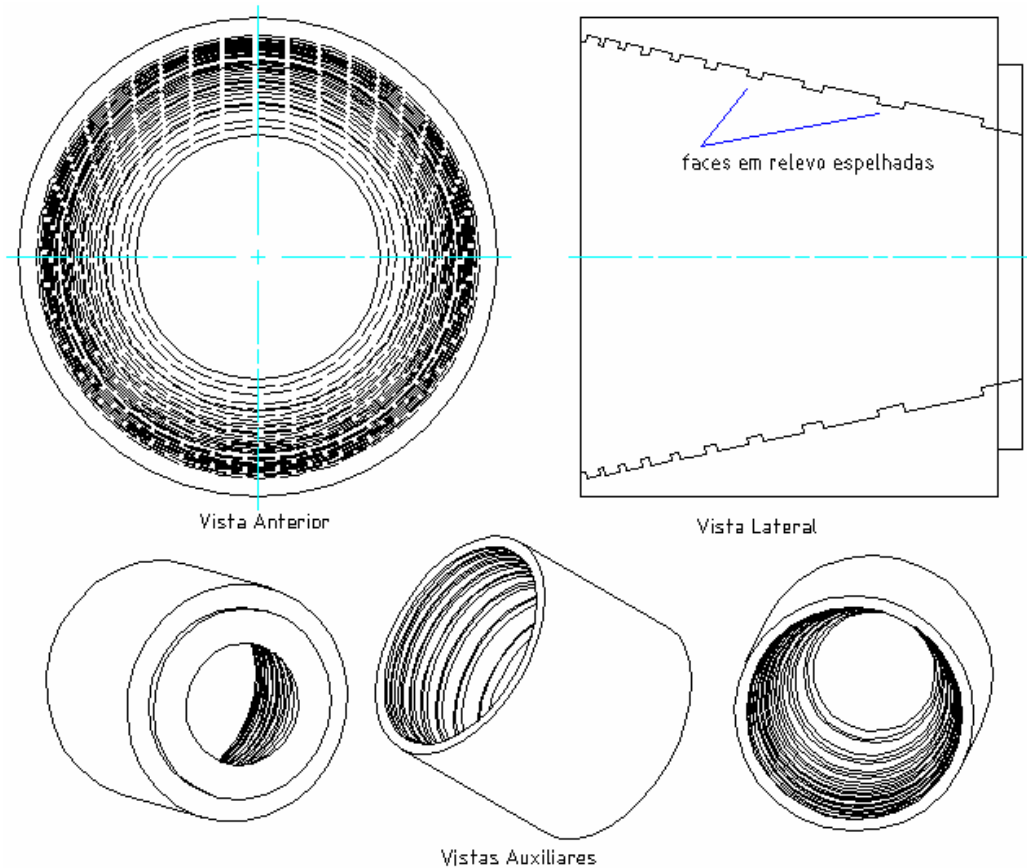


Figura 4.8 - Vistas do projeto do cone externo

suporte transparente evita que a imagem tenha secções, o que não acarretava preocupações no desenvolvimento da mira para ceratometria.

O limitador de luz, mostrado na Figura 4.9, tem a função de limitar a luz de saída do sistema de iluminação da Lâmpada de Fenda, de maneira que a forma retangular do filamento não atrapalhe a homogeneidade da iluminação. Deste modo, a passagem de luz pelo limitador dá-se como mostrado na Figura 4.2, ou seja, de maneira circular homogênea.

É aproveitada toda a luz proveniente da área útil. Esta peça também dá apoio ao cilindro de vidro e liga-se ao cone externo.

Todas as peças foram projetadas com ajuda do programa gráfico *MECHANICAL DESKTOP®* da *AUTODESK*.

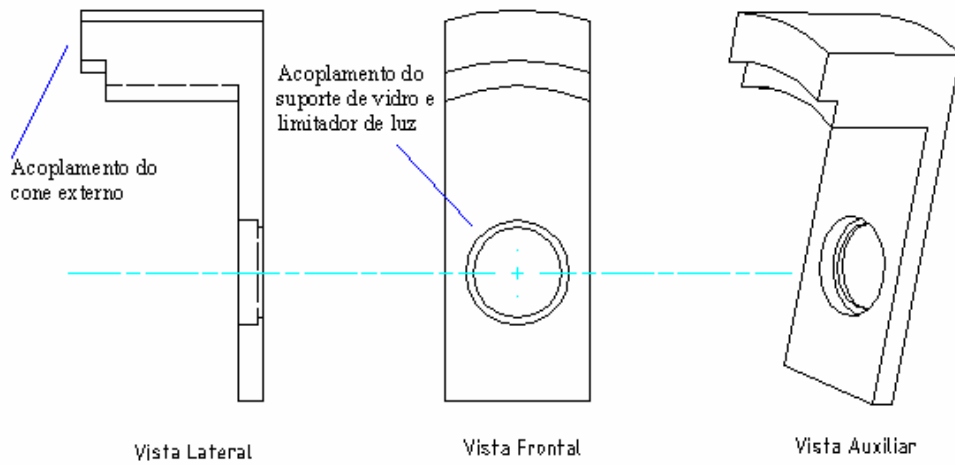


Figura 4.9 - Vistas do projeto do limitador

4.3 Os Cálculos Envolvidos nos Projetos Óticos dos Dispositivos

4.3.1 Cálculos para as Miras de Projeção de Ceratometria e de Topografia Corneana em Lâmpada de Fenda^{3,5,23}

Para que sejam calculadas as dimensões da mira para ceratometria e das

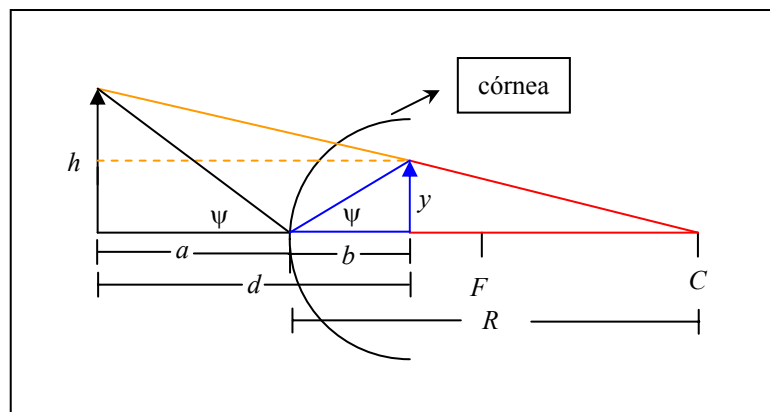


Figura 4.10 - Triangulação para os cálculos das miras

faces espelhadas no cone externo da mira para topografia, a córnea é tratada como um espelho esférico, com base no modelo esférico⁵, exposto anteriormente.

Pode-se, a partir da Figura 4.10, achar uma expressão que informará os raios iniciais e finais das superfícies espelhadas da mira, para determinados tamanhos de imagens que se deseja obter²³. Esta figura mostra geometricamente, como se dá a reflexão da mira na córnea.

Por semelhança entre os triângulos preto e azul, obtém-se a relação:

$$\frac{h}{a} = \frac{y}{b} \quad (1)$$

E pela semelhança entre os triângulos vermelho e laranja:

$$\frac{h-y}{d} = \frac{y}{R-b} \quad (2)$$

Pelas equações (1) e (2), chega-se à seguinte expressão:

$$h = \frac{2yd \pm 2y\sqrt{d^2 - R^2}}{2R} \quad (3)$$

em que h é o raio de curvatura do objeto a ser projetado e que é o valor que se deseja obter; y , o raio da imagem formada, d , a distância do anel ao sistema óptico e R é o raio de curvatura da córnea. Portanto, a partir da equação (3), pode-se calcular o raio de cada anel do cone externo da mira para topografia.

Para isto, foi feita uma planilha no programa *EXCEL*® da *MICROSOFT*, para que pudéssemos calcular de maneira rápida as dimensões da peça, podendo optar por mudanças dos parâmetros com maior facilidade.

Note que, para realizar cálculos de raios de curvatura de córneas, bastaria isolar R na equação (3).

A mira foi projetada para a Lâmpada de Fenda *TOPCON SL - 4ED*, cujo foco do sistema óptico está a 100 mm da objetiva. Nas Lâmpadas de Fenda o foco do sistema óptico é coincidente com o foco do sistema de iluminação. A mira é construída considerando-se este foco fixo, para Lâmpadas de Fenda calibradas, que garante uma distância fixa da mira à imagem. O valor atribuído para o raio da córnea, foi de 7,8 mm^{3,5}.

Com estes dados e sabendo-se em que posição se deseja acoplar o cone externo, foi calculado o furo cônico desta peça, com um ângulo de 12° com o eixo óptico, composto por 10 superfícies espelhadas, que dão origem aos 10 anéis da mira. Suas dimensões e posicionamentos estão expressos na tabela 1.

TABELA 1 – Usinagem do cone externo

| Anel | Raio inicial | Posição no eixo X | Posição no cone | Raio final | Posição no eixo X | Posição no cone | Diferença pos. cone |
|-------------|---------------------|--------------------------|------------------------|-------------------|--------------------------|------------------------|----------------------------|
| 1 | 10,50 | 45,20 | 0,00 | 11,24 | 48,70 | 3,58 | 3,58 |
| 2 | 12,66 | 55,34 | 10,37 | 13,12 | 57,55 | 12,62 | 2,25 |
| 3 | 14,12 | 62,23 | 17,41 | 14,46 | 63,83 | 19,05 | 1,64 |
| 4 | 15,20 | 67,31 | 22,61 | 15,46 | 68,53 | 23,85 | 1,25 |
| 5 | 16,03 | 71,23 | 26,61 | 16,24 | 72,18 | 27,59 | 0,98 |
| 6 | 16,69 | 74,33 | 29,78 | 16,86 | 75,11 | 30,58 | 0,79 |
| 7 | 17,23 | 76,87 | 32,37 | 17,37 | 77,50 | 33,03 | 0,65 |
| 8 | 17,68 | 78,97 | 34,52 | 17,79 | 79,51 | 35,07 | 0,55 |
| 9 | 18,06 | 80,75 | 36,34 | 18,15 | 81,21 | 36,81 | 0,47 |
| 10 | 18,38 | 82,28 | 37,90 | 18,47 | 82,67 | 38,31 | 0,41 |

A tabela 1 traz para as dez faces os raios inicial e final de cada uma, indicando também suas posições ao longo da superfície cônica. Para que se pudesse fazer esta tabela, foi preciso estipular um valor para o primeiro raio da peça, no caso, 10,5 mm. Este é o mínimo valor possível verificado a ser confeccionado – levando-se em conta a posição específica, 13,3 mm seguindo o eixo óptico, que é onde se localiza o início da mira – à frente do

sistema óptico, para que a peça não atrapalhasse a visão do examinador que venha a utilizar as oculares da Lâmpada de Fenda.

Calcula-se, então, o raio da imagem referente a este primeiro valor, que é expresso na tabela 2 como o raio inicial da superfície 1 – cada superfície dá origem a um anel luminoso na imagem.

A partir desta primeira imagem calculada, estipulam-se os valores das imagens de cada superfície que se queira obter. Cada anel da imagem teria uma diferença entre os raios de 0,1mm e o espaço entre os anéis teria uma diferença de raios de 0,25 mm, como ilustra a Figura 4.11.

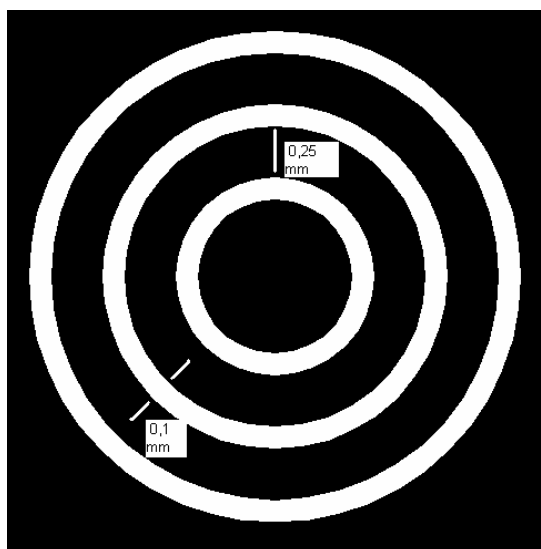


Figura 4.11 - Dimensões dos anéis na imagem

Estas dimensões foram escolhidas considerando-se o tratamento computacional de imagem, anteriormente citado, que está em fase de elaboração no LIO. É válido lembrar que a imagem deve ser magnificada em cerca de 25X pelo sistema óptico da Lâmpada de Fenda para se obter a precisão desejada.

Os valores para toda a imagem são expressos na tabela 2 e é a partir desta tabela que se pode gerar o restante dos valores da tabela 1, que, por sua

vez, informa as dimensões da peça, inclusive das faces espelhadas.

TABELA 2 – Raios dos anéis na imagem

| ANEL | RAIO INICIAL | RAIO FINAL | DIFERENÇA DOS RAIOS (FINAL MENOS INICIAL) |
|-------------|---------------------|-------------------|--|
| 1 | 0,76 | 0,86 | 0,10 |
| 2 | 1,11 | 1,21 | 0,10 |
| 3 | 1,46 | 1,56 | 0,10 |
| 4 | 1,81 | 1,91 | 0,10 |
| 5 | 2,16 | 2,26 | 0,10 |
| 6 | 2,51 | 2,61 | 0,10 |
| 7 | 2,86 | 2,96 | 0,10 |
| 8 | 3,21 | 3,31 | 0,10 |
| 9 | 3,56 | 3,66 | 0,10 |
| 10 | 3,91 | 4,01 | 0,10 |

TABELA 3 – Intervalo entre superfícies refletoras

| ENTRE ANÉIS NA PEÇA | INTERVALO SEGUINDO O CONE |
|----------------------------|----------------------------------|
| 1 e 2 | 6,79 |
| 2 e 3 | 4,79 |
| 3 e 4 | 3,56 |
| 4 e 5 | 2,75 |
| 5 e 6 | 2,20 |
| 6 e 7 | 1,80 |
| 7 e 8 | 1,50 |
| 8 e 9 | 1,27 |
| 9 e 10 | 1,09 |

A tabela 3 informa as dimensões dos rebaixos anodizados entre as superfícies espelhadas, concluindo a aquisição de dados necessários para a construção do cone externo.

Como as superfícies são geradas ao longo de um cone, e não ao longo de um disco plano, como no Disco de Plácido, há uma diferença de distância

entre o início da córnea e as posições das imagens de cada superfície, ou seja, uma variação de b na Figura 4.11. Como:

$$d = a + b \quad (4)$$

Substituindo a equação (4) na equação (1), obtemos:

$$b = \frac{yd}{h + y} \quad (5)$$

Pela equação (5) puderam-se calcular os valores de b para o início da primeira imagem e o final da última, calculando a diferença entre estas, que é de aproximadamente 0,6 mm. Portanto, tem-se uma diferença de focalização de 0,6 mm da borda para o centro da imagem, seguindo o eixo óptico. Por observações no aparelho aqui desenvolvido e nos existentes no mercado, que usam a mesma tecnologia para o desenvolvimento da mira, concluiu-se que tal variação não chega a atrapalhar no momento da focalização e tão pouco é prejudicial à qualidade de imagens adquiridas.

4.3.2 O Trajeto dos Feixes de Luz na Mira de Projeção Topográfica

Neste tópico será explicada a disposição da mira para topografia corneana à frente da Lâmpada de Fenda, a trajetória dos feixes de luz na mira e os cálculos envolvidos na elaboração do cone central.

A mira foi projetada de forma a ser disposta na Lâmpada de Fenda de maneira mostrada na Figura 4.12. Todas as peças descritas anteriormente são ligadas, dando origem à mira. O limitador fica disposto à cerca de 1 mm do sistema de iluminação. Ele se acopla ao cone externo e ao suporte de vidro que, por sua vez, une-se ao cone interno.

Os traçados vermelho e azul representam raios luminosos que emergem de pontos diferentes do sistema de iluminação da Lâmpada de Fenda, atingindo

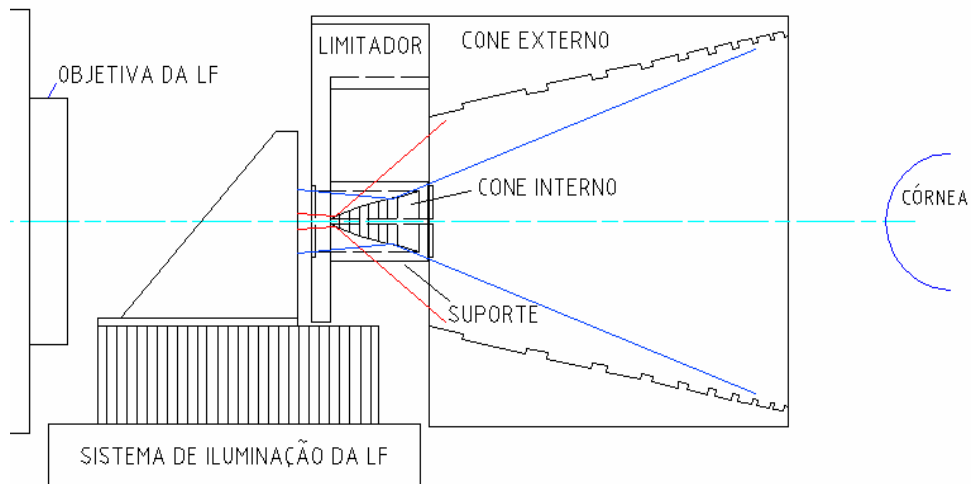


Figura 4.12 - Desenho esquemático da mira posicionada à frente da Lâmpada de Fenda

diferentes faces do cone interno, que os remetem para destinos diferentes no cone externo.

A figura 4.13 mostra algumas perspectivas tridimensionais da mira e dos raios luminosos, representados na cor amarela. Desta maneira, a mira é iluminada. O vão que separa o cone externo do cone interno é suficiente para deixar passar a imagem da mira refletida na córnea até a objetiva da Lâmpada de Fenda. Assim, como o diâmetro inicial do cone externo, o suporte de vidro também foi dimensionado de forma a não atrapalhar a observação.

Na Figura 4.14 (a), pode-se observar que no encaixe do cone interno com o suporte de vidro, há uma parte do tubo de vidro que não é encoberta pelo cone interno. Esta parte tem uma diferença entre seus raios de 0,5 mm e foi deixada propositalmente, para que pudesse servir como a décima primeira superfície, que proporciona o décimo primeiro anel na imagem, que será o menor de todos os anéis. Esta superfície está praticamente na mesma posição que a do início da primeira superfície e proporciona uma imagem de 0,25 mm de raio inicial e de 0,29 mm de raio final.

Depois de se ter calculado e projetado o cone externo, calcularam-se no cone interno as dimensões das faces e suas angulações.

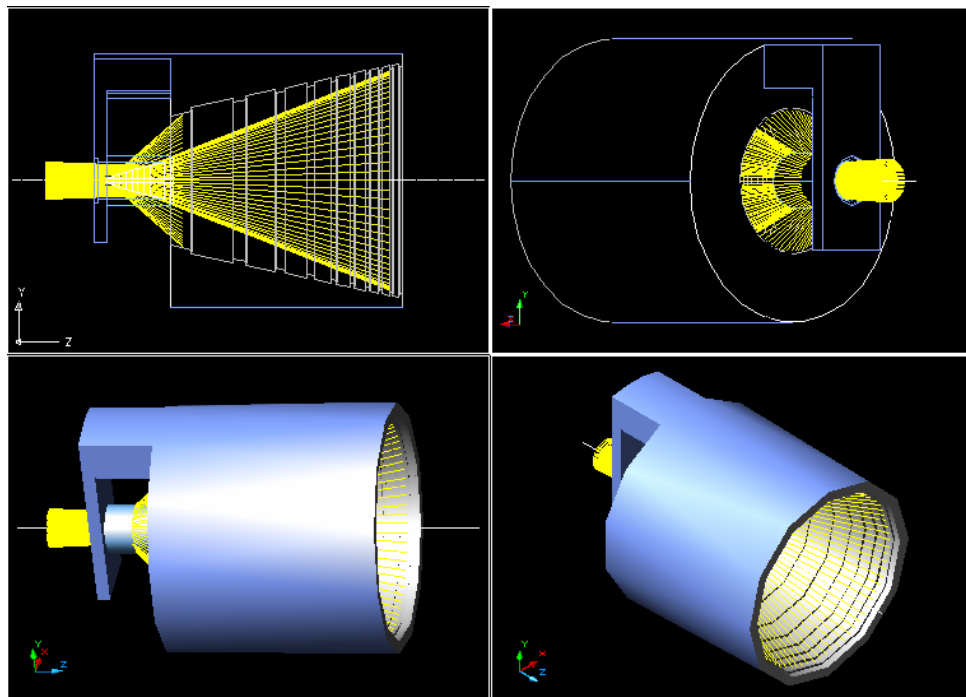


Figura 4.13 - Esquema tridimensional da luz na mira

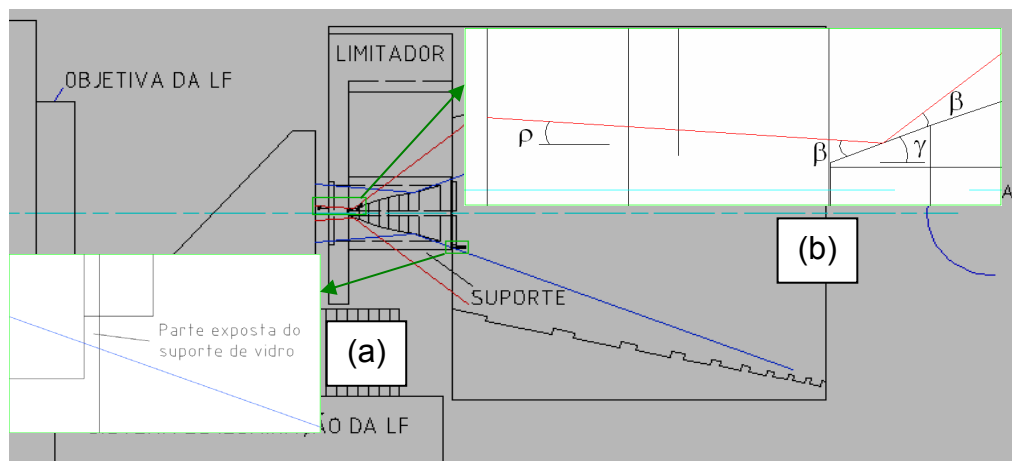


Figura 4.14 - Detalhe do desvio da luz e 11º anel

O cone interno fica dependente das limitações impostas pelo suporte de vidro, pelas dimensões do limitador e do cone externo. Observados todos os parâmetros necessários e definidas as posições inicial e final do cone interno, foi calculada a primeira face, que deve desviar a luz em direção à primeira superfície espelhada do cone externo.

Para explicar os cálculos envolvidos, utilizam-se novamente os raios usados para explicar as trajetórias, mostrando como estes são desviados.

A figura 4.14 (b) mostra em destaque o raio que sai do sistema de iluminação da Lâmpada de Fenda com angulação ρ com o eixo óptico, em direção à primeira face, que faz um ângulo γ com a horizontal.

Pode-se entender os cálculos que levaram a chegar ao ângulo γ de inclinação da face a partir do esquema da Figura 4.15, de onde tiram-se as expressões:

$$\begin{cases} \sigma = \beta + \gamma \\ \beta = \gamma + \rho \end{cases} \quad (6)$$

Somando as equações em (6), temos:

$$\gamma = \frac{\sigma - \rho}{2} \quad (7)$$

Como ρ é o ângulo de focalização da luz e f é a distância do sistema de iluminação até o foco, a equação para ρ fica:

$$\rho = \arctan\left(\frac{L}{f-d}\right) \quad (8)$$

Como conhecemos a distância horizontal até o início do cone externo x e a altura deste à esta distância y , temos a equação para σ :

$$\sigma = \arctan\left(\frac{y}{x}\right) \quad (9)$$

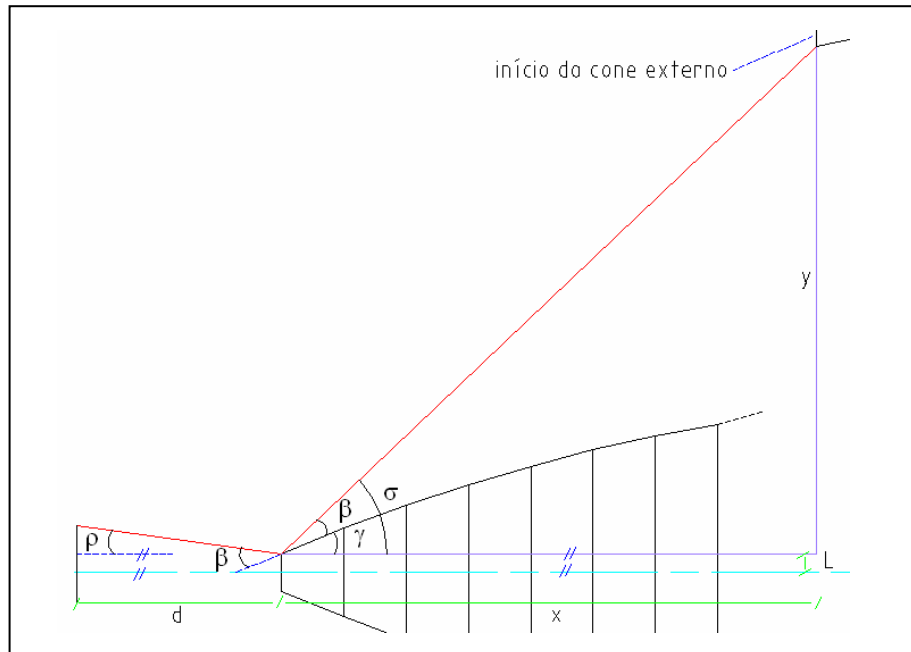


Figura 4.15 - Detalhe para o cálculo do cone interno

Portanto, substituindo (8) e (9) em (7), tem-se:

$$\gamma = \frac{1}{2} \left(\arctan\left(\frac{y}{x}\right) - \arctan\left(\frac{L}{f-d}\right) \right) \quad (10)$$

Como y , x , L , f e d são valores estipulados anteriormente para se construir a mira, pode-se determinar a inclinação para qualquer face do cone interno.

Para calcular as faces do cone interno foi feito o cálculo dos ângulos do início da primeira face e do final da última, que é expresso por ω na figura 4.16. Então, foi feita a divisão entre a diferença destes ângulos e o número de faces que se queria para a peça, obtendo-se assim a variação angular de uma face para outra. O número de faces foi escolhido de acordo com a

facilidade de torneamento da peça de forma a gerar uma variação angular suave.

No capítulo a seguir serão apresentados os resultados referentes a este trabalho.

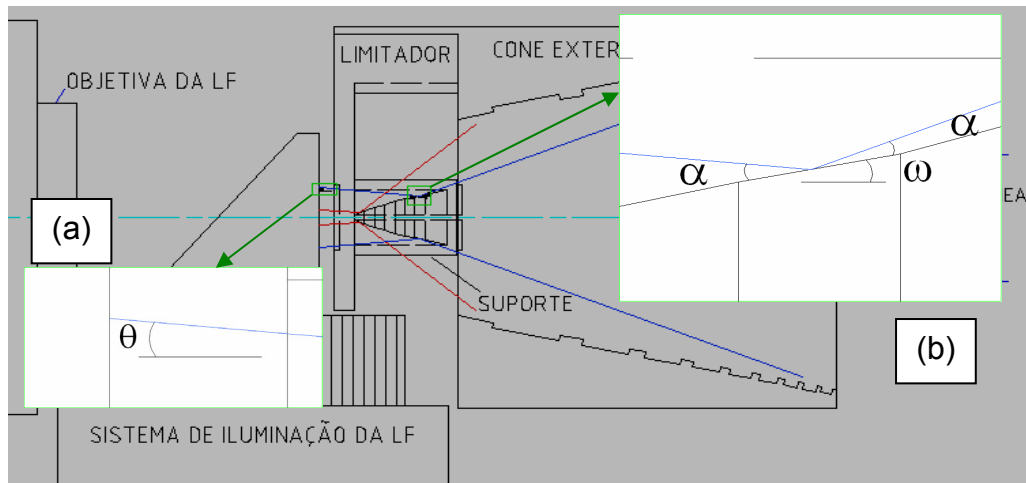


Figura 4.16 - Detalhe do desvio da luz na última face do cone interno

Capítulo 5

Resultados e Discussões

5.1 Mira para Ceratometria

A mira de projeção para ceratometria foi confeccionada em alumínio – de acordo com o projeto mostrado no capítulo 4 – e anodizada em preto fosco.

O espelhamento foi feito com o a remoção da anodização das partes que se queria espelhar e polimento do alumínio. Depois de se polir até atingir a qualidade de espelho, com 90% de reflexão, a mira foi montada na Lâmpada de Fenda (Figura 5.1). Os ajustes projetados promoveram o acoplamento perfeito desta ao sistema.

O suporte de acoplamento da mira à Lâmpada de Fenda, fica preso permanentemente ao seu sistema de iluminação, sem atingir quaisquer de

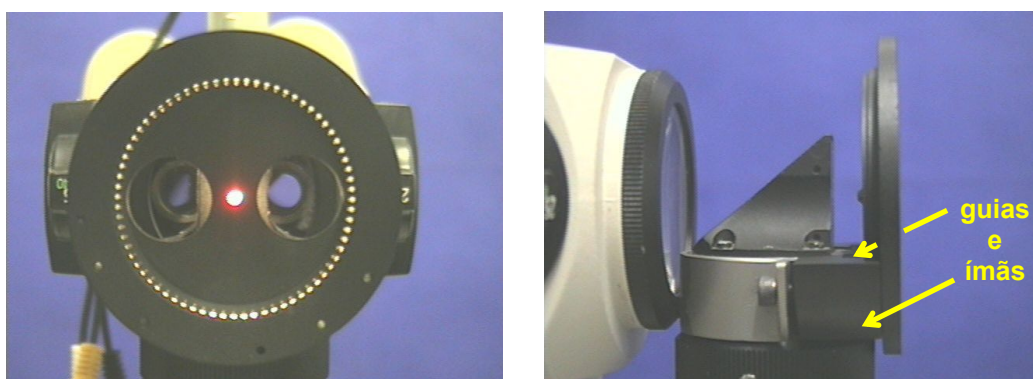


Figura 5.1 - Vistas da mira acoplada na Lâmpada de Fenda

suas funções originais. A mira se une a este suporte com a ajuda de guias e ímãs que a mantêm presa. Este sistema permite que a mira seja acoplada e desacoplada com facilidade, permitindo o uso normal da Lâmpada de Fenda pelo clínico.

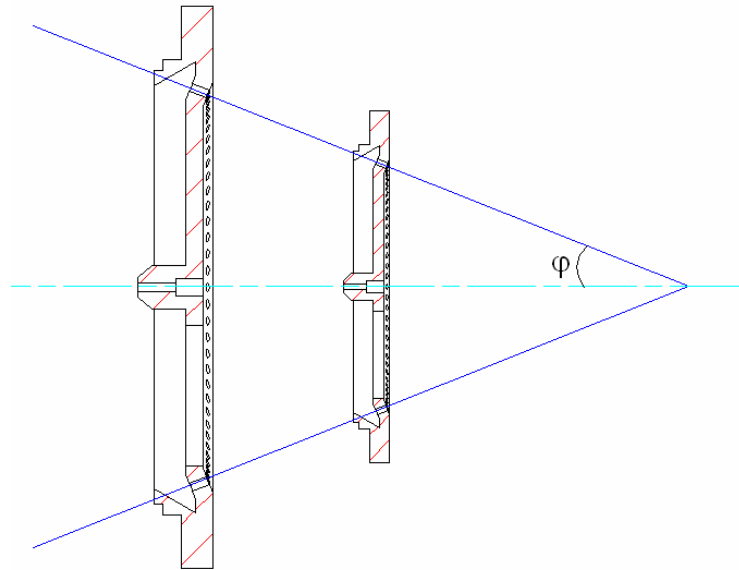


Figura 5.2 - Tamanhos das miras em relação à distância do olho do paciente. Quanto mais próxima ao olho a ser examinado, menor deve ser a dimensão da mira para que a projeção luminosa se dê aos 4 mm

Pode-se citar como vantagens absolutas desta nova mira sobre as demais: a ausência total de cabos de energia, seu tamanho extremamente reduzido, seu custo também reduzido (custo de confecção de R\$180,00) e o controle simples de luminosidade dado pela própria Lâmpada de Fenda.

A existência de cabos que alimentavam as demais miras atrapalhava a movimentação do sistema, além de afetar visualmente o *design* da Lâmpada de Fenda. Por ter, esta nova mira, sua iluminação vinculada ao sistema de iluminação da Lâmpada de Fenda, os problemas com os cabos foram eliminados. Anteriormente, as miras eram colocadas à frente da objetiva, o que as tornava maiores, pois estavam mais distantes do olho (Figura 5.2). Além do que, nesta posição, as antigas miras atrapalhavam o movimento angular que o sistema de iluminação faz em torno de seu foco. A localização

da nova mira e suas pequenas dimensões, admitem que este e quaisquer outros movimentos referentes à Lâmpada de Fenda sejam feitos livremente.

O custo do protótipo foi baixo, como comentado, mas pode atingir um valor bem menor em uma linha de produção, onde algumas partes da mira podem ser feitas em material injetado.

A mira é parte do Ceratômetro para Lâmpada de Fenda, desenvolvido no



Figura 5.3 - Imagem da mira refletida por uma esfera

LIO, que foi descrito no capítulo 3. Este equipamento vem sendo testado já há algum tempo, e obteve ótimos resultados. Os resultados expressos aqui, no entanto, não se referem ao equipamento de ceratometria, mas apenas à adaptação da mira de projeção desenvolvida neste equipamento.

Além dos atributos já descritos, é importante verificar a qualidade da imagem produzida pela reflexão da mira. Na Figura 5.3, tem-se a imagem da mira formada pela reflexão de uma esfera metálica que é usada para a calibração do ceratômetro. Esta imagem é considerada como sendo de boa homogeneidade e não traz dificuldades na hora do processamento da mesma, em que os pontos devem ser identificados distintamente, já que pelo contraste existente da parte brilhante em relação ao fundo escuro, torna-se fácil a identificação dos pontos pelo programa.

Um dos passos do processamento da imagem é a identificação da intensidade dos *pixels*. Para que a intensidade dos *pixels* da imagem capturada na esfera fosse ilustrada, foi feito um programa em *Delphi*, que interpola os pontos referentes aos anéis luminosos e que fornece a variação

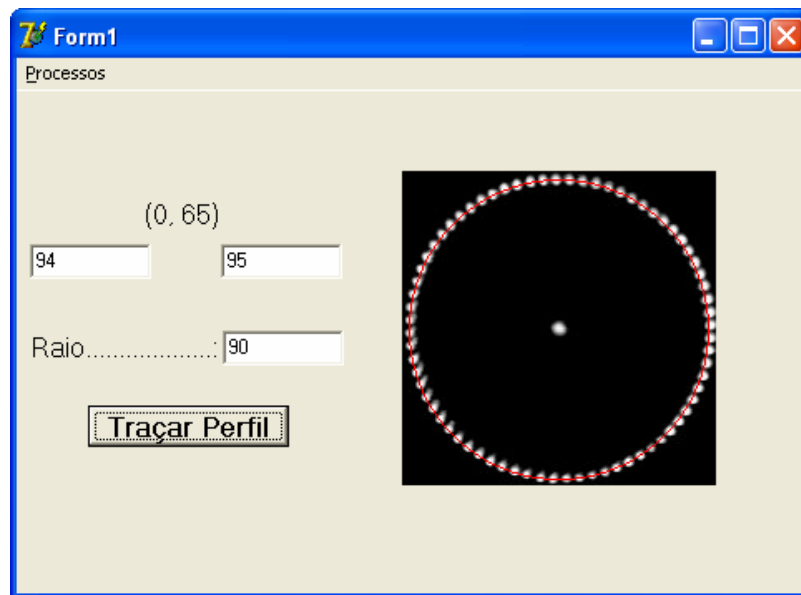


Figura 5.4 - Tela do programa de análise de intensidade dos pontos luminosos

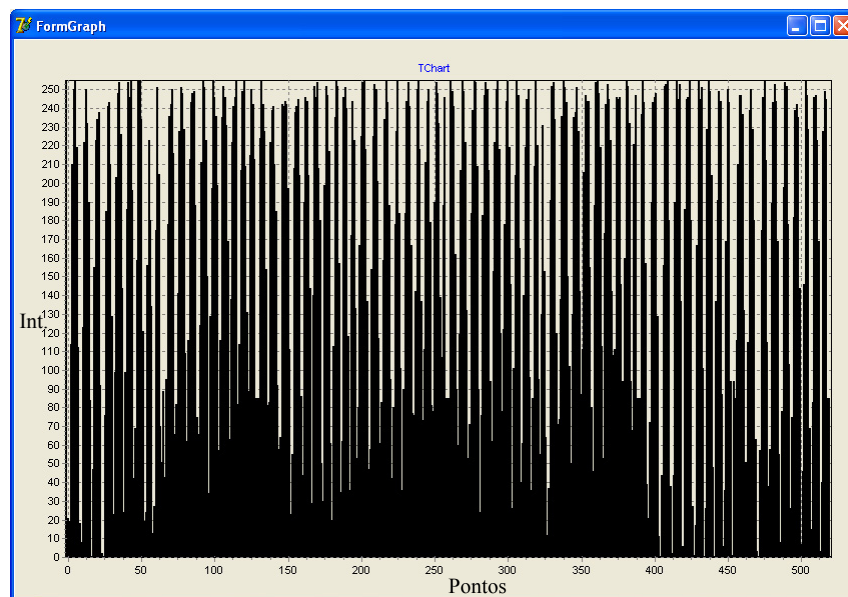


Figura 5.5 - Histograma de intensidade dos *pixels* dos pontos luminosos projetados pela mira ceratométrica desenvolvida

de intensidade entre estes pontos.

O programa (Figura 5.4) gera um gráfico dos vários pontos da interpolação. Este gráfico é mostrado na Figura 5.5, em que os picos dos histogramas mostram a intensidade máxima dos pontos, que permanecem num patamar bem próximo.

Para melhor entendimento, foi gerado um segundo gráfico (Figura 5.6), que mostra a intensidade luminosa em função do ângulo. Neste gráfico percebe-se que os picos de intensidade ficam em torno de um determinado raio, atestando a homogeneidade mais do que necessária para uma boa qualidade na medida da ceratometria.

Dentre as características citadas no capítulo 3, em relação ao que a mira para ceratômetro em Lâmpada de Fenda deve ter, esta mira se enquadra em todas:

- É precisamente circular. Sua precisão é dada pelo torno onde esta é

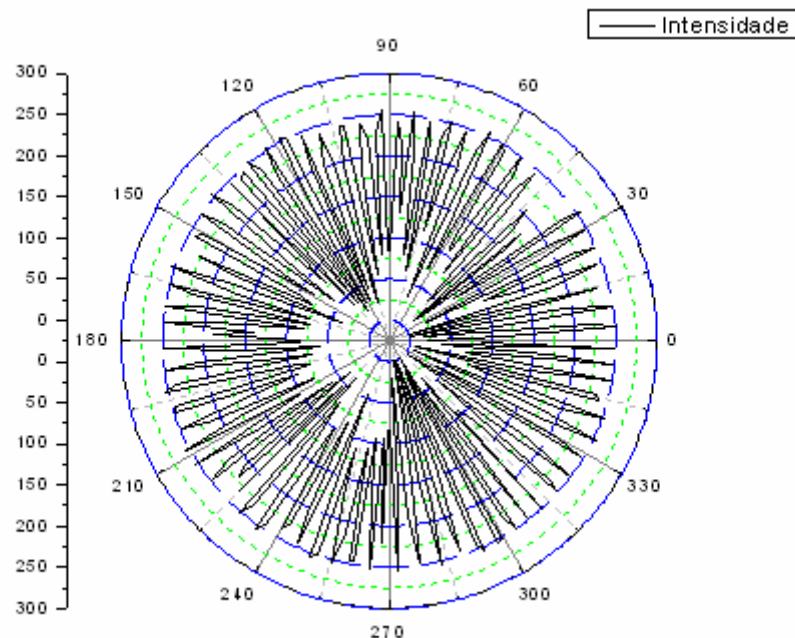


Figura 5.6 – Gráfico polar representando a intensidade luminosa de cada ponto projetado

usinada, chegando a 0,01 mm;

- É ergonomicamente viável;
- Possui um ponto de fixação para o paciente;
- É de fácil reprodução. Pode ser produzida em escala em um torno CNC;
- Como sua precisão depende do torno em que a peça é feita, é fácil controlar sua produção, principalmente para um torno computadorizado como é o CNC;
- Seu *design* se adequa perfeitamente ao da LF.

A figura 5.7 mostra a imagem da mira projetada no olho de uma pessoa.

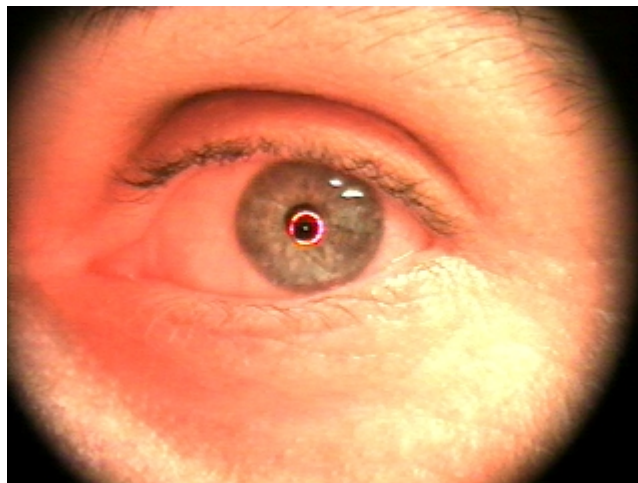


Figura 5.7 – Imagem da mira de projeção ceratométrica projetada no olho de um paciente

5.2 Mira para Topografia de Córnea

O grande desafio do desenvolvimento da mira de projeção do topógrafo corneano, foi projetá-la similarmente à concepção da mira ceratométrica desenvolvida.

Esta é a etapa inicial do complexo projeto do Topógrafo para Lâmpada de Fenda. Os resultados obtidos foram: construção e adaptação da mira à frente do sistema de iluminação de forma viável e projeção e obtenção de imagens no topógrafo em desenvolvimento no LIO, que podem ser reconhecidas por um programa de análise de imagens topográficas.



Figura 5.8 - Partes constituintes da mira para o topógrafo corneano para adaptação a microscópios oculares

As partes constituintes da mira para topografia foram confeccionadas como mostra a Figura 5.8: o cone externo foi usinado em alumínio e depois anodizado em preto fosco; as faces que dão origem aos anéis foram novamente torneadas e polidas nas faces em que se desejava o espelhamento.

O cone interno foi usinado em alumínio e depois polido.



Figura 5.9 - Acoplamento do cone interno, suporte de vidro e limitador, junto ao cone externo

O limitador também foi feito em alumínio e anodizado, assim como o cone externo. O tubo de vidro foi cortado no tamanho necessário, de forma a respeitar o posicionamento das demais peças.

As peças foram então montadas dando origem à mira. Na Figura 5.9, tem-

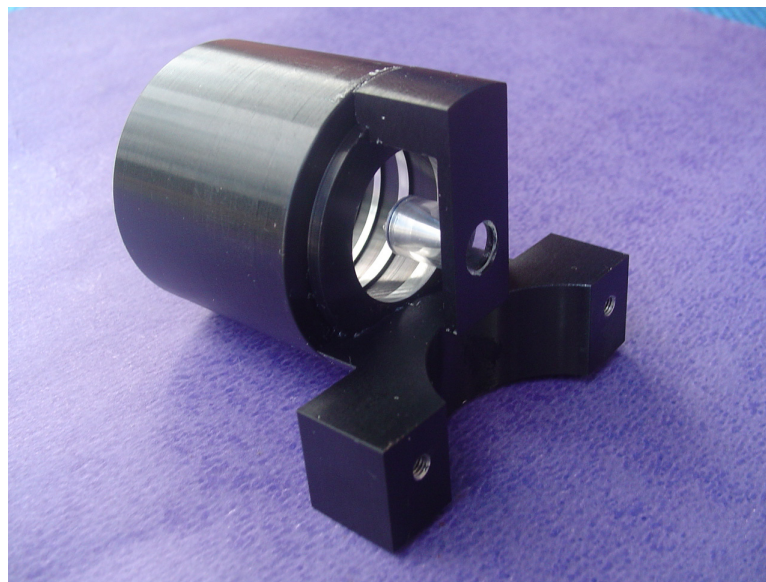


Figura 5.10 - Mira de projeção montada com peça para acoplamento em Lâmpada de Fenda

se, juntamente com o cone externo, a acoplagem do cone interno, suporte de vidro e limitador.

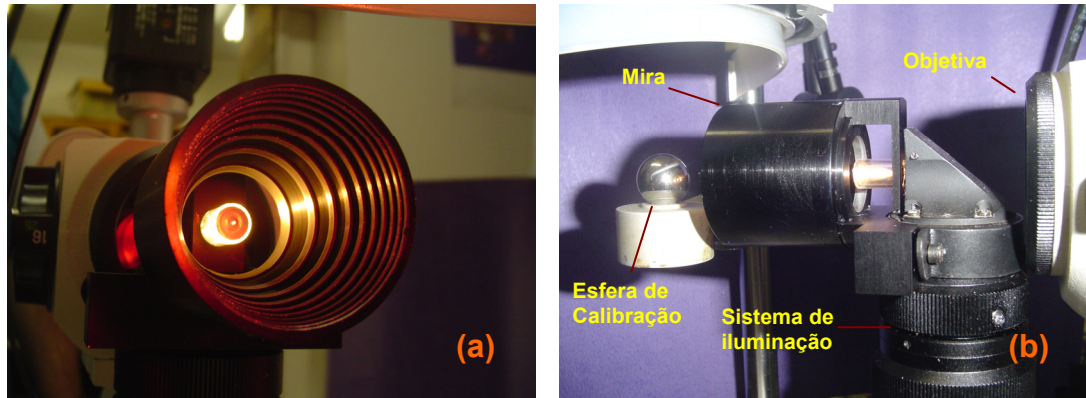


Figura 5.11 - (a) Mira iluminada; (b) Posicionamento da mira montada na Lâmpada de Fenda

Pode-se ver a montagem completa da mira na Figura 5.10, já com uma quinta peça, que serve para o acoplamento da mira à frente do sistema luminoso da Lâmpada de Fenda. Esta quinta peça é presa com uma braçadeira no sistema de iluminação e sua fixação na mira foi feita de maneira permanente. A fixação da quinta peça com a mira é feita com a ajuda de guias e ímãs, como já é feito para a mira para ceratômetro em Lâmpada de Fenda.

A fase de adaptação foi bem sucedida e, assim como a mira de projeção para o ceratômetro, não interfere na mobilidade do equipamento. A mira iluminada pelo sistema de iluminação da Lâmpada de Fenda é mostrada na Figura 5.11a e sua posição no equipamento é mostrada na Figura 5.11b.

Após a fase de iluminação, foi a vez da aquisição de imagens pelo sistema e a verificação da qualidade destas.

A Figura 5.12 mostra a imagem da mira projetada na esfera de calibração do sistema de topografia corneana em Lâmpada de Fenda.

A homogeneidade na iluminação será ajustada no decorrer do aprimoramento do topógrafo. Apesar desta homogeneidade ainda não ser a

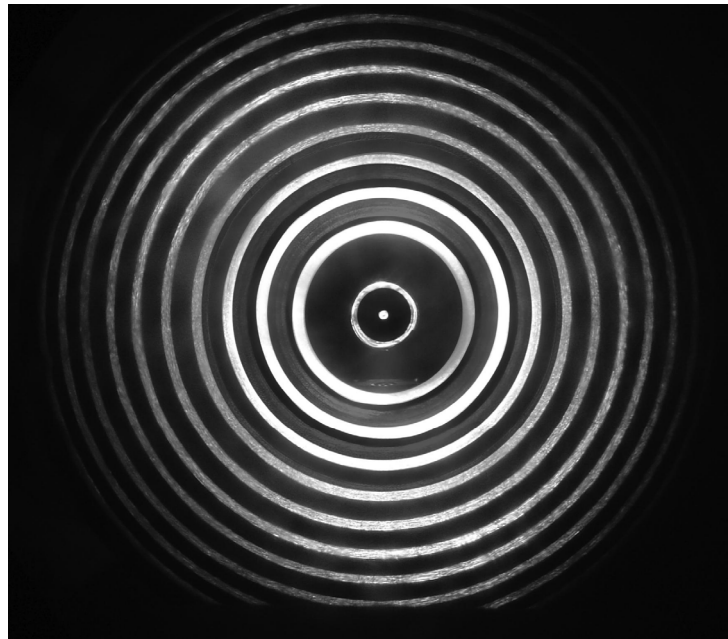


Figura 5.12 - Imagem da mira refletida por uma esfera

ideal, o principal resultado esperado – detectar as bordas dos anéis na imagem – foi alcançado, como mostra a Figura 5.13, o que indica o sucesso na aquisição de imagens com potencial de análises topográficas pelo sistema desenvolvido.

Esta imagem é similar às detectadas por topógrafos comerciais existentes.

O aprimoramento da mira topográfica depende intimamente do retorno da evolução do programa computacional em desenvolvimento, e para o estágio atual deste programa, esta é a mira que mais se adequa no momento.

Em pouco tempo, este sistema estará apto a realizar exames de topografia da córnea, de forma bem precisa.

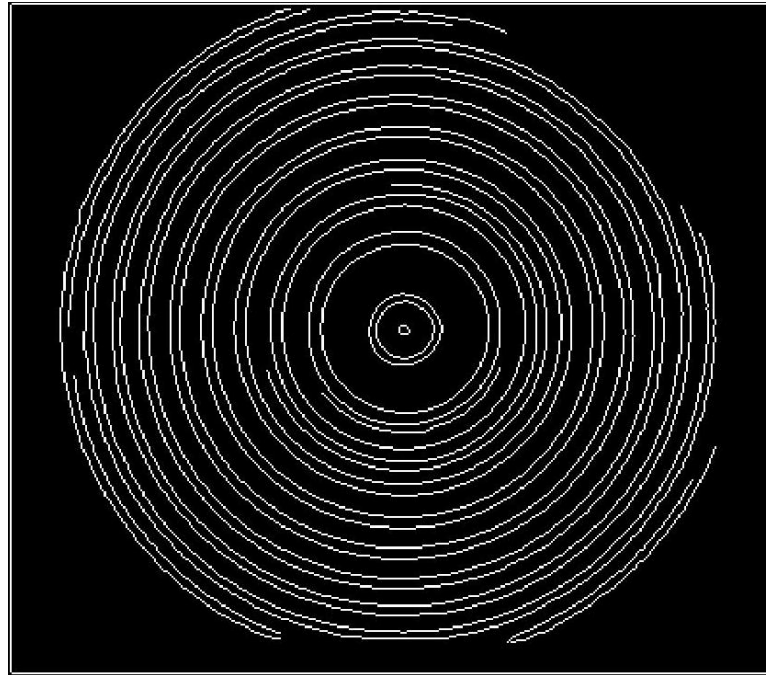


Figura 5.13 - Reconhecimento das bordas pelo programa computacional de reconhecimento

Capítulo 6

Conclusões

Equipamentos que auxiliam a prática oftálmica são, em sua grande maioria, de origem estrangeira, tanto em tecnologia quanto em linha de produção. Este fato faz com que estes equipamentos tenham um alto custo de aquisição para quem os adquire no país, sem mencionar a falta de mão de obra especializada para a manutenção dos mesmos.

O desenvolvimento de tecnologias nacionais na área de instrumentação oftálmica pode fazer com que equipamentos similares a equipamentos importados ou novos equipamentos possam ser fabricados no país, o que acarretaria uma redução dos preços para quem adquire estes equipamentos, além de contribuir com a industrialização e crescimento do país.

Assim, este trabalho se encaixa na filosofia do Laboratório de instrumentação Oftálmica – EESC/USP e FMRP/USP que tem como objetivo o desenvolvimento de tecnologias nacionais na área de Oftalmologia.

Com o avanço do desenvolvimento computacional⁵ a partir da década de 1980, tornou-se possível o desenvolvimento de muitos equipamentos oftalmológicos, baseados em análises computacionais.

O presente trabalho apresentou o desenvolvimento de duas miras de projeção luminosas²², que proporcionam imagens a serem reconhecidas e analisadas computacionalmente, gerando novos equipamentos nacionais.

O desafio maior em se construir novas miras de projeção para ceratometria e topografia corneana é a inovação das miras sem atingir o ponto clínico mais crucial, que é ser um equipamento que não cause dificuldades para o clínico em sua utilização. Além de não poder causar dificuldades, a mira de projeção não pode ir de encontro aos costumes rotineiros da análise clínica,

ou seja, as miras não podem ser muito distintas do que os clínicos estão acostumados para interpretar resultados. Desta forma, qualquer inovação que se tente torna-se pífia ao se ferir estes princípios.

As miras desenvolvidas no presente projeto conseguiram, de forma bem satisfatória, serem inovadoras e ao mesmo tempo bem aceitas pelos clínicos. Ao se apresentar o ceratômetro e o topógrafo corneano em Lâmpada de Fenda para os clínicos, a interação de uso foi imediata, sem a necessidade de maiores explicações de como proceder no exame, a não se pelo uso do programa computacional.

A mira de projeção para o Ceratômetro em Lâmpada de Fenda foi desenvolvida e adaptada com sucesso no ceratômetro, alcançando os objetivos pretendidos, referentes aos custos de produção, melhor possibilidade de adaptação e eficiência. Esta mira se tornou, com isso, a mira definitiva para o equipamento de ceratometria em Lâmpada de Fenda¹⁶.

A mira de projeção para o topógrafo em Lâmpada de Fenda foi desenvolvida e adaptada à frente do sistema de iluminação da Lâmpada, onde puderam ser observados os parâmetros positivos em sua adaptação, que não ferem o desenho da Lâmpada de Fenda. Também foram adquiridas imagens produzidas pela reflexão desta mira em superfícies esféricas e em olhos de voluntários, que garantem o potencial do instrumento para análises topográficas. Tais resultados garantem os objetivos pretendidos com esta parte do trabalho: de verificação na adaptação de um equipamento para topografia em Lâmpada de Fenda e da possibilidade deste produzir imagens adequadas para a topografia corneana, usando a iluminação da própria Lâmpada.

O caráter desafiador e inovador do projeto foi o que tornou o Ceratômetro e Topógrafo Corneano em Lâmpada de Fenda bem sucedidos, com patentes obtidas para o primeiro e com seu licenciamento para comercialização no Brasil e América Latina para este ano.

Os próximos passos pretendidos serão tornar a mira do equipamento de topografia totalmente concordante com o programa computacional que está em desenvolvimento, ou seja, pretende-se aperfeiçoar esta mira paralelamente ao desenvolvimento do programa, para que o equipamento de topografia corneana possa vir a ser produzido em escala industrial, seguindo os passos do ceratômetro.

Com isso, espera-se ter contribuído com um passo para a independência tecnológica nacional, com o desenvolvimento de equipamentos de topografia e de ceratometria, sendo que os ceratômetros eram, até o momento, equipamentos exclusivamente estrangeiros.

Referências

1. DUKE-ELDER, S. **The Physiology of the Eye and of Vision**. London: Henry Kimpton, 1968.
2. MEJÍA-BARBOSA, Y.; MALACARA-HERNÁNDEZ, D. A Review of Methods for Measuring Corneal Topography. **Optometry and Vision Science**, v. 78, n. 4, p. 240-253, Apr. 2001.
3. BELFORT JUNIOR, R.; KARA-JOSÉ, N. **Córnea Clínica – Cirúrgica**. 1 ed. São Paulo: Roca, 1996.
4. VENTURA, L.; MESSIAS, A. M. V.; SOUSA, S. J. F., COELHO, R. Automated Keratometry at Low Cost. **IEEE - Engineering in Medicine & Biology Magazine**, v. 19, n. 5, p. 97-103, set./ out. 2000.
5. POLISUK, P. **Topografia da Córnea: Atlas Clínico**. 2 ed. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2004. 255 p.
6. TASMAN, W., LEGER, E. **Duane's Clinical Ophthalmology**, v. 1. New York: Lippicott-Raven Publisher, 1995.
7. VENTURA, L., JARBAS NETO, C.C. Ametropias Oculares. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 17, n. 4, p. 1-12, dez. 1995.
8. ALVES, A. A. **Refração**. 3 ed. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2000. 560 p.
9. MOREIRA, J. B. C (Ed.). **Oftalmologia: Clínica e Cirúrgica**. Rio de Janeiro: Editora Atheneu, 1995.
10. MEDOW, N. B. Louis Emile Javal contributed to field before, after blindness. **Ophthalmology Times**, 15 ago. 2002. Disponível em: <<http://www.ophtalmologytimes.com/ophtalmologytimes/article/articleDetail.jsp?id=28363>>. Acesso em: 5 jan. 2005.

11. Javal Keratometer. 2004. 1 fotografia, color. Disponível em: <<http://www.mrcophth.com/mock/mock12/stationone.html>>. Acesso em: 11 jan. 2005.
12. GARY EDWARDS. Eye Antiques. 2004. 1 fotografia, color. Disponível em: <http://www.eyeantiques.com/EyeExamEquipment/Placido_disk.htm>. Acesso em: 21 dez. 2004.
13. KNOLL, A. H.; RUSSEL, S.; CARROL, L. W. New photokeratoscope utilizing a hemispherical object surface. **Journal of the Optical Society of America**, v. 47, p. 221-222, 1957.
14. CT 200 Corneal Topography System. 2004. 1 fotografia, color. Disponível em: <http://www.paradigm-medical.com/pages/pic_ct200.html>. Acesso em: 12 jan. 2005.
15. GILLS, J. P.; SANDERS, D. .; THORTON, S. P.; MARTIN, R. G.; GAYTON, J. L.; HOLLADAY, J. T. **Corneal Topography: the State of the Art**. Thorofare: Slack Incorporated, 1995.
16. FAPESP. Liliane Ventura Schiabel, Jean-Jacques G. Soares de Groote, Sidney Júlio de Faria e Sousa. **Módulo Ceratométrico para Acoplamento em Lâmpada de Fenda e ou Microscópios Oculares**. BR n. PI 0305483-7, 07 jul. 2003.
17. CHIARADIA C. **Sistema de Medidas de Áreas de Úlceras de Córnea e Acompanhamento de Suas Evoluções Para ser Utilizado em Hospitais**. 1998. Dissertação (Mestrado apresentado ao Instituto de Física de São Carlos) – Universidade de São Paulo, São Carlos, 1998.
18. SL 120 Slit Lamp. 2004. 1 fotografia, color. Disponível em: <<http://www.zeiss.co.uk/C125679E0051C774/allBySubject/A06596743704549741256A6A003EC086>>. Acesso em: 15 jan. 2005.
19. Slit Lamp. 2004. 1 fotografia, color. Disponível em: <<http://www.rolexsurgical.com/slit.htm>>. Acesso em: 2 jan. 2005.
20. COELHO, R. **Desenvolvimento de um Sistema Automatizado em Lâmpada de Fenda para Medidas Ceratométricas**. 1999. 124 p. Dissertação (Mestrado em Física

Aplicada a Medicina e Biologia) – Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1999.

21. VENTURA, L.; de GROOTE, J. G. S.; MESSIAS, A. M. V.; POLEGATO, C.; SOUSA, S. J. F.; ROSA FILHO, A. B.; Desenvolvimento de um Ceratômetro em Lâmpada de Fenda para uso em Oftalmologia. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 18, 2002, São José dos Campos, SP. Anais. 2002.
22. FAPESP. Liliane Ventura e Cassius Riul. **Mira luminosa anelar para medidas de precisão de topografia de superfícies refletoras esféricas e não esféricas**. BR n. PI 0401628-9, 22 abr. 2004.
23. WITTENBERG, S; LUDLAM, W. M. Planar Reflected Imagery in Photokratoscopy. **Journal of the Optical Society of América**, v. 60, n. 7, July 1970.

Bibliografia Complementar

- CARVALHO, L. A.; STEFANI, M.; ROMÃO, A. C.; TONISSI, S. A.; CASTRO, J. C. Processamento digital de imagens refletidas pelo filme lacrimal da superfície anterior da córnea. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 17, n. 3, p. 113-122, set./dez. 2001.
- CARVALHO, L. A. V.; ROMÃO, A. C. Instrumentação para Digitalização e Processamento Computacional de Imagens da Pupila in vivo. *Revista de Física Aplicada e Instrumentação*, v. 16, n. 1, mar. 2003.
- FAPESP. Liliane Ventura Schiabel, Jean-Jacques G. Soares de Groote, Sidney Júlio de Faria e Sousa. Keratometric Module for Coupling to Slit Lamps and Ocular Microscopes. 19 dez. 2003.
- MEJÍA-BARBOSA, Y.; MALACARA-HERNÁNDEZ, D. Object surface for applying a modified Hartmann test to measure corneal topography. *Applied Optics*, v. 40, n. 31, Nov. 2001.
- NUSSENZVEIG, H. M. Curso de Física Básica 4: Ótica, Relatividade e Física Quântica. São Paulo: Editora Edgard Blücher, 1998.
- RAND, R. H.; HOWLAND, H. C.; APPLGATE, R. A. Mathematical Model of a Plácido Disk Keratometer and Its Implications for Recovery of Corneal Topography. *Optometry and Vision Science*, v. 74, n. 11, Nov. 1997.

Apêndice I

A Lâmpada de Fenda

A Lâmpada de Fenda é talvez o instrumento mais versátil utilizado pelos oftalmologistas. Nenhum se presta tão bem ao exame de cada parte do olho – da córnea à retina – como a moderna Lâmpada de Fenda. Ela é considerada essencial aos exames oftálmicos e é tida como o melhor instrumento para exames do seguimento anterior do olho.

Seu uso é extremamente difundido hoje em dia, sendo um equipamento indispensável em qualquer consultório, hospital ou clínica oftalmológica.

Anteriormente ao desenvolvimento da Lâmpada de Fenda, as técnicas de exame do seguimento anterior do olho eram bem precárias. Até o começo do século XIX, a luz do sol era a única fonte de iluminação adequada para o exame ou cirurgia do olho. No início do século XIX, Himly e Mackenzie enfatizaram o valor da iluminação focal oblíqua para o exame do olho. Em 1823, Purkinje empregou lentes portáteis para aumentar os detalhes da íris e uma segunda lente portátil condensadora para promover uma forte iluminação oblíqua. Este tipo de iluminação foi quem deu o nome para este equipamento.

As Lâmpadas de Fenda modernas são constituídas de três elementos básicos: o Biomicroscópio, através do qual o olho é observado, o sistema de iluminação, que confere ao instrumento o seu nome e um sistema mecânico, que suporta as outras duas partes de maneira a facilitar o exame.

O microscópio binocular de uma objetiva foi desenvolvido por Abbe em 1881 e Seidentopf modificou este instrumento em 1885. Em 1897, Czapski e Schatz desenharam um biomicroscópio que provou ser tão durável que pode

ser achado até hoje em muitas Lâmpadas de Fenda modernas. Este instrumento era um microscópio binocular com dois sistemas ópticos independentes que permitem observar imagens com a mesma magnificação. Embora o microscópio original tivesse objetivas fixas, Pardo modificou-o colocando objetivas múltiplas montadas sobre um tambor de revolução que permitiu mudanças convenientes na magnificação. Inicialmente, o instrumento foi usado com uma fonte difusa de luz.

Em 1911, Gullstrand apresentou seu primeiro modelo de Lâmpada de Fenda. Embora outros tenham tentado utilizar a iluminação focal por quase um século, foi Gullstrand quem encontrou o sistema de iluminação do seguimento anterior do olho realmente satisfatório para exame. A Lâmpada de Gullstrand foi combinada com o microscópio de Czapski na mesma plataforma por Henker em 1916, que construiu assim, o primeiro biomicroscópio de Lâmpada de Fenda⁶.

PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DO BIOMICROSCÓPIO

Um biomicroscópio é simplesmente um sistema óptico que permite a

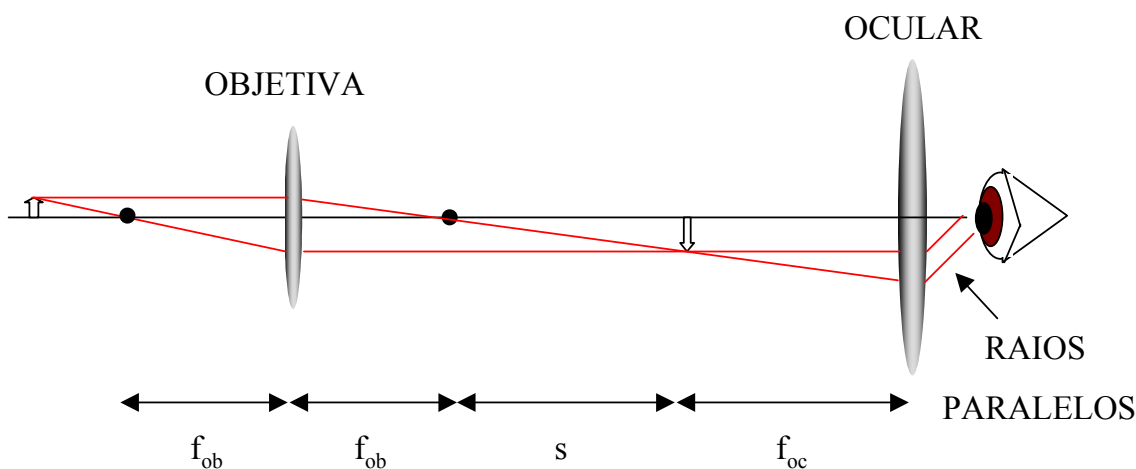


Figura 1 - Esquema de um microscópio composto

observação da imagem de um objeto próximo aumentada, no caso, o olho humano. Na Lâmpada de Fenda, trata-se de um microscópio composto, isto é, com número de lentes igual ou superior a dois. Em sua forma mais simples, esse dispositivo consiste de uma lente objetiva a qual gera uma imagem real e invertida, e de uma lente ocular, que constrói uma imagem a partir da primeira a uma distância visual confortável – geralmente no infinito –, e também providencia um aumento adicional, como mostra a Figura 1.

Se um objeto a ser visualizado é colocado perto da distância focal da objetiva, a separação das lentes é então ajustada de forma que a imagem invertida, real e aumentada do objeto produzida pela objetiva é posicionada na distância focal da ocular. Assim, o aumento total visto pelo observador é o produto do aumento linear pelo aumento angular produzido pela ocular.

Na maioria dos sistemas a imagem final é real e invertida, o que pode ser uma desvantagem, principalmente em sistemas clínicos. Entretanto, é possível rotacionar a imagem através de reflexões internas em um prisma. O mais utilizado nestes sistemas é o prisma de Porro. A Figura 2 esquematiza esse sistema.

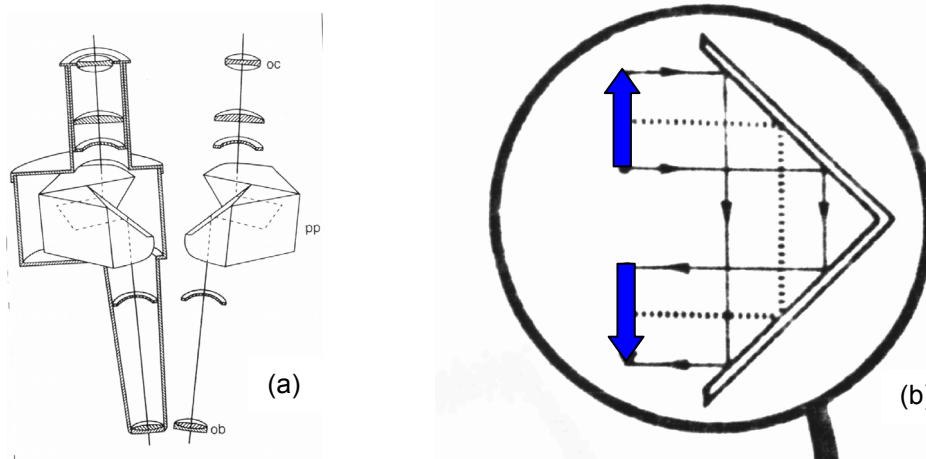


Figura 2 - (a) Sistema de um microscópio composto real utilizando o prisma de Porro (pp); (b) Esquema do funcionamento do prisma de Porro

- **Mudança de Aumento Galileana**

Este sistema usa o princípio óptico utilizado em telescópios refrativos – chamados também de Galileanos –, para alterar o aumento da imagem. Um telescópio Galileano possui essencialmente lentes positivas e lentes negativas, com o segundo ponto focal da lente positiva coincidindo com o primeiro ponto focal da lente negativa.

O princípio básico do telescópio de Galileu é utilizar a luz paralela de um objeto distante, alterar seu aumento e formar a imagem do objeto no infinito. Os raios paralelos, provindos de um objeto distante ou de um feixe colimado, atingem a lente objetiva fazendo um ângulo θ com o eixo do sistema óptico (lentes objetiva e ocular), formando uma imagem real e invertida sobre o

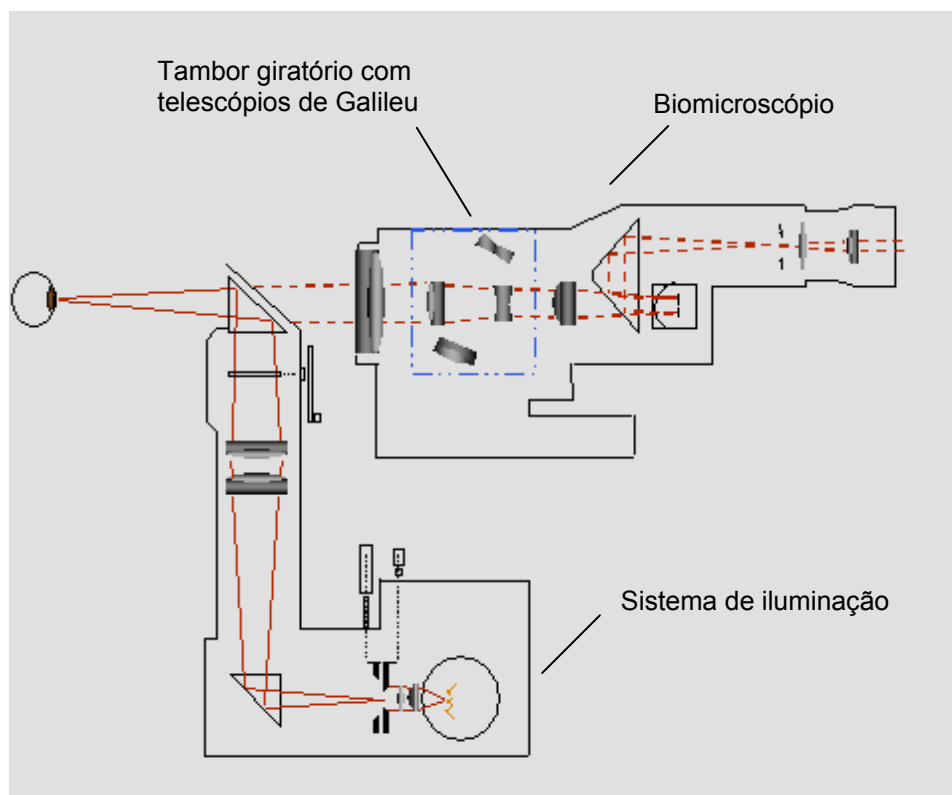


Figura 3 - Esquema do sistema óptico e de iluminação de uma LF

ponto focal comum entre as lentes. Esta imagem então age como um objeto para a ocular e o observador vê uma imagem ainda invertida e virtual do objeto.

Um telescópio Galileano com uma distância focal para a lente objetiva com distância focal de 10 cm e -5 cm para a distância focal da ocular possui um aumento de duas vezes. Porém, esta configuração pode ser rotacionada de 180°, e então estaremos trocando a lente objetiva pela ocular e vice versa. Assim, o aumento agora torna-se 0.5 vezes. As Lâmpadas de Fenda modernas possuem um tambor giratório onde estão posicionados dois telescópios de Galileu Figura 3, com valores diferentes para as lentes, propiciando a estes dois telescópios quatro tipos de aumento diferentes. Existe ainda um terceiro orifício no tambor onde não existem lentes, produzindo assim ampliação zero (neste componente), o que resulta na possibilidade de cinco aumentos diferentes na Lâmpada de Fenda somente girando o tambor. Estes aumentos estão situados entre 5 e 50 vezes. Aumentos típicos utilizados para telescópio de Galileu são de 2/3 e 2/5 produzindo um aumento total na Lâmpada de Fenda de 06, 10, 25 e 40 vezes, sendo que 16 vezes é o aumento sem o telescópio.

SISTEMA DE ILUMINAÇÃO

O sistema de iluminação utilizado pelas Lâmpadas de Fenda, é o de Kohler-Vogt. Esse sistema, mostrado na Figura 4, é composto por um filamento luminoso (fl), lentes coletoras (lc), fenda diafragmática (fd) e uma lente de iluminação (li).

O bulbo (filamento luminoso) é colocado próximo ao sistema de lentes coletoras (lc), de modo que a imagem do filamento luminoso forma-se na superfície posterior da lente de iluminação (li). A fenda diafragmática (fd) é

usada aqui, essencialmente como um regulador do tamanho do feixe. A abertura homogeneamente iluminada do sistema de lentes coletoras (lc) é usada como fonte e forma um campo de luz uniforme.

Para que o sistema de Kohler-Vogt produza uma imagem homogênea do filamento, é indispensável que ele esteja bem próximo à lente condensadora (lc). Mesmo um pequeno hiato entre o filamento (fl) e o sistema de lentes condensadoras (lc) é suficiente para causar uma heterogeneidade do foco e isso pode ser fonte de problemas nas Lâmpadas de Fenda de qualidade inferior, se quisermos fazer exames ou medidas mais demoradas e detalhadas.

Quando o princípio de Kohler-Vogt é usado, somente uma pequena parte da lente de iluminação (li) é ocupada pela imagem do filamento (ifl). Isso pode dispensar o uso de uma lente asférica como lente de iluminação (li), pois a parte central de uma lente está isenta de aberrações. Por outro lado, é utilizada uma lente acromática, isto é, com diferentes raios de curvaturas nas duas superfícies da lente iluminadora (li), sendo a superfície do raio menor voltada para a fenda.

A distância focal das lentes de iluminação (li) das várias lâmpadas de fenda disponíveis no mercado varia entre 70 e 100 mm. Se encurtamos essa distância focal, aumentaremos a luminosidade da imagem, mas, simultaneamente, reduzimos a profundidade de foco.

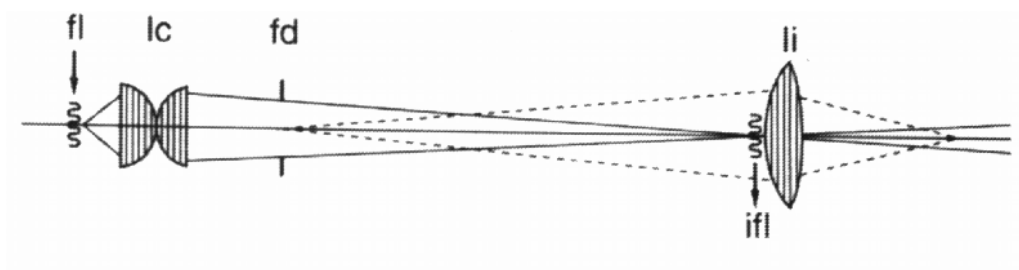


Figura 4 - Esquema do sistema de iluminação de Vogt, onde a iluminação produzida é mais homogênea