



**Universidade de Coimbra**  
Faculdade de Ciência e Tecnologia  
Departamento de Física



Acronym – Informação e Tecnologia

# **Projecto e Desenvolvimento de Sistemas Ópticos para Módulos Biométricos**

**Patrícia Daniela Pereira Primo**

**Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica**

**Coimbra, Setembro de 2009**





**Universidade de Coimbra**  
Faculdade de Ciência e Tecnologia  
Departamento de Física



Acronym – Informação e Tecnologia

# **Projecto e Desenvolvimento de Sistemas Ópticos para Módulos Biométricos**

*Dissertação apresentada à Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra para complementar os requerimentos para a obtenção do grau do Mestre em Engenharia Biomédica, sob a orientação do Professor Doutor Miguel Morgado do Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra.*

**Patrícia Daniela Pereira Primo**

**Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica**

**Coimbra, Setembro de 2009**



# Agradecimentos

O desenvolvimento deste trabalho deu-me a oportunidade de aprofundar conhecimentos numa área, para mim, desconhecida. Foi um trabalho exigente, de dificuldades constantes, e apenas com persistência e empenho foi possível atingir os objectivos estabelecidos. Existem algumas pessoas que foram indispensáveis para a execução deste trabalho e portanto quero mostrar o meu reconhecimento. Agradeço:

Ao Professor Doutor Miguel Morgado, o meu orientador de projecto, por todo o apoio, os conhecimentos e as linhas orientadoras que traçou, que foram fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho. Além disto, a confiança que demonstrou nas minhas capacidades foi essencial para me devolver o ânimo nos momentos de maiores dificuldades.

Aos Engenheiros Carlos Silva e Renato Graça, pelas linhas orientadoras e pela disponibilidade mostrada para esclarecimentos essenciais no desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus pais, Manuel e Piedade, pelo carinho, apoio, paciência e ensinamentos de toda a vida, que me tornaram na pessoa que sou. À minha irmã, Cátia, e ao meu cunhado, Frederico, por todos os momentos de convivência, conversas e carinho. À minha sobrinha, Carolina, pelos risos e brincadeiras, que tornaram os dias mais animados.

Aos meus amigos, pelo divertimento e companheirismo e pelos momentos partilhados.

E por fim, um agradecimento muito especial ao Manuel, pelo apoio e confiança que me transmitiu, por acreditar e fazer-me acreditar nas minhas capacidades. O carinho e o afecto partilhados, os momentos de alegria e companheirismo mútuo e o equilíbrio que me proporcionou foram fundamentais durante este ano.



## Resumo

Os sistemas biométricos de autenticação são métodos de autenticação da identidade de uma pessoa automatizados, baseados em características fisiológicas ou comportamentais quantificáveis. Da elevada gama de características biométricas utilizadas nestes equipamentos de autenticação, foram focadas nesta dissertação a impressão digital e a íris.

Neste projecto, foram projectados dois módulos biométricos: um sistema biométrico de impressão digital e um sistema biométrico de imagem da íris.

O sistema biométrico de impressão digital é vastamente produzido, existindo diversos métodos de adquirir a característica alvo. Além do método óptico, desenvolvido neste trabalho, existem também métodos térmicos, capacitivos, ultrasónicos, piezoelectricos, entre outros, mas que não são abordados por não se encontrarem no âmbito deste trabalho. Neste sistema há a avaliação do padrão das papilas e dos vales, que constituem a impressão digital.

O sistema biométrico da imagem da íris não é tão utilizado como outros sistemas biométricos, embora a identificação baseada nesta característica seja bastante precisa. Os sistemas existentes não diferem muito entre si, sendo a distância do utilizador ao equipamento, uma variável de diferenciação entre os métodos de captura da imagem. Neste sistema há avaliação do padrão de estruturas como sulcos, criptas e verrugas.

No módulo biométrico de impressão digital, analisou-se todo o modo de operação, projectou-se um sistema de lentes e seleccionaram-se materiais ópticos para a produção tanto do sistema de lentes como de um prisma. No módulo biométrico de imagem da íris, desenvolveu-se todo o módulo sensor, desde a selecção da iluminação até ao projecto do sistema óptico necessários para cumprir os requisitos do sistema.

Para a simulação e análise dos sistemas ópticos projectados, utilizou-se o CAD (*Computer-Aided Design* – Desenho assistido por computador) óptico OSLO™ (*Optics Software for Layout and Optimization* – Lambda Research Corporation, EUA).

**Palavras-chave:** Sistemas biométricos, impressão digital, íris, sistema óptico, projecção de lentes.



## Abstract

Biometric Authentication Systems are automated methods to identify a person, based on measurable physiological or behavioral characteristics. In the wide range of biometric characteristics used in authentication systems, fingerprint and iris were focused in this dissertation.

In this project, was designed two biometric modules: a module based on Fingerprint Technology and module based on Iris Recognition Technology

The Fingerprint Technology is widely disseminated with several methods for acquiring the target feature. Besides the optical method, used in this work, there are also available temperature, capacitance, ultrasound, and other methods. This technology evaluates the pattern of ridges and valleys of the fingerprint.

Although the identification based in this feature is very precise, the Iris Recognition Technology is not so widely available as other biometric systems. The existing systems are based in the same method, the only differentiation factor being the distance between the user and the equipment. This technology evaluates the pattern of cripts, nevi and freckles in the iris.

For the fingerprint biometric module, the entire operation mode was simulated, the lens system was designed and the optical materials were selected for production of both lens and prism. In the iris acquisition module, the entire sensor was developed, going from the illumination system to the lens design.

The simulation and analysis of the developed optical systems, was made with an optical CAD (computer-aided design) OSLO™ (optics software for Layout and Optimization – Lambda Research Corporation, USA).

**Keywords:** biometric systems, fingerprint, iris, optical system, lens design.





# Índice

Resumo .....	vii
Abstract .....	ix
Índice de Figuras .....	xiv
Índice de Tabelas .....	xviii
Abreviaturas .....	xix
1. Introdução .....	1
2. Sistemas Biométricos de Autenticação .....	3
2.1. Sistemas de Autenticação de Impressão Digital .....	5
2.1.1. Histologia da pele do dedo.....	5
2.1.2. Estado da Arte .....	6
2.2. Sistema de Autenticação de Íris .....	8
2.2.1. Anatomia e Fisiologia da Íris.....	8
2.2.2. Estado da Arte .....	10
3. Especificações dos Módulos Biométricos .....	14
4. Materiais ópticos.....	15
4.1. Vidros Ópticos .....	16
4.2. Plásticos Ópticos .....	20
4.3. Escolha do Material para Produção do Prisma .....	21
4.4. Escolha do Material para Produção do Sistema de Lentes do Módulo de Aquisição da Impressão Digital.....	22
4.5. Escolha do Material para Produção do Sistema de Lentes do Módulo de Aquisição da Imagem da Íris .....	23
5. Módulo do Sistema Biométrico de Impressão Digital.....	24
5.1. Sistema de Iluminação .....	24
5.2. Prisma.....	25
5.3. Projecto do Sistema Óptico.....	31
5.4. Sensor CCD .....	40

6. Módulo do Sistema Biométrico de Imagem da Íris.....	41
7. Avaliação de projecto.....	42
7.1. Ferramentas de Análise de projecto.....	44
7.1.1. Aberrações .....	44
7.1.2. Point Spread Function .....	50
7.1.3. Função de Transferência de Modulação .....	51
7.1.4. Distribuição Radial de Energia.....	52
7.2. Avaliação do Projecto do Módulo Sistema Biométrico de Impressão Digital.....	54
7.3. Avaliação do Projecto do Módulo Sistema Biométrico de Imagem da Íris.....	60
8. Conclusões e Trabalho Futuro.....	65
9. Bibliografia .....	67
Apêndice A.....	I
Apêndice B.....	VII
Apêndice C.....	XIV
Apêndice D.....	XVI

## Índice de Figuras

Figura 1 – Imagens de impressão digital, mão e íris [2].	4
Figura 2 – Representação esquemática dos vasos sanguíneos sob a derme, que formam as impressões digitais, e uma fotografia de um dedo, depois de se remover a pele, dos capilares que formam a impressão digital, por Microscopia Electrónica de Varrimento [4].	6
Figura 3 – Representação de um corte transversal da íris, revelando as suas estruturas [7].	8
Figura 4 – Representação da visão frontal das estruturas da íris [7].	9
Figura 5 – Gráfico do espectro de absorção da melanina [8].	10
Figura 6 – Representação esquemática do equipamento de formação de imagem patenteado por Seal et al (adaptado de [9]).	11
Figura 7 – Representação esquemática do sistema patenteado por Oda et al [12].	12
Figura 8 – Curva da variação do índice de refração de um material com o comprimento de onda [18].	17
Figura 9 – Representação esquemática dos elementos que constituem o sistema de captura de impressão digital.	24
Figura 10 – Gráfico da resposta espectral do sensor HV7131 [23].	25
Figura 11 – Esquema representativo das leis de refração e reflexão [26].	26
Figura 12 – Representação esquemática do evento de Reflexão Interna Total [18].	27
Figura 13 – Representação esquemática dos processos de reflexão total interna e reflexão total interna frustrada.	27
Figura 14 – Representação esquemática do prisma utilizado no dispositivo de aquisição de impressão digital.	28
Figura 15 – Representação esquemática do prisma existente no sensor de impressão digital [29].	29
Figura 16 – Esquema representativo do sistema óptico equivalente do módulo de aquisição de impressão digital [29].	30
Figura 17 – Representação genérica de um sistema óptico com um raio de luz incidente e refractado (baseada em [18]).	32
Figura 18 – Representação do projecto inicial no software OSLO™.	36

Figura 19 – Representação da imagem produzida pelo sistema de lentes desenhado a partir de um objecto fictício, uma grelha, através da ferramenta <i>Extended Source</i> do OSLO™.....	37
Figura 20 – <i>Ray Intercept Curves</i> do projecto óptico. ....	37
Figura 21 – Representação de uma imagem a partir de um objecto com a forma de grelha fictício, através da ferramenta <i>Extended Source Analysis</i> , do OSLO™. ....	40
Figura 22 – Janela <i>Ray Intercept Curves Analysis</i> , do software OSLO™. ....	42
Figura 23 – Janela <i>Point Spread Function Analysis</i> , do software OSLO™. ....	42
Figura 24 – Janela <i>Modulation Transfer Funtion Analysis</i> , do software OSLO™. ....	43
Figura 25 – Janela <i>Encircled Energy Analysis</i> , do OSLO™. ....	43
Figura 26 – Representação da frente de onda e dos raios luminosos da radiação electromagnética [30]. ....	44
Figura 27 – Representação das aberrações de onda primárias, ou de terceira ordem ou de Seidel [33]. ....	45
Figura 28 – Esboço do trajecto dos raios luminosos quando atravessam uma lente com aberração esférica [18]. ....	46
Figura 29 – Representação da aberração comática [27]. ....	47
Figura 30 – Representação do coma tangencial de uma lente (adaptado de [27]). ....	47
Figura 31 – Representação esquemática da aberração astigmática [27]. ....	48
Figura 32 – Esquema representativo da aberração de curvatura de campo [27]. ....	49
Figura 33 – Representação do objecto e de duas imagens com dois tipos de distorção, em almofada e em barril [27]. ....	49
Figura 34 – <i>Point Spread Function</i> e <i>Line Spread Function</i> de um ponto objecto no eixo de um sistema de lentes, do software OSLO™. ....	50
Figura 35 – Um alvo de barras típico, com N linhas por milímetro [18]. ....	51
Figura 36 – Gráfico de distribuição de energia radial, no OSLO™. ....	52
Figura 37 – Geometria de uma abertura circular [27]. ....	53
Figura 38 – <i>Ray Intercept Curves Analysis</i> do projecto do sistema óptico do módulo de aquisição de impressão digital. ....	55
Figura 39 – Gráfico da Distorção do sistema óptico do módulo de aquisição da impressão digital. ....	56

Figura 40 – <i>Point Spread Function Analysis</i> do sistema óptico do módulo de aquisição da impressão digital.....	56
Figura 41 – <i>Modulation Transfer Function</i> do sistema óptico do módulo de aquisição da impressão digital. ....	57
Figura 42 – <i>Energy Analysis</i> do sistema óptico do módulo de aquisição da impressão digital. ....	59
Figura 43 – <i>Ray Intercept Curves Analysis</i> da configuração 1 do dispositivo de captura de imagem da íris. ....	60
Figura 44 – <i>Point Spread Function Analysis</i> da configuração 1 do dispositivo de captura de imagem da íris. ....	61
Figura 45 – <i>Modulation Transfer Function</i> da configuração 1 do dispositivo de captura de imagem da íris. ....	62
Figura 46 – <i>Energy Analysis</i> da configuração 1 do dispositivo de captura de imagem da íris. ....	63
Figura 47 – <i>Energy analysis</i> da configuração 1 do dispositivo de captura de imagem da íris, apresentando o pormenor da região do onde estão inseridos os valores de raio dos limites de difracção. ....	63
Figura A1 – Diagrama de Abbe, onde mostra os diversos tipos de vidros ópticos do fabricante Schott [20]. ....	I
Figura B1 – Representação esquemática do percurso óptico do raio com ângulo de incidência crítico na face AB [29]. ....	VIII
Figura B2 – Diagrama da óptica geométrica do prisma, sistema óptico e sensor [29]. ....	IX
Figura B3 – Representação do prisma e todos os ângulos e pontos envolvidos nas relações trigonométricas (adaptado de [29]). ....	X
Figura B4 – Ilustração do prisma e do caminho óptico considerado no módulo de identificação de impressão digital (adaptado de [29]). ....	XII
Figura D1 – <i>Ray Intercept Plot Analysis</i> do sistema óptico inicial para o módulo sensor da impressão digital. ....	XVI
Figura D2 – <i>Point Spread Functio Analysis</i> do sistema óptico inicial para o módulo sensor da impressão digital. ....	XVI



Figura D3 – *Modulation Transfer Function Analysis* do sistema óptico inicial para o módulo sensor da impressão digital. ....XVII

Figura D4 – *Energy Analysis* do sistema óptico inicial para o módulo sensor que utiliza a impressão digital. ....XVII

## Índice de Tabelas

Tabela 1 – Valores do sistema equivalente ao prisma: plano-objecto, distância deste à face do prisma, ângulo entre o objecto e a base do prisma e ângulos entre o objecto e o eixo óptico e entre o eixo óptico e a face do prisma. ....	30
Tabela 2 – Distâncias focais efectivas seleccionadas para o sistema óptico em desenvolvimento. ....	35
Tabela 3 – Raios de curvatura das superfícies 1 das lentes A, $R_{A1}$ , e B, $R_{B1}$ , ....	35
Tabela 4 – Especificações do design inicial. ....	36
Tabela 5 – Especificações do design final, já optimizado. ....	39
Tabela 6 – Valores mínimos de MTF para sistemas biométricos de impressão digital [35]. ....	58
Tabela C1 - Gama de valores de separação da lente A e B, valor $d$ , em mm, possíveis para as gamas de valores de S e S'. ....	XIV
Tabela C2 - Potência da lente A, em $\text{mm}^{-1}$ , para os diversos valores S, S' e d. ....	XIV
Tabela C3 - Potência da lente B, em $\text{mm}^{-1}$ , para os diversos valores de S, S' e d. ....	XV
Tabela C4 - Distância focal efectiva, em mm, do sistema constituído por duas lentes. ....	XV

## **Abreviaturas**

CAD: Computer-Aided Design;

OSLO: Optics Software for Layout and Optimization;

PMMA: Poli(metacrilato de metilo);

PC: Policarbonato;

PS: Poliestireno;

PEI: Polietierimida;

CCD: Charge Coupled Device;

LED: Light Emiting Diodes;

PSF: Point Spread Function;

MTF: Modulation Transfer Function.





## 1. Introdução

É cada vez mais decisivo estabelecer a identidade de uma pessoa numa sociedade tão vasta como a actual. Existem diversos cenários onde é crítico estabelecer a identidade de uma pessoa: verificar se uma pessoa é quem afirma ser, se tem permissão entrar em certo edifício ou aceder a certas informações. São situações onde é de extrema necessidade um sistema de reconhecimento fiável [1]. O controlo através de pessoas é bastante falível, pois apenas há verificação de identidade através de documentos que são facilmente falsificados. Assim, a consciência da necessidade de uma técnica de autenticação da identidade automática aumentou em consequência do acréscimo das preocupações com a segurança e com os avanços rápidos das tecnologias e da mobilidade [1]. Os sistemas biométricos, com a capacidade de identificar pessoas presentes numa base de dados, baseiam-se em características únicas em cada indivíduo, características fisiológicas e comportamentais mensuráveis: características biométricas.

O presente trabalho teve como objectivos a análise do módulo sensor do sistema biométrico de impressão digital, o desenvolvimento do módulo sensor do sistema biométrico de imagem da íris e a projecção de sistemas de lentes para ambos os módulos.

Este trabalho encontra-se dividido em sete capítulos. No presente capítulo podem ver-se a motivação deste trabalho, os seus objectivos e uma breve descrição de cada capítulo.

No segundo capítulo é feita uma análise dos Sistemas de Autenticação Biométricos, dando especial importância aos desenvolvidos. Quanto a estes, analisa-se as estruturas alvo, a impressão digital e a íris, e descreve-se os princípios de funcionamento de alguns equipamentos já existentes.

O terceiro capítulo é dedicado à análise dos materiais que produzem as componentes ópticas projectadas neste trabalho: vidros e plásticos ópticos. Explicita-se, também, os materiais escolhidos para cada componente e as razões para a sua escolha.

## 1. Introdução

O módulo sensor do sistema biométrico de impressão digital é analisado no quarto capítulo. Aqui é dada especial importância à análise do efeito do prisma no sensor e ao projecto do sistema de lentes.

No quinto capítulo são descritas as componentes necessárias para o módulo sensor do sistema biométrico de imagem da íris. É dada uma descrição pormenorizada do projecto do sistema de lentes e do espelho.

Os resultados obtidos são analisados no capítulo seis. É também neste capítulo que se explicita as ferramentas de análise disponibilizadas pelo CAD óptico OSLO™.

O capítulo sete apresenta as conclusões obtidas através da análise dos resultados.

## 2. Sistemas Biométricos de Autenticação

*«As “tecnologias biométricas” são métodos automatizados de verificação e reconhecimento da identidade de uma pessoa com vida baseando-se numa característica fisiológica ou comportamental.» [2]*

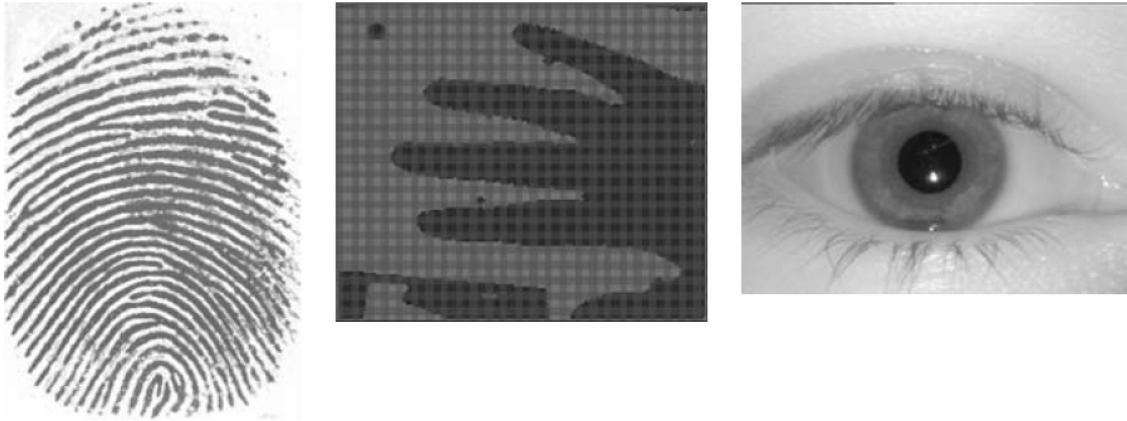
A definição dos sistemas biométricos de autenticação acima apresentada tem duas palavras-chave: *automatizados* e *pessoa*. “Automatizados” é o que diferencia estes de outros métodos de identificação de pessoas, aqui todo o processo de autenticação é feito de forma completamente automática por equipamentos ópticos e electrónicos [2].

Existem outros processos automatizados de identificar animais, frutos ou outros vegetais, mas os sistemas biométricos são apenas utilizados para identificação de humanos. Assim sendo, a designação mais correcta para estes equipamentos seria “autenticação antropométrica”. A palavra “pessoa” refere-se então ao interesse destes equipamentos em distinguir as pessoas como indivíduos. Esta tecnologia apenas tem a capacidade de relacionar um padrão biométrico com a informação individual do utilizador presente no sistema [2].

Os sistemas fazem uma medição quantitativa de características fisiológicas e comportamentais que variam bastante na população. As características seleccionadas para estes sistemas têm de ter uma grande variação entre a população. Como exemplo, a probabilidade de duas impressões digitais de dois indivíduos distintos serem idênticas é 1 em  $1,9 \times 10^{15}$  [2, 3].



## 2. Sistemas Biométricos de Autenticação



**Figura 1** – Imagens de impressão digital, mão e íris [2].

As características utilizadas nestes sistemas são as mais variadas, desde voz e impressão digital, as primeiras características a serem automatizadas, até íris, retina, vasculatura da mão, face, forma de dedo, forma da orelha, reflectância óptica da pele ou odor corporal. A tecnologia tem de acompanhar a grande diversidade de características. Existem sistemas com a capacidade de medição de um sinal sonoro (ex: voz), de realizar várias medições bidimensionais (ex: geometria da mão) ou uma imagem bidimensional (ex: impressão digital) ou imagens bidimensionais contínuas no tempo (ex: íris e face) ou mesmo imagens tridimensionais, como sucede em alguns sistemas de reconhecimento facial [1,2].

Muito embora todos os equipamentos sejam diferentes, o seu modo de operação é sempre semelhante: recolha de informação (característica biométrica), processamento dessa informação, comparação com a informação guardada e validação ou não do indivíduo. Estes equipamentos são constituídos por quatro módulos: módulo sensor, que adquire a informação biométrica do utilizador, módulo de extracção da característica, que processa a informação adquirida para obter apenas a característica biométrica, módulo de comparação, que compara a característica obtida com todas as pertencentes à base de dados, e o módulo de decisão, que, através do resultado da comparação, valida a identidade do utilizador (verificação) ou determina a sua identidade (identificação) [1, 2].

## 2. Sistemas Biométricos de Autenticação

### 2.1. Sistemas de Autenticação de Impressão Digital

Os sistemas que utilizam a impressão digital são os mais utilizados nas tecnologias biométricas e isto deve-se a uma série de vantagens. A principal é a estabilidade do padrão ao longo da vida, mas características como custo e tamanho do dispositivo também contribuem para a sua popularidade [1, 4, 5].

Como estes dispositivos são construídos com dimensões cada vez menores, a sua utilização em diversos dispositivos do quotidiano é cada vez mais frequente. Estão presentes em telemóveis, PDA's, computadores portáteis, etc [1].

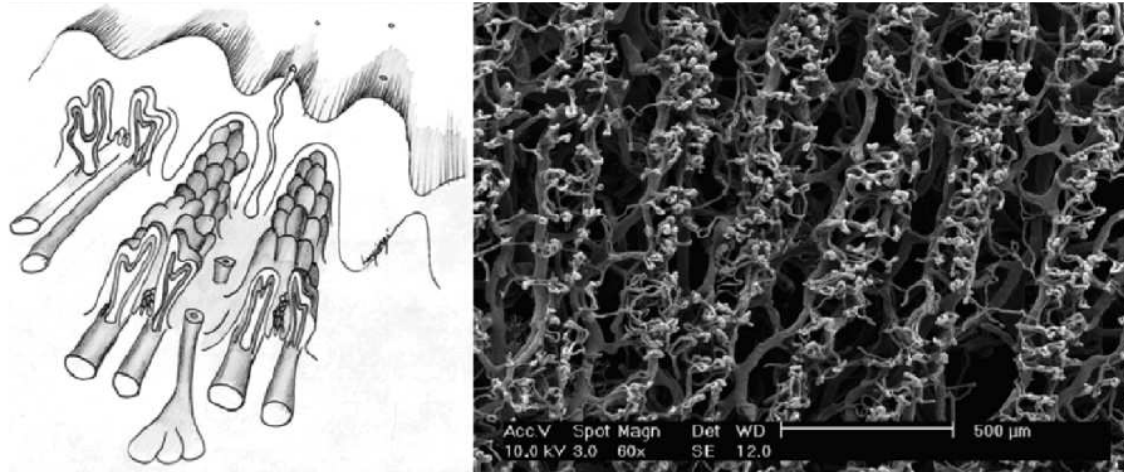
Por ser o dispositivo mais utilizado existem diversas técnicas para capturar a imagem. Os métodos mais utilizados são ópticos, capacitivos, piezoelétricos, ultrassónicos e térmicos [1].

#### 2.1.1. Histologia da pele do dedo

A pele humana é a interface entre o meio exterior e o corpo humano. Contém vasos sanguíneos, terminações nervosas, glândulas sudoríparas e folículos capilares. A pele da parte palmar da mão, na região da ponta dos dedos, tem padrões dermatológicos que podem ser medidos: as papilas e os vales. São nestas características da pele que se fundamentam os dispositivos biométricos baseados em impressões digitais [4, 5].

Esta forma ondulada da pele não existe apenas na superfície da pele, mas também nas camadas subjacentes. Isto deve-se a capilares sanguíneos que formam saliências na derme, formando as papilas. Este fenómeno pode ser observado na Figura 2, tanto na ilustração como na fotografia por Microscopia Electrónica de Varrimento. Após a formação destas saliências na derme, há uma propagação para a epiderme, constituindo as impressões digitais internas [4].

## 2. Sistemas Biométricos de Autenticação



**Figura 2** – Representação esquemática dos vasos sanguíneos sob a derme, que formam as impressões digitais, e uma fotografia de um dedo, depois de se remover a pele, dos capilares que formam a impressão digital, por Microscopia Eletrônica de Varrimento [4].

Estas impressões digitais internas têm a mesma forma que as impressões digitais externas [4].

### 2.1.2. Estado da Arte

Os dispositivos de autenticação de impressão digital podem ser baseados vários em princípios físicos, como havia sido referido.

Os sensores baseados em fenómenos ópticos, nomeadamente na **Reflexão Total Interna Frustrada**, utilizam para a construção das imagens uma placa de vidro, uma fonte de luz e uma câmara CCD ou CMOS. O utilizador coloca o dedo sobre o vidro e, com o auxílio de um prisma e de um sistema de lentes, há formação da imagem na câmara. A luz ao incidir nas papilas é refractada – Reflexão Total Interna Frustrada, não atingindo o sensor (as papilas aparecem negras na imagem), enquanto nos vales ocorre Reflexão Total Interna e a luz atinge o sensor (os vales aparecem claros na imagem). Estes sensores têm alguns inconvenientes, como a dificuldade em serem produzidos numa forma compacta, devido à grande distância focal das lentes, e a pequena distorção da imagem [1, 4, 5].

Outro mecanismo de funcionamento emprega sensores baseados em **Reflexão de Ultra-sons**. Estes contêm um emissor de sinal acústico em direcção ao dedo e um receptor para o eco. O eco recebido pelo receptor é utilizado para calcular a imagem da impressão digital. Este método não capta a imagem da superfície da pele, mas sim

## 2. Sistemas Biométricos de Autenticação

sob esta (impressão digital interna), sendo por isso resistente à sujidade que possa existir nos dedos. O inconveniente é serem bastante dispendiosos, não podendo ser produzidos em grande escala [1].

Os sistemas baseados no **Efeito Piezoeléctrico** contêm sensores que produzem um sinal eléctrico quando são sujeitos a uma pressão. Como o sinal eléctrico produzido depende da força exercida sobre a superfície e as papilas e os vales da impressão digital produzem sinais de intensidade diferente uma vez que estão a diferentes distâncias do sensor. Esta técnica é pouco precisa devido à baixa sensibilidade do sensor [1].

Existem sensores baseados num **Diferencial de Temperatura**. São compostos por um material piro-eléctrico, que gera corrente ao detectar um diferencial de temperatura. Este diferencial é medido relativamente a duas superfícies em contacto. As papilas, que estão em contacto com a superfície do sensor, apresentam um diferencial de temperaturas distinto do medido na zona dos vales, onde não há contacto entre a pele e o sensor. A superfície do sensor é tipicamente mantida a uma temperatura elevada [1].

E por último, existem sensores compostos por dezenas de milhares de **condensadores** embutidos num chip. Quando o dedo é colocado, são criadas pequenas diferenças de potencial, que variam com a distância da pele aos condensadores. Um problema existente nesta técnica é a possibilidade de descargas eléctricas para o dedo. Este problema é ultrapassado com a colocação de uma *terra* [1].

Por serem menos compactos que os restantes, os sensores baseados em fenómenos ópticos actualmente não são tão populares. Contudo são os sensores utilizados há mais tempo. O sensor utilizado no dispositivo de aquisição de impressão digital desenvolvido neste projecto é baseado neste princípio óptico.

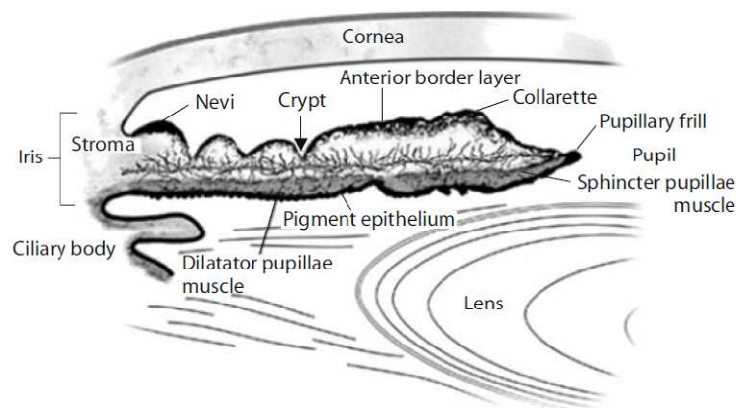
## 2. Sistemas Biométricos de Autenticação

### 2.2. Sistema de Autenticação de Íris

Os métodos de reconhecimentos baseados na imagem da íris são os mais precisos desenvolvidos para a identificação de humanos. A captura desta característica não é invasiva e o seu padrão é bastante distintivo nos diferentes indivíduos, não ocorrendo alterações significativas ao longo da vida humana [6, 7].

#### 2.2.1. Anatomia e Fisiologia da Íris

A íris é parte da úvea, a túnica média do olho. É um diafragma fino que estica através da porção anterior. Na zona central do olho é suportada pelo cristalino e abre na pupila, enquanto que no outro extremo, na base, está unida ao corpo ciliar do olho, como se observa na Figura 3. O seu diâmetro médio é 10mm [6, 7].



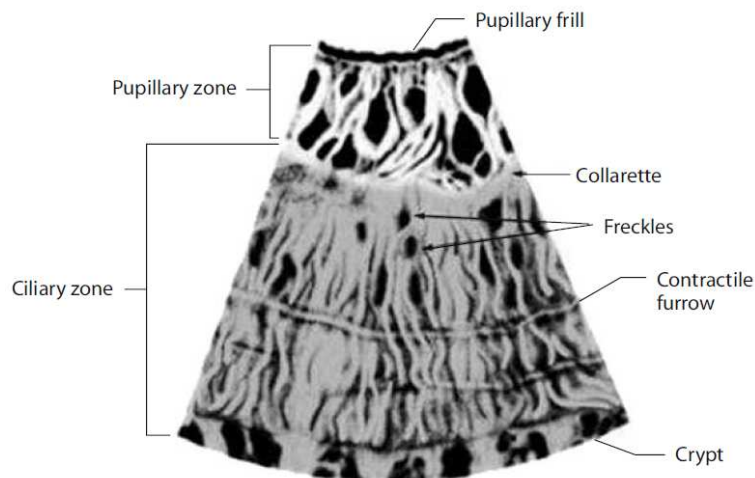
**Figura 3** – Representação de um corte transversal da íris, revelando as suas estruturas [7].

O aspecto visual da íris é resultado da sua estrutura multicamadas: a superfície posterior contém células epiteliais intensamente pigmentadas, a superfície anterior a esta contém músculos que controlam o tamanho da pupila, a seguir tem-se uma camada com vasos sanguíneos, com forma ondulada, dispostos radialmente, e, por fim, a camada anterior, que é densa e contém muitas células pigmentadas – cromatóforos [7].

A região observável da íris está dividida na zona pupilar e na zona ciliar, como se vê na Figura 4. A superfície tem sulcos resultantes do suporte do estroma, estrias meridionais resultantes dos capilares sanguíneos, criptas (atrofias irregulares na

## 2. Sistemas Biométricos de Autenticação

camada anterior), verrugas (pequenas elevações na camada anterior) e sardas, resultantes dos cromatóforos [7].



**Figura 4** – Representação da visão frontal das estruturas da íris [7].

A cor da íris deve-se à absorção selectiva das células pigmentadas. Quando existe pouca pigmentação, a luz é toda reflectida e apresenta-se azul. Quanto maior a pigmentação das células, mais escura é a íris [7].

Os oftalmologistas, através inúmeros exames a diversos pacientes e ao longo de vários anos, verificaram que o padrão da íris varia pouco desde a infância e que as íris dos olhos esquerdo e direito diferem uma da outra. Existem pelo menos duas razões que tornam a íris única em cada humano. A primeira é a origem genética da estrutura geral da íris, que é única em cada indivíduo. A segunda razão é a origem dos detalhes, que está relacionada com as condições embrionárias. É muito difícil replicar naturalmente as mesmas condições. Mesmo em gémeos o padrão é diferente devido às diferenças genéticas [7].

Existem condições que levam a alteração da pigmentação da íris como os fármacos para tratamento de doenças oftalmológicas (glaucoma) e exposição permanente a certos componentes, como metais pesados [7].

Outra característica interessante e que pode ser aproveitada para sistemas biométricos é a dinâmica da íris. O diâmetro da íris está em permanente oscilação a uma taxa de aproximadamente 0,5Hz. Este movimento é importante para a comprovação de que o utilizador se encontra vivo [7].

## 2. Sistemas Biométricos de Autenticação

### 2.2.2. Estado da Arte

Ao contrário com o que acontece nos sistemas biométricos de impressão digital, as condições base dos equipamentos de autenticação de íris é semelhante: em todos os equipamentos existentes a imagem é capturada fotograficamente.

A iluminação utilizada nos diversos equipamentos é sempre na mesma região do espectro electromagnético: no infra-vermelho próximo. Uma das razões para esta opção reside no espectro de absorção da melanina, componente responsável pela cor dos olhos. Como se vê na Figura 5, a absorção da melanina é maior na região do visível, sendo a reflectância praticamente constante numa gama de comprimentos de onda entre 700 a 900 nm. Nestes comprimentos de onda, a íris parece muito mais brilhante, distinguindo-se muito melhor os pormenores, não sendo detectadas as alterações de pigmentação anómalas [6, 8].

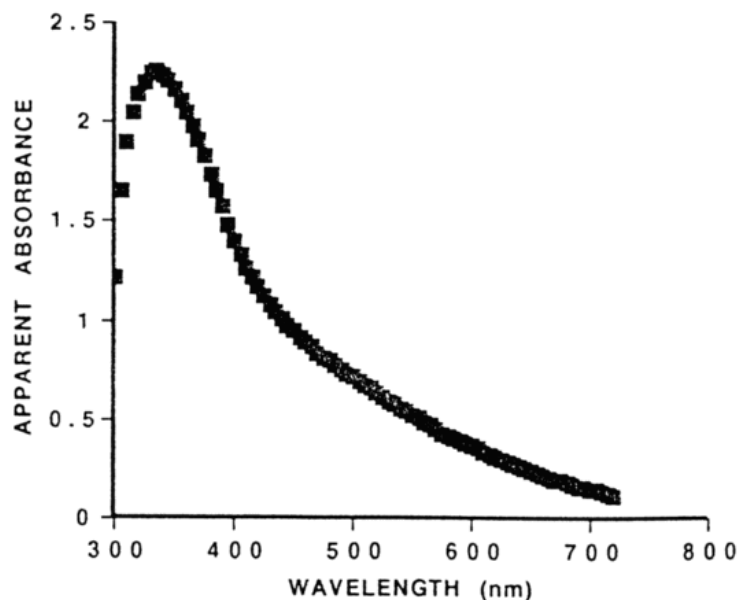


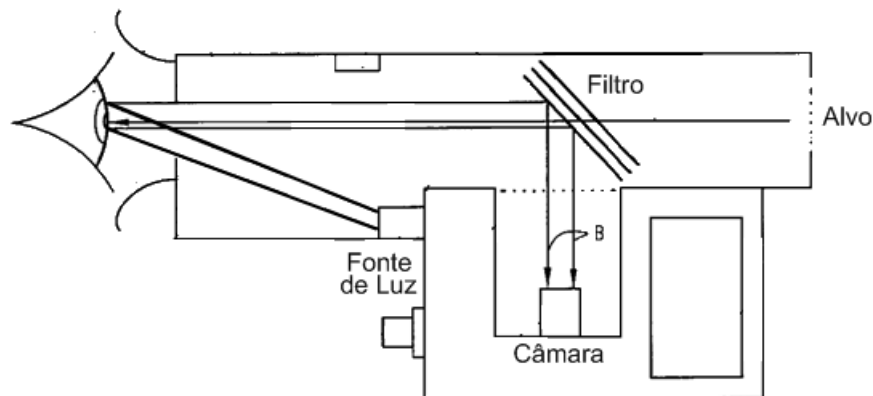
Figura 5 – Gráfico do espectro de absorção da melanina [8].

A utilização do infra-vermelho próximo também é conveniente devido ao nível de intensidade necessária para que haja contraste suficiente na imagem. Com iluminação na região do visível, a intensidade de luz necessária iria incomodar bastante o utilizador [6].

Existem dois tipos de equipamentos: os em que é necessária a colaboração do utilizador, que tem que colocar o olho num suporte, e aqueles em que não é necessária a sua colaboração, podendo ficar afastado do equipamento.

## 2. Sistemas Biométricos de Autenticação

Nos equipamentos em que é necessário colocar um olho num suporte, o utilizador tem de posicionar o olho no local pretendido, para que haja uma aquisição eficaz. Estes sistemas têm alvos para os quais o utilizador tem de olhar de modo a garantir que a íris esteja na posição correcta. Como são utilizadas duas gamas do espectro electromagnético, radiação infra-vermelha para a iluminação da íris e visível para observar o alvo, estes sistemas necessitam de ter filtros que impeça a radiação visível de atingir o sensor. Tanto podem utilizar um filtro passa-alto ou passa banda sobre a câmara, como um espelho que transmita a radiação visível e reflecta a luz proveniente da íris [9, 10, 11].

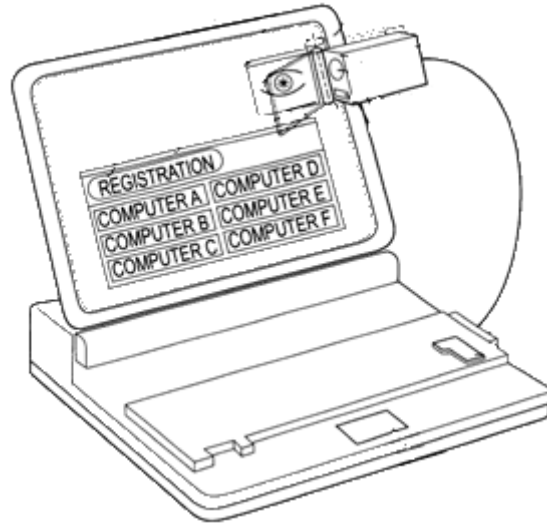


**Figura 6** – Representação esquemática do equipamento de formação de imagem patenteado por Seal et al (adaptado de [9]).

Nos equipamentos em que a colaboração do utilizador é mínima existem estratégias diferentes. Quando o utilizador está perto do equipamento, como sucede em sistema de identificação de íris acoplados a computadores, de que é exemplo o mostrado na Figura 7, o sistema contém um filtro que transmite radiação visível e reflecte radiação infra-vermelha. O utilizador consegue visualizar a imagem do olho, através de um espelho que se encontra atrás do filtro, posicionando o olho convenientemente [12].



## 2. Sistemas Biométricos de Autenticação



**Figura 7** – Representação esquemática do sistema patenteado por Oda et al [12].

Outros dispositivos têm uma parte móvel, que o utilizador coloca em frente do olho, que captura a imagem e que envia a informação para um módulo de tratamento da informação [13].

Existe uma série de equipamentos em que o utilizador pode encontrar-se a uma certa distância. Sistemas onde o utilizador pode estar até três metros contêm algoritmos de localização dos olhos e de focagem da imagem da íris. Existem ainda sistemas avançados onde o utilizador não necessita de parar para que a imagem da íris seja adquirida, sendo possível fotografar a imagem mesmo com o utilizador em movimento. Estes sistemas são utilizados actualmente em aeroportos e edifícios governamentais [6, 14].

Todos os sistemas aqui referidos necessitam de uma componente óptica que reduz ou amplia a imagem da íris de forma a esta preencher toda a câmara. Nos sistemas em que o utilizador tem uma acção cooperativa, a óptica é mais simples, pois o objecto encontra-se sempre à mesma distância do plano em que se forma a imagem. Quando o utilizador pode encontrar-se a diferentes distâncias do equipamento, o sistema óptico terá de ser forçosamente mais complexo. E quando o utilizador se encontrar em movimento, o sistema óptico tem de ser muito complexo, utilizando óptica adaptativa.

## 2. Sistemas Biométricos de Autenticação

O sistema óptico por nós desenvolvido destina-se a um dispositivo em que o utilizador se pode encontrar afastado, mas tem de estar estático para a captura da imagem.

### **3. Especificações dos Módulos Biométricos**

Os módulos biométricos desenvolvidos neste projecto tiveram que obedecer às especificações definidas pela empresa Acronym. O módulo do sistema biométrico de impressão digital tinha especificações bastante precisas, pois será utilizado para substituir um módulo já existente. Relativamente ao módulo do sistema biométrico da imagem da íris, as imposições foram menos rígidas pois o módulo foi desenvolvido na raíz.

No sistema biométrico de impressão digital existia uma imposição de dimensões, devido ao tamanho do módulo físico que alberga o prisma, as lentes e o sensor. O seu comprimento total é 45,54mm, mas o comprimento disponível para colocação das lentes é apenas de 24,85mm. Um sistema de lentes composto por somente dois elementos foi outra condição imposta. Relativamente à produção dos componentes ópticos era vantajoso que fossem fabricados pelo método de moldação por injeção, e que fossem produzidas com um plástico óptico, para redução de custos. Para economia de recursos, foi sugerido que uma das lentes, se não as duas, fosse produzida com o mesmo polímero do prisma.

Relativamente ao sistema biométrico da imagem da íris, as restrições foram menores. A imposição de manter o dispositivo numa localização fixa condicionou toda a estrutura do equipamento. Outro requisito crucial no desenvolvimento do sistema de lentes foi a possibilidade do utilizador se poder encontrar numa gama de distâncias ao aparelho: o utilizador pode localizar-se entre 0,5m até 1,5 m do equipamento e este tem de capturar uma imagem da íris focada.

O presente trabalho foi elaborado considerando e cumprindo estas especificações.

## 4. Materiais ópticos

Os materiais utilizados para a produção das lentes e prisma dos módulos biométricos têm de ter qualidade óptica [15].

A velocidade da luz no interior de qualquer material óptico é inferior à velocidade da luz no vazio. O índice de refração é a razão entre a velocidade da luz no vazio,  $c$ , e a velocidade da luz no material,  $v$ : [15]

$$n = \frac{c}{v} = \frac{\sin \alpha}{\sin \beta} \quad (1)$$

Onde  $\alpha$  é o ângulo com a normal ao dioptra no ponto de incidência de um raio luminoso a entrar num material de índice de refração  $n$  e  $\beta$  é o ângulo de propagação no interior do material, igualmente medido relativamente à normal ao dioptra no ponto de incidência.

O comportamento óptico dos materiais está relacionado com a sua estrutura electrónica. Quando a radiação electromagnética que incide no material tem uma frequência igual à frequência natural de vibração dos átomos e moléculas, ocorre uma forte atenuação da radiação. Se for de uma frequência superior, os electrões livres absorvem a radiação electromagnética e são excitados para um nível de energia superior, mas mantêm-se ligados aos átomos e moléculas a que pertencem. Esta é a principal razão que torna os materiais opacos ou translúcidos, mas não a única. Muitas vezes deve-se também a reflexões e refrações internas em heterogeneidades, como ocorre na neve ou no gesso [16, 17].

Para que os materiais sejam transparentes, necessitam de ter um intervalo de energia de excitação superior à energia incidente, que para a gama da radiação visível é de 1,7 a 3,5eV. Por intervalo de excitação entende-se energia necessária fornecer a um electrão da camada de valência para que este passe para a banda de condução do material. Como exemplo, a transparência do diamante no visível e mesmo na gama espectral do ultra-violeta deve-se ao seu intervalo de energia ser 5,6eV [17].

Existem alguns polímeros e uma enorme gama de vidros para a produção de componentes ópticos. As características mais importantes para a escolha são: ser mecânica e quimicamente estável, permitir o polimento, ter um índice de refração

## 4. Materiais Ópticos

homogéneo e transmitir na gama de comprimentos de onda utilizada. Mas as características que condicionam realmente a escolha são a transmitância, o índice de refração, que varia com o comprimento de onda, e o preço [18].

### 4.1. Vidros Ópticos

Os vidros ópticos são o meio mais utilizado para a produção de sistema ópticos, por serem fáceis de produzir, terem propriedades ópticas e mecânicas desejáveis e serem estáveis relativamente às condições ambientais. É possível produzir peças de grande diâmetro: existem lentes com 4m de diâmetro [19].

Os vidros são produtos inorgânicos num estado fundido e são arrefecidos a uma condição rígida mas não cristalina, de uma forma que a sua estrutura molecular é irregular em intervalos longos, muito embora existam uma regularidade nos espaços interatómicos [19].

A variação de índice de refração para os diferentes comprimentos de onda de qualquer material é medida experimentalmente. Contudo é vantajoso existir uma aproximação analítica. Existem algumas aproximações bem conhecidas, desenvolvidas por:

$$\text{Cauchy: } \mathbf{n} = \sum_o \frac{B_j}{\lambda^{2j}} \quad (2);$$

$$\text{Hartmann: } \mathbf{n} = \mathbf{n}_o + \frac{c}{(\lambda_o - \lambda)^{1.2}} \approx \mathbf{n}'_o + \frac{c'}{(\lambda'_o - \lambda)} \quad (3);$$

$$\text{Conrady: } \mathbf{n} = \mathbf{a} + \frac{b}{(c - \lambda)} + \frac{c}{\lambda^{3.5}} \quad (4);$$

$$\text{Kettler-Drude: } \mathbf{n}^2 = \mathbf{a} + \frac{b}{c - \lambda^2} + \frac{d}{e - \lambda^2} \dots \quad (5);$$

$$\text{Herzberger: } \mathbf{n} = \mathbf{B}_o + \mathbf{P} \cdot \mathbf{L} + \mathbf{R} \cdot \mathbf{L}^2 + \mathbf{A}_1 \cdot \lambda^2 + \mathbf{A}_2 \cdot \lambda^4 \quad (6), \text{ onde } \mathbf{L} = (\lambda^2 - 0.028)^{-1} \quad (7);$$

$$\text{e Sellmeier: } \mathbf{n}^2 = \mathbf{1} + \sum \frac{Q_i \lambda^2}{\lambda^2 - P'_i} = \mathbf{B}_o + \sum \frac{P_i}{\lambda^2 - P'_i} \quad (8), \text{ onde } \mathbf{B}_o = \mathbf{1} + \sum Q_i \quad (9)$$

$$\text{e } \mathbf{P}_i = P'_i \cdot Q_i \quad (9).$$

O símbolo  $n$  representa o índice de refração do material para cada comprimento de onda  $\lambda$  e os restantes símbolos são constantes que foram

#### 4. Materiais Ópticos

determinadas a partir de dados experimentais. Estas aproximações apenas funcionam numa gama pequena do espectro electromagnético. Quando aplicadas a gamas grandes do espectro, as aproximações falham devido às regiões de absorção [18, 19].

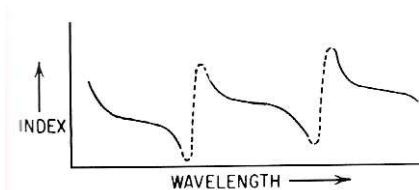


Figura 8 – Curva da variação do índice de refração de um material com o comprimento de onda [18].

Na Figura 8 vê-se que o índice de refração vai diminuindo à medida que o comprimento de onda aumenta. Ao atingir um valor mínimo, existe uma banda de comprimentos de onda onde a radiação é absorvida marcada com linha tracejada. Após esta banda, existe um aumento abrupto de índice de refração para diminuir novamente com o comprimento de onda [18].

Além do índice de refração, outro valor importante é o Valor Abbe, valor  $V$  ou valor de dispersão. Este valor é definido como a diferença entre o índice de refração da linha D ( $\lambda_D=589,3\text{nm}$ ) para o vidro e o índice de refração do ar:  $n_d-1$ , dividida pela diferença entre os índices de refração dos comprimentos de onda das linhas C ( $\lambda_C=656,3\text{nm}$ ) e F ( $\lambda_F=486,1\text{nm}$ ):  $n_C-n_F$ :

$$V = \frac{n_D-1}{n_C-n_F} \quad (10)$$

Este valor varia desde 20, em vidros com elevados índice de refração e dispersão, até 80, em vidros com baixos índice de refração e dispersão. O valor da dispersão permite que se divida os vidros em duas classes: Crowns, onde  $V < 50$  ou 55, e Flints, onde  $V > 50$  ou 55 [15]. Na Figura A1, que se encontra no Apêndice A, pode ver-se a relação entre o índice de refração e o valor de dispersão [20], mostrando os tipos de vidros que existem [15]:

- a. *Fluor Crowns*, com índice de refração muito pequeno e dispersão pequena, mas valor  $V$  elevado. Contêm flúor;
- b. *Borosilicates Crowns*, com índice de refração e dispersão pequenos e o valor  $V$  elevado. Contêm sílica e óxido de boro;

#### 4. Materiais Ópticos

- c. *Crowns*, com índice de refração, dispersão e valor V médios. Contêm cal ou zinco e sílica;
- d. , e., f. e g. são *Flints ultra-leves (ELF), leves (LF), densos (DF) e ultra-densos (EDF)*, com índices de refração a aumentar e o valor V a diminuir. Contêm óxido de chumbo;
- h. *Crown-Flints* ou *Soft Crowns*, são vidros intermédios entre c. e d.;
- i.; j.; k. e l. *Barium Crowns leve (LBC), denso (DBC) e ultra-denso (EDBC)*, têm um índice de refração elevado, dispersão pequena e o valor V relativamente elevado. Contêm bário a substituir o chumbo;
- m., n. e o. *Barium Flints leve (LBF), regular (BF) e denso (DBF)*, são vidros intermédios entre os vidros Flints e Crowns de Bário;
- p. *Lanthanum Crown*, têm um índice de refração muito elevado e um valor de dispersão muito baixo. Contêm ácido bórico e lantânio;
- q. *Lanthanum Flinst*, que são uma classe intermediária entre Lanthanum Crowns e Flints ultra-densos;

Existem mais quatro parâmetros escolhidos por Herzberger para descrever os vidros, que ajudam na selecção do material para a correcção do espectro secundário. São calculados numa gama de 365nm a 1014nm e são [15]:

$$\mu_F = n_F - 1 \quad (11),$$

$$\delta = n_F - n_C \quad (12),$$

$$P^* = \frac{n_F - n^*}{n_F - n_C} \quad (13),$$

$$\text{e } P^{**} = \frac{n_F - n^{**}}{n_F - n_C} \quad (14).$$

A transmitância de um prisma ou uma lente é menor que a unidade, devido às reflexões nas superfícies e absorções no meio. É desejável que a transmitância seja elevada nos vidros ópticos, para o comprimento de onda de sua aplicação. A maioria dos vidros tem transmitância notável numa gama do espectro de 450 a 1000nm. Contudo, para comprimentos de onda inferiores a 450nm existe um aumento significativo da absorção, o que acontece principalmente em vidros com índice de

#### 4. Materiais Ópticos

refracção elevado. Este aumento da absorção deve-se à frequência electromagnética de vibração natural dos átomos, como foi explicado na secção anterior [15, 19].

A temperatura tem uma influência elevada nas propriedades ópticas dos vidros. O índice de refração varia com a temperatura devido a dois efeitos opostos:

- o aumento da temperatura faz com que ocorra uma diminuição da densidade, o que provoca uma diminuição do índice;

- o aumento da temperatura provoca uma deslocação da banda de absorção do ultra-violeta para a região do visível, ocorrendo um aumento do índice de refração [15, 19].

Através da análise das curvas que mostram a dependência do índice de refração com a temperatura de vários vidros, Kreidl e Rood verificaram que, à temperatura ambiente, o índice varia  $0,00001/^\circ\text{C}$  a  $0,000001/^\circ\text{C}$  [15].

Os vidros são caracterizados por uma transição gradual do estado líquido ao estado sólido, através da faixa de transformação (“Transformation Range”). O arrefecimento dos vidros ocorre nesta faixa através de taxas de variação finitas, *annealing rates*, e as propriedades ópticas do vidro dependem destas taxas e não só da composição química. Se o processo de arrefecimento for lento, ocorre um rearranjo molecular numa rede densa, com uma elevada gravidade específica e reduz a formação de zonas com tensão interna. Para um *annealing* quase perfeito, são necessárias semanas de arrefecimento desde os  $600^\circ\text{C}$  até à temperatura ambiente [15, 19].

Também é necessário ter em conta a gama de temperaturas a que o vidro será utilizado, tendo assim o coeficiente de expansão térmica um papel importante na escolha deste. Uma lente colocada muito próximo da fonte de luz, ou seja a uma temperatura muito elevada, pode rachar se o módulo de acomodação não estiver preparado para expansão e contracção resultante das flutuações de temperatura [19].

Uma característica importante em materiais ópticos em contacto com o ambiente é a resistência à corrosão. Existem testes químicos específicos que são feitos nos vidros e essa informação consta nos catálogos dos fabricantes. São várias as soluções que deterioram as superfícies dos vidros: soluções alcalinas, soluções ácidas, água em vidros com superfícies ricas em alcalinos [15].



#### 4. Materiais Ópticos

### 4.2. Plásticos Ópticos

Os materiais ópticos produzidos através de polímeros orgânicos são designados de plásticos ópticos. A tecnologia de produção destes materiais permite uma elevada estabilidade e precisão na moldação de peças, o que faz com que estes materiais tenham elevado significado económico. As maiores vantagens destes materiais são [15, 19]:

1. Produção muito barata, uma vez que pode ser produzido por moldação por injeção, obtendo peças com alguma precisão sem necessidade de polimento e possibilitando mesmo a produção de lente já acoplada ao suporte;
2. Têm maior resistência ao impacto que os vidros, devendo-se em parte a características de facilidade de deformação e flexibilidade, ao contrário dos vidros que são duros, frágeis e não deformáveis;
3. São bastante mais leves. Em geral, a sua massa específica é cerca de metade da dos vidros;
4. A transmissão nas regiões infra-vermelha e ultravioleta é, em muitos casos, superior.

Existem algumas limitações que reduzem a utilização destes materiais em aplicações ópticas [15, 19]:

1. A produção das peças pelo método mais económico, a moldação, limita a precisão das peças;
2. São menos resistentes a formas de danificação da superfície, como fricção;
3. São mais afectados pela temperatura: possuem um coeficiente de expansão térmica superior e a variação do índice de refração com a temperatura também é maior (cerca de  $0,0001/^{\circ}\text{C}$ ).

Mas a produção de componentes ópticos com materiais plásticos é bastante precisa, a tolerância do índice de refração é da ordem de  $\pm 0,001$ , a tolerância do diâmetro e da espessura são da ordem de  $\pm 25\mu\text{m}$  e a contracção após a moldação varia de 0,1 a 0,6% [19].

#### 4. Materiais Ópticos

### 4.3. Escolha do Material para Produção do Prisma

A escolha de um polímero com propriedades ópticas, em detrimento de um vidro deve-se ao polímero ser mais facilmente moldado e mais barato, como foi referido. Esta facilidade de moldação resulta da temperatura de transição vítrea: temperatura acima da qual o material passa de um estado vítreo a um estado maleável. Nos vidros, esta temperatura é, em média, 480°C e a temperatura do cilindro de aquecimento da injectora teria de ser muito elevada para que o vidro estivesse em estado líquido. Por outro lado, a temperatura de transição vítrea dos polímeros com propriedades ópticas é, em média, 120°C. Esta temperatura de trabalho é mais facilmente atingível pela injectora [21, 22].

Esta discrepância de valores de temperatura também vai condicionar a velocidade de arrefecimento. O arrefecimento do vidro ocorrerá a uma velocidade superior à *annealing rate*, devido à diferença entre a elevada temperatura do vidro e a temperatura do molde. Isto pode provocar um rearranjo molecular rápido, gerando tensões internas na estrutura, e pode haver formação de bolhas de ar no interior de objectos mais espessos, como é o caso do prisma.

Conforme está explicado mais a diante, no Capítulo 5.2., o índice de refacção mínimo com que se pode produzir o prisma é 1,55.

São seis os polímeros ópticos mais utilizados para a produção de sistemas ópticos: Poli(metacrilato de metilo) (PMMA), Policarbonato (PC), Poliestireno (PS), polímero Alceno Cíclico, co-polímero Alceno Cíclico e Polieterimida (PEI). As suas características estão expostas na Tabela A1, no Apêndice A.

Os polímeros PMMA, Alceno Cíclico e co-polímero Alceno Cíclico não podem ser utilizados para a produção do prisma pois os índices de refacção, para o comprimento de onda utilizado, são inferiores ao mínimo necessário:  $n_{\text{PMMA}}=1,189$ ,  $n_{\text{polímero}}=1,527$  e  $n_{\text{co-polímero}}=1,526$ . Dos restantes três polímeros, com índices de refacção para o comprimento de onda utilizado de  $n_{\text{PC}}=1,579$ ,  $n_{\text{PS}}=1,584$  e  $n_{\text{PEI}}=1,653$ , qualquer um poderia ser escolhido. Optou-se pelo PEI por ter um índice de refacção superior e elevada resistência ao impacto, a produtos químicos e à temperatura [22]. Estas resistências são importantes devido à necessidade de permanência das

#### 4. Materiais Ópticos

características ópticas, mesmo havendo uma utilização frequente do dispositivo, o possível contacto com produtos de limpeza químicos e exposição a temperaturas elevadas.

#### **4.4. Escolha do Material para Produção do Sistema de Lentes do Módulo de Aquisição da Impressão Digital**

Inicialmente, e para economia de recursos, escolheu-se para a produção das lentes o mesmo material que se tinha seleccionado para a produção do prisma. O intuito era produzir pelo menos uma lente, se não fosse possível produzir todo o sistema, com o polímero PEI para que o custo de produção fosse o menor possível. Outra razão que torna favorável o uso de polímeros para a produção das lentes é a possibilidade de fabricar a lente e o seu suporte agregados em apenas uma injeção. Se a lente for produzida com um vidro, o suporte terá de ser injectado em separado, sendo necessário acoplar a lente posteriormente.

Para a formação de uma imagem com o tamanho pretendido neste módulo era imprescindível uma inclinação elevada dos raios. Para tal acontecer, as curvaturas das superfícies das lentes, produzida por Polieterimida, têm de ser elevadas. As superfícies com curvaturas grandes produzem aberrações maiores na imagem. Para diminuir as é necessário aumentar o raio de curvatura da lente.

Este problema era notório na segunda lente do sistema desenhado. Para o resolver, substituiu-se o material para produção da lente por outro, de maior índice de refração. Isto faz com que os raios sejam refractados com maior inclinação sem conseqüente aumento da curvatura das superfícies. O material escolhido foi P-LASF47, do catálogo da SCHOTT [21], cuja folha de especificações está no Apêndice A. Este vidro é de uma gama especial da SCHOTT e pode ser processado por moldação por injeção, embora a sua temperatura de transição vítrea seja ligeiramente superior ( $T_g=530^\circ\text{C}$ ). Para o comprimento de onda utilizado o índice de refração é  $n_{\text{P-LASF47}}=1,8$  e tem uma elevada transmitância: 99,8% em 10mm de material. Considerou-se que este material tem qualidade para a produção da segunda lente com baixo custo.

#### 4. Materiais Ópticos

### 4.5. Escolha do Material para Produção do Sistema de Lentes do Módulo de Aquisição da Imagem da Íris

A escolha inicial para a produção de todo o sistema óptico, tanto as lentes do sistema afocal como o grupo fotográfico, foi o vidro N-BK7, do catálogo da Schott, cuja folha de especificações se pode ver no Apêndice A [21]. Esta escolha deveu-se ao seu uso generalizado na produção de lentes, o seu baixo custo e ao índice de refração ter um valor considerado mediano,  $n_{N-BK7}=1,5098$ . No entanto, este vidro tem um grande inconveniente: não pertence à gama especial de vidros que podem ser processados por moldação por injeção, método de processamento que se pretende utilizar.

Esta razão levou à selecção de outro material para a produção das lentes do sistema afocal: N-PK51, também do catálogo da Schott [21], cuja folha de especificações (*datasheet*) se encontra no Apêndice A. Tem um índice de refração semelhante ao N-BK7,  $n_{N-PK51}=1,52278$ . Este material pode ser processado por moldação por injeção, embora tenha uma temperatura de transição vítrea elevada,  $T_g=487^\circ\text{C}$ .

As duas lentes que compõem o grupo fotográfico serão produzidas com materiais diferentes. Uma será produzida com o vidro N-PK51, tal como as lentes do sistema afocal, e outra será produzida com vidro N-FK51, ambos materiais do catálogo Schott [21]. Tal como se pode ver na folha de especificações deste vidro no Apêndice A, o seu índice de refração é  $n_{N-FK51}=1,482$  e pode ser processado por moldação por injeção. A escolha deste material deveu-se exclusivamente a estas características: era necessário um material com índice de refração inferior ao utilizado na lente seguinte, para que pudesse haver um alargamento dos raios luminosos, e tinha de pertencer à gama de vidros especiais da Schott que podem ser processados por moldação por injeção.

## 5. Módulo do Sistema Biométrico de Impressão Digital

O dispositivo de impressão digital é composto por quatro estruturas: o sistema de iluminação, um prisma, o sistema de lentes e um sensor CCD. O dispositivo tem as estruturas organizadas como mostra a Figura 9. O utilizador deste equipamento pousa a extremidade do dedo na face do prisma exposta.

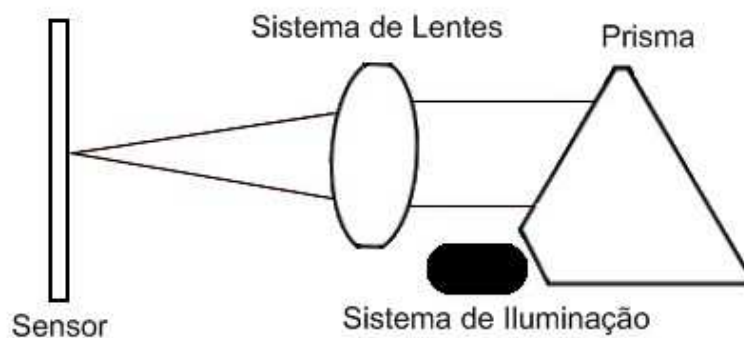


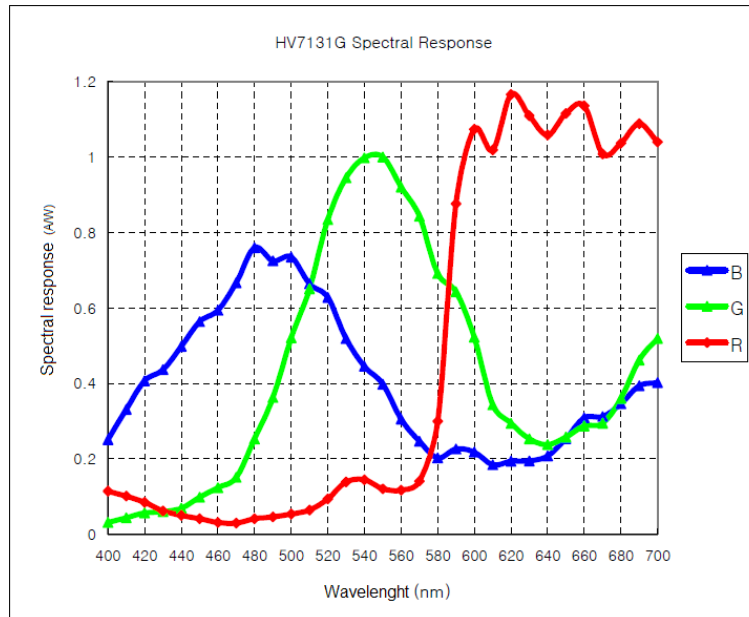
Figura 9 – Representação esquemática dos elementos que constituem o sistema de captura de impressão digital.

### 5.1. Sistema de Iluminação

A iluminação é feita por um conjunto de díodos emissores de luz (LED'S - *Light Emitting Diodes*) dispostos horizontalmente sob o sistema de lentes. Estão separados fisicamente da cavidade onde as lentes estão alojadas para que não haja propagação indevida de luz, resultando em perda de qualidade da imagem.

A escolha de apenas um comprimento de onda em vez de luz branca deve-se ao facto da refração no sistema óptico produzir aberrações cromáticas. Estas aberrações poderiam ser atenuadas com alterações no sistema óptico, mas estas alterações produziriam um aumento de custo desnecessário. Assim, o comprimento de onda escolhido foi  $\lambda=656\text{nm}$ , pois o sensor possui uma resposta mais elevada na gama de vermelho, como se pode ver no gráfico da resposta espectral do sensor -Figura 10.

## 5. Módulo do sistema Biométrico de Impressão Digital



A sensibilidade espectral do sistema é determinada pela superfície sensível à radiação luminosa onde incide a radiação. A resposta espectral é um conceito muito semelhante à eficiência quântica, que relaciona o número de electrões ejetados com o número de fótons incidentes. A resposta espectral, por seu lado, relaciona a corrente produzida com a potência radiante incidente [24, 25].

### 5.2. Prisma

A distinção das estruturas da impressão digital, papilas e vales, é conseguida através de um processo óptico obtido pela utilização de um prisma.

Como exemplifica a Figura 11, quando um feixe luminoso incide numa interface de separação de dois meios com índices de refração distintos, é ocorrerem dois fenómenos: reflexão e transmissão.

## 5. Módulo do sistema Biométrico de Impressão Digital

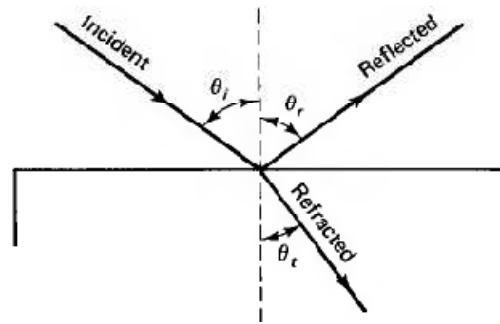


Figura 11 – Esquema representativo das leis de refração e reflexão [26].

Ambos os eventos são descritos por leis da óptica geométrica: a lei da reflexão e a lei de Snell. A primeira refere que quando um raio de luz incide numa interface de separação entre dois meios ópticos distintos (ou seja num dioptra), o raio reflectido mantém-se no mesmo meio, o meio incidente, e com um ângulo igual ao de incidência ( $\theta_r = \theta_i$ ). Quer o ângulo de incidência quer o ângulo de reflexão são definidos relativamente à normal ao dioptra, no ponto de incidência. A lei de Snell diz que um feixe de luz ao incidir na interface de separação de dois meios ópticos distintos e uniformes, o raio é transmitido através desta com um ângulo tal que o seno deste é proporcional ao seno do ângulo de incidência, sendo a constante de proporcionalidade o índice de refração do meio incidente a dividir pelo índice de refração do meio refractado [26]:

$$\sin \theta_R = \frac{n_i}{n_R} \cdot \sin \theta_i \quad (15)$$

Quando o índice de refração do segundo meio é inferior ao índice de refração do meio incidente, o ângulo do raio refractado é superior ao ângulo de incidência. Verifica-se também pela Lei de Snell que, quanto maior o ângulo de incidência, maior o ângulo de refração. Ao aumentar o ângulo de incidência para  $\sin \theta_i = \frac{n_R}{n_i}$ , o ângulo de refração será  $90^\circ$ . Tal significa que não ocorre transmissão de luz para o segundo meio, sendo a luz totalmente reflectida. Este evento é conhecido como Reflexão Interna Total (TIR – Total Internal Reflection) [18] e está representado na Figura 12.

## 5. Módulo do sistema Biométrico de Impressão Digital

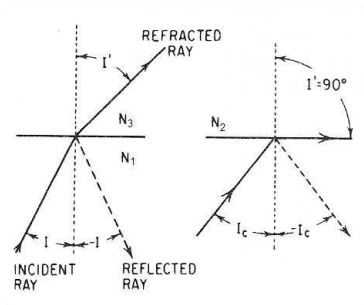


Figura 12 – Representação esquemática do evento de Reflexão Interna Total [18].

Para ângulos de incidência superiores a este, denominado ângulo crítico, vai ocorrer reflexão total interna. Embora grande parte da onda eletromagnética seja refletida, ainda existe transmissão de energia para o meio seguinte, a denominada onda evanescente. Esta onda, cuja amplitude decresce exponencialmente com a distância percorrida no meio, ainda se propaga por uma distância correspondente a alguns comprimentos de onda. É esta onda que está na base do processo de Reflexão Total Interna Frustrada [18, 27].

Quando apenas existem dois meios, com índices de refração  $n_1$  e  $n_2$  e  $n_1 > n_2$ , vai ocorrer o processo de reflexão total interna descrito acima, sempre que o ângulo de incidência for superior ao ângulo crítico. Ao colocar um terceiro meio, com índice de refração  $n_3$ , a uma distância pequena do meio 1, no arranjo representado na Figura 13, se a onda evanescente tiver amplitude suficiente vai propagar-se através do meio de menor densidade (meio 2) e ocorre transmissão para o terceiro meio, mais denso que o anterior. Este processo designa-se por Reflexão Total Interna Frustrada [29]. Os processos de reflexão total interna e frustração da reflexão total interna estão ilustrados na Figura 13.

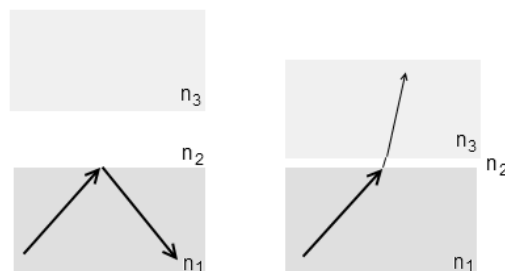


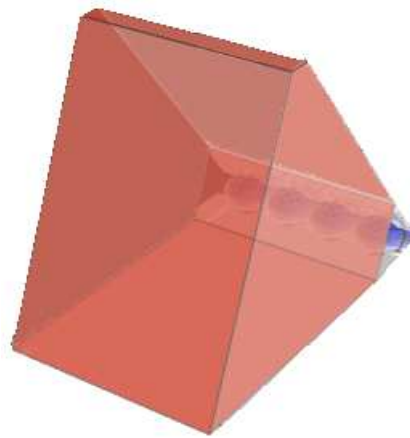
Figura 13 – Representação esquemática dos processos de reflexão total interna e reflexão total interna frustrada.



## 5. Módulo do sistema Biométrico de Impressão Digital

São estes processos de reflexão total interna e reflexão total interna frustrada que estão na origem do contraste na imagem da impressão digital. Os três meios correspondentes ao prisma ( $n_1$ ), ao ar ( $n_2=n_{ar}=1$ ) e à pele humana ( $n_3=n_{pele}=1,433$ ) [28]. Nos vales da impressão digital, o meio  $n_3$  está a uma distância grande do meio  $n_1$ , não havendo lugar a frustração d reflexão total interna. Já nas papilas, a distância entre os meios  $n_1$  e  $n_3$  é pequena, o que permite a frustração da reflexão total interna.

O prisma escolhido para o módulo é um prisma equilátero, que tem um corte num dos vértices para alojar a iluminação, como se pode verificar no esquema da Figura 14.



**Figura 14** – Representação esquemática do prisma utilizado no dispositivo de aquisição de impressão digital.

Para a escolha do material do prisma é preciso ter em conta o índice de refração mínimo para que ocorra reflexão total interna na região dos vales da impressão digital, a transmitância luminosa no espectro visível, a facilidade de produção por moldação por injeção e o preço.

O ângulo mínimo que os raios de luz fazem com a face onde o utilizador coloca o dedo foi encontrado relacionando com os ângulos de saída do prisma. Considerou-se como ângulo de saída, relativamente à normal da face do prisma, o ângulo de um raio refractado no centro da face do prisma e que incide na extremidade do sensor. Estimando este como ângulo máximo de refração e tendo em conta as refrações na superfície do prisma, o ângulo crítico é  $40^\circ$ .

Assim, pela Lei de Snell,

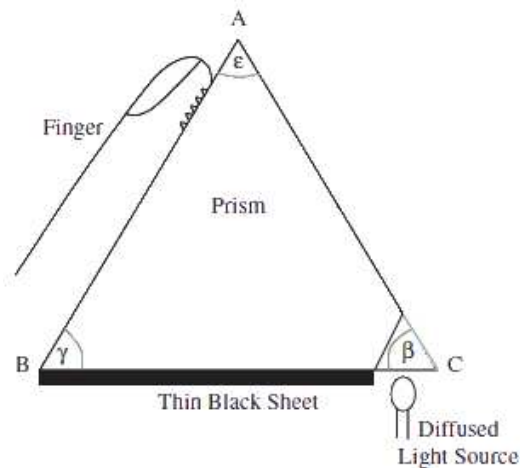
$$\frac{n_R}{n_i} = \sin \theta_i \Leftrightarrow \frac{1}{n_i} = \sin 40^\circ \Leftrightarrow n_i = 1,55$$

## 5. Módulo do sistema Biométrico de Impressão Digital

O índice de refração do material do prisma será necessariamente superior a 1,55.

Como se verificou no Capítulo 4.3., o tipo de material escolhido para a produção do prisma é o plástico óptico PEI.

O prisma utilizado está representado na Figura 15. O utilizador coloca o dedo no plano AB e este plano é reflectido para o sensor.



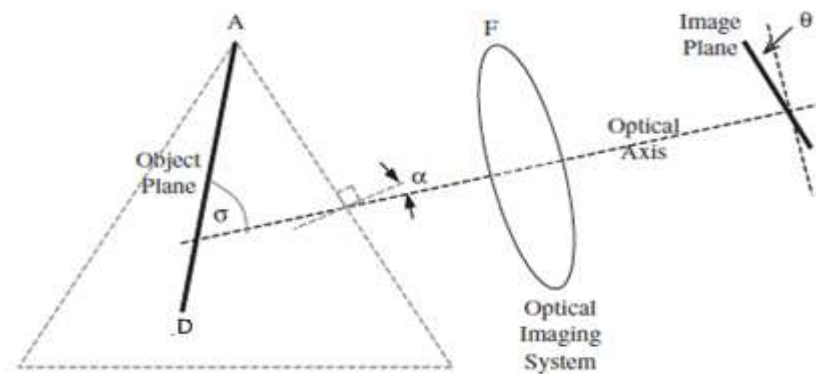
**Figura 15** – Representação esquemática do prisma existente no sensor de impressão digital [29].

Quando não existe nenhum dedo, ocorre reflexão interna total em todo este plano, o que levaria a que toda a luz fosse reflectida para o sensor. Para que tal não aconteça, é colocada uma película negra no plano BC, levando a que toda a iluminação seja absorvida e nenhuma luz atinja o sensor. Quando um utilizador coloca o seu dedo no prisma, os vales da impressão digital aparecem a negro na imagem e as papilas, regiões onde ocorre frustração da reflexão total interna e a luz é refractada para o interior da pele, aparecem brancas [29].

Devido à forma do prisma e como o plano AB age como um espelho, ao observarmos o plano objecto (plano AB) através do plano AC, plano atravessado pelos raios luminosos ano percurso óptico até ao sensor, o plano AB não aparenta estar na sua posição física, mas sim num plano situado no interior do prisma, como se pode ver na Figura 16. Este plano objecto AD está numa posição e tem uma dimensão que dependem do índice de refração do prisma, dos ângulos  $\epsilon$ ,  $\gamma$  e  $\beta$  e do tamanho das faces do prisma. O plano objecto AD tem menor inclinação que o plano AB. Pode considerar-se que o prisma, sistema de lentes e sensor têm um sistema óptico

## 5. Módulo do sistema Biométrico de Impressão Digital

equivalente que é constituído pelo plano objecto AD, o sistema de lentes e o sensor, como representado na Figura 16 [29].



**Figura 16** – Esquema representativo do sistema óptico equivalente do módulo de aquisição de impressão digital [29].

Como o prisma é equilátero, todos os ângulos têm  $60^\circ$  (1,0472 rad) e o comprimento de cada face do triângulo ABC é 24,1mm.

Através das relações estabelecidas por Sumriddetchkajorn et al [29] (Apêndice B), chegamos aos valores que constam da Tabela 1:

**Tabela 1** – Valores do sistema equivalente ao prisma: plano-objecto, distância deste à face do prisma, ângulo entre o objecto e a base do prisma e ângulos entre o objecto e o eixo óptico e entre o eixo óptico e a face do prisma.

<b>Tamanho do plano-objecto (AD)</b>	16,53mm
<b>Ângulo entre AD e AC</b>	0,6803 rad (38,98°)
<b>Distância de D à face do prisma</b>	11,28mm
<b><math>\sigma</math></b>	1,2883 rad (73,812°)
<b><math>\alpha</math></b>	0,3975 rad (22,77°)

Considera-se, no entanto e por simplificação, que o eixo óptico não está inclinado. Apenas o plano-objecto está inclinado, fazendo um ângulo de  $81,02^\circ$  (1,4141 rad) relativamente ao eixo óptico, o que implica fazer uma correcção óptica às aberrações que daí derivam. A distância mínima ao plano objecto, a que o sistema óptico pode encontrar-se, é 10,95mm.

### 5.3. Projecto do Sistema Óptico

A função do sistema óptico é produzir uma imagem do objecto no plano do sensor e diminuir o tamanho do objecto para que a imagem deste ocupe toda a área activa do sensor.

É, portanto, necessário obter uma imagem reduzida, com o constrangimento da distância entre o objecto e o sensor ser pequena, devido ao tamanho da caixa que alberga o módulo, e ter aberrações corrigidas de forma a formar uma imagem com bom contraste. Ora, todas estas características são bastante difíceis de obter num sistema óptico constituído apenas por duas lentes, pois os raios luminosos têm de sofrer grande convergência para formar a imagem no sensor numa distância tão pequena. Para conseguir esta convergência abrupta, as lentes têm que ter uma curvatura elevada, ou seja um raio de curvatura pequeno, o que resulta em aberrações ópticas na imagem, como astigmatismo, aberração esférica, coma e distorção [18].

Tanto o objecto como a imagem encontram-se centrados no eixo óptico. Como as lentes do sistema são esféricas, o sistema é simétrico na vertical, relativamente ao eixo óptico.

O objecto está colocado a 37,28mm do sensor. Como se pretende diminuir a potência do sistema óptico e se pretende utilizar apenas duas lentes, a imagem formada é invertida. A redução do objecto é  $m = h_i/h_o = -0,1952$ .

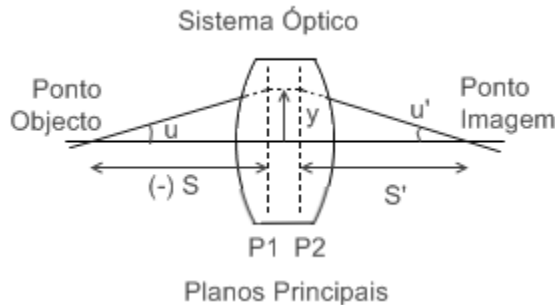
Para simplificação de cálculos, utilizou-se óptica paraxial, designação dada a um sistema em que os raios luminosos apenas se propagam na região paraxial. Esta é uma região pequena junto ao eixo óptico onde todas as funções trigonométricas dos ângulos dos raios ópticos, como ângulos de incidência, propagação e refração, podem ser substituídas pelo valor dos ângulos, em radianos [18, 30].

O método de projecto utilizado foi o método de Raytracing. Este método é baseado no percurso dos raios, tendo em conta a inclinação inicial destes ( $u$ ), a altura a que incidem nas superfícies ( $y$ ) e o ângulo dos raios refractados ( $u'$ ). Estes valores relacionam-se através da equação Gaussiana de lentes [27]:

$$\frac{1}{s'} = \frac{1}{s} + \frac{1}{f} \quad (16)$$

## 5. Módulo do sistema Biométrico de Impressão Digital

A Figura 17 mostra uma componente óptica com um objecto a uma distância  $S$  do seu primeiro plano principal e com uma imagem que se forma a uma distância  $S'$  do segundo plano principal. O raio parte do objecto e incide no plano principal a uma altura  $y$  e parte do segundo plano principal desta distância do eixo, emergindo da lente.



**Figura 17** – Representação genérica de um sistema óptico com um raio de luz incidente e refractado (baseada em [18]).

Como a distância  $S$  está à esquerda do sistema óptico, este valor, por convenção, é negativo. Assim, a distância entre o objecto e a imagem,  $T$ , é definida por [18]:

$$T = S' - S \quad (17).$$

Devido a este facto, podem encontrar-se as relações:

$$u = -\frac{y}{S} \quad (18) \quad \text{e} \quad u' = -\frac{y}{S'} \quad (19)$$

E relacionando com Equação (17), obtém-se:

$$\frac{-u'}{y} = \frac{-u}{y} + \frac{1}{f} \Leftrightarrow u' = u - \frac{y}{f} \Leftrightarrow u' = u - y\Phi \quad (20)$$

A translação do raio a partir de uma superfície até outra a uma distância  $d$  é:

$$y_2 = y_1 + d \cdot u'_1 \quad (21)$$

$$\text{E } u'_1 = u_2 \quad (22).$$

Nas Equações (22) e (23)  $y_1$  e  $y_2$  são as alturas a que os raios incidem nos planos principais 1 e 2 e  $u'_1$  é o ângulo do raio após ser refractado na superfície 1.

Utilizando as equações acima para encontrar a potência do sistema de duas lentes (lentes A e B) utilizado, obtém-se:

$$\Phi_{AB} = \frac{1}{f_A} + \frac{1}{f_B} - \frac{d}{f_A \cdot f_B} \quad (23)$$

## 5. Módulo do sistema Biométrico de Impressão Digital

A potência do sistema pode ser encontrada mesmo não sabendo a potência de cada uma das lentes, através de manipulação da fórmula Gaussiana de lentes, Equação (16), conjugada com a expressão da ampliação lateral [18]:

$$m = \frac{h'}{h} = \frac{S'}{S} \quad (24),$$

que se adapta para a obtenção da expressão:

$$S' = mS \quad (25).$$

Procedendo à substituição na Equação (18):

$$T = m \cdot S - S \Leftrightarrow S = \frac{T}{m - 1} \quad (26)$$

Conjugando as Equações (26) e (27) com a fórmula Gaussiana de lentes, Equação (17), alcança-se:

$$\begin{aligned} \frac{1}{m \cdot S} - \frac{1}{S} = \frac{1}{f} &\Leftrightarrow \frac{1}{f} = \frac{1 - m}{m \cdot S} \Leftrightarrow \frac{1}{f} = \frac{1 - m}{m \cdot \frac{T}{m - 1}} = \frac{(m - 1)^2}{m \cdot T} \Leftrightarrow \\ &\Leftrightarrow f = \frac{m \cdot T}{(m - 1)^2} \quad (27) \end{aligned}$$

Substituindo na equação anterior os valores de m e T, obtém-se uma distância focal efectiva do sistema de 5,09mm.

Através da manipulação da Equação (24), é possível obter expressões que permitem a resolução de qualquer tipo de problema óptico de sistemas compostos por duas lentes. Existem dois géneros de problemas: sabe-se a ampliação do sistema, a posição dos elementos e a distância objecto-imagem e é necessário saber as potências de ambos os elementos, e o problema inverso: conhecem-se as potências das lentes, mas não se sabe em que posições devem estar colocadas.

Para o primeiro problema utilizam-se duas expressões que permitem encontrar as potências através dos espaçamentos e ampliações:

$$\Phi_A = \frac{m \cdot S - m \cdot d - S'}{m \cdot S \cdot d} \quad (28)$$

e

$$\Phi_B = \frac{d - m \cdot S + S'}{d \cdot S'} \quad (29).$$

## 5. Módulo do sistema Biométrico de Impressão Digital

No segundo tipo de problema, é possível relacionar as potências, ampliação e distância objecto-imagem já conhecidas de forma a obter os espaçamentos entre objecto lente A (S), lente A e Lente B (d) e lente B e imagem (S'):

$$d^2 - d \cdot T + T \cdot (f_A + f_B) + \frac{(m-1)^2 \cdot f_A \cdot f_B}{m} = 0 \Leftrightarrow$$

$$\Leftrightarrow d = \frac{T \pm \sqrt{(-T)^2 - 4 \cdot \left( T(f_A + f_B) + \frac{(m-1)^2 \cdot f_A \cdot f_B}{m} \right)}}{2} \quad (30)$$

$$S = \frac{(m-1) \cdot d + T}{(m-1) - m \cdot d \cdot \Phi_A} \quad (31)$$

$$S' = T + S - d \quad (32).$$

A dificuldade do sistema que se pretende obter é a impossibilidade de saber as variáveis das expressões de resolução de cada tipo de problema. Os únicos valores fixos são a ampliação e a distância objecto-imagem e isto não permite a utilização prudente de nenhum método dos descritos acima. Embora não haja valores exactos, pode seleccionar-se uma gama de valores onde se saiba que os resultados estarão inseridos. Essa selecção só será segura se escolher variar-se as distâncias entre as lentes, uma vez que se tem o valor da soma destas. A escolha de uma gama de potências seria desaconselhável devido à falta de experiência em projecto de sistemas ópticos. Decidiu-se, então, variar os valores de S, d e S' e utilizar-se as Equações (29) e (30).

Procedeu-se à variação destes valores desde a distância mínima a que a lente pode estar do objecto, estando colada ao prisma, que é 10,95mm, até um valor definido pelo módulo que aloja o sistema, 20,056mm. A gama de posições possíveis da segunda lente relativamente à imagem, S', também foi definida pelo módulo que alberga as lentes: de 2,25mm a 12,69mm. As gamas das variáveis acima referidas e da separação entre as lentes estão discriminadas na Tabela C1, no Apêndice C.

Para cada uma destas relações de valores, obteve-se a potência de duas lentes, lentes A e B, que estão apresentadas nas Tabela C2 e Tabela C3, no Apêndice C.

Através da Equação (24) e sabendo que  $f_{AB} = 1/\Phi_{AB}$ , calcularam-se os valores da distância focal efectiva para os diversos valores de S, S' e d (ver Tabela C4, no Apêndice C).

## 5. Módulo do sistema Biométrico de Impressão Digital

Como se mostrou acima, através da resolução da Equação (28), a distância focal efectiva necessária para obter um sistema como o pretendido será aproximadamente 5,09mm. Através da observação da Tabela C4, seleccionou-se uma série de valores próximos a este valor, para os quais se calculou os raios de curvaturas de lentes esféricas. Os valores seleccionados foram:

**Tabela 2** – Distâncias focais efectivas seleccionadas para o sistema óptico em desenvolvimento.

<b>S\S' (mm)</b>	<b>6,25</b>
<b>-16,506</b>	4,9783
<b>-17,506</b>	4,9920
<b>-18,506</b>	5,0043
<b>-19,506</b>	5,0154
<b>-20,056</b>	5,0210

Fez-se uma aproximação, no sistema óptico, ao conceito de “Lente Fina” [18], que expressa que, para cálculos iniciais de projecto, pode desprezar-se a espessura dos elementos, substituindo a equação da potência de uma lente espessa

$$\Phi = \frac{1}{f} = (n - 1) \left[ \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} + \frac{t \cdot (n-1)}{n \cdot R_1 \cdot R_2} \right] \quad (33)$$

por

$$\Phi = \frac{1}{f} = (n - 1) \left[ \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right] \quad (34).$$

Esta foi a equação utilizada para o cálculo dos raios de curvatura. Como já foi referido no Capítulo 44., o material escolhido inicialmente para o fabrico das lentes foi PEI, cujo índice de refração é  $n_{PEI}=1,653$ . Para facilidade de cálculo, definiu-se que o raio de curvatura da superfície 2 seria simétrico do raio de superfície 1:  $R_2=-R_1$ . Assim, obtém-se:

**Tabela 3** – Raios de curvatura das superfícies 1 das lentes A,  $R_{A1}$ , e B,  $R_{B1}$ , para os valores de distância focal efectiva seleccionados.

<b>S (mm)</b>	<b><math>R_{A1}</math> (mm)</b>	<b><math>R_{B1}</math> (mm)</b>
<b>-16,506</b>	-314,68	6,754075
<b>-17,506</b>	-310,765	6,748555
<b>-18,506</b>	-304,226	6,742165
<b>-19,506</b>	-295,061	6,734681
<b>-20,056</b>	-288,901	6,729991



## 5. Módulo do sistema Biométrico de Impressão Digital

Simularam-se, então, alguns destes valores de raios de curvatura no CAD óptico OSLO™, considerando já lentes espessas e retirando o valor da espessura das lentes ao valor dos espaçamentos entre elas. O valor de S escolhido da Tabela 3 foi -18,506mm. A disposição dos elementos foi a apresentada na Tabela 4.

Tabela 4 – Especificações do design inicial.

Superfícies	Raio de Curvatura (mm)	Espessura (mm)	Diâmetro (mm)	Material
<b>Objecto</b>		18,00	18,53	
<b>1</b>	-304,226	1,00	8,00	PEI
<b>2</b>	304,226	11,10	8,00	
<b>Diafragma</b>		1,00	4,00	
<b>4</b>	6,74	1,00	4,00	PEI
<b>5</b>	-6,74	5,16	4,00	
<b>Imagem</b>			3,48	

Com estas especificações obteve-se o design mostrado na Figura 18.

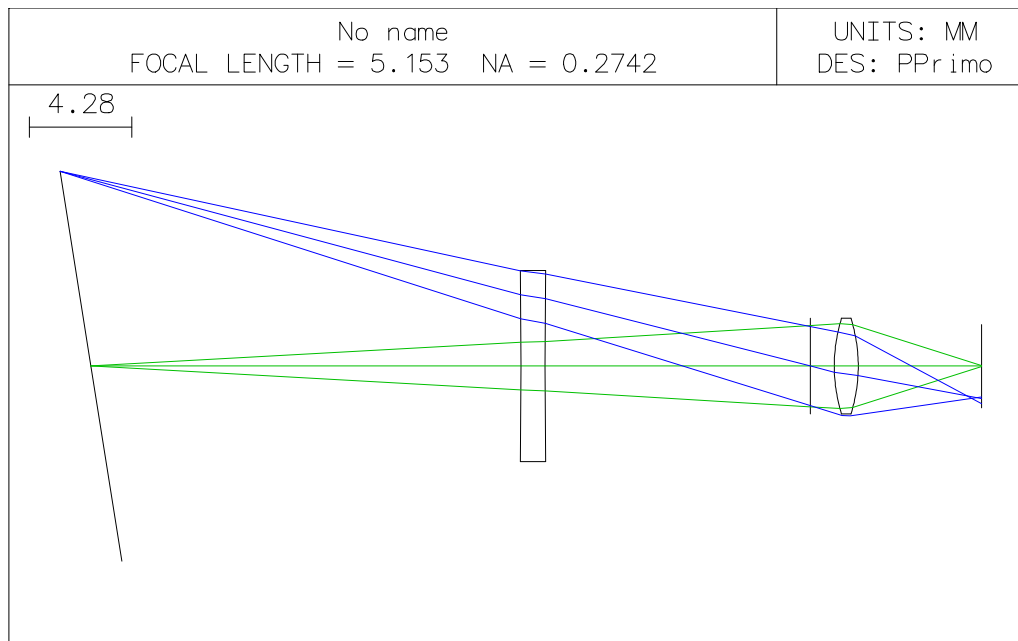
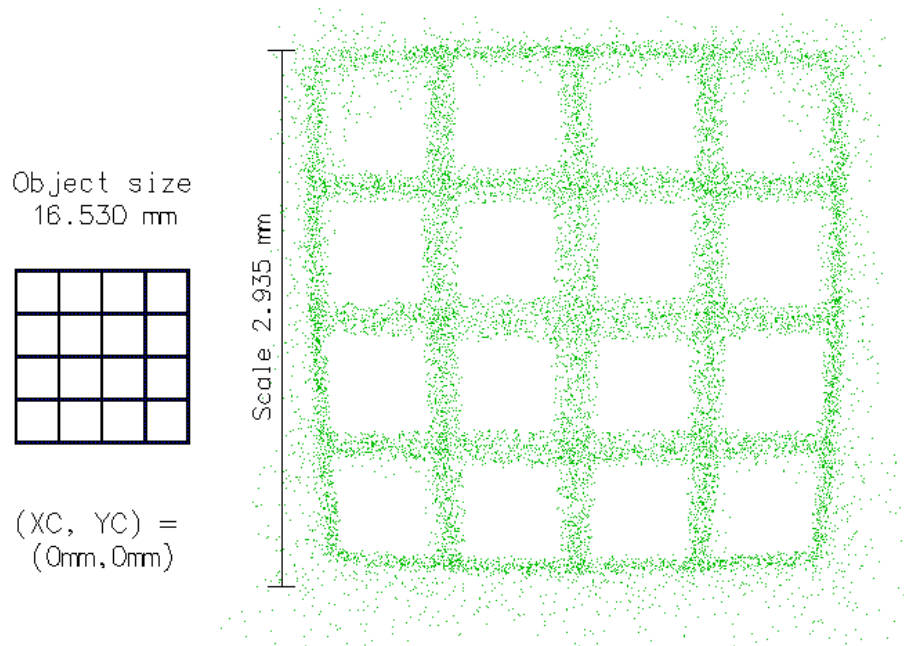


Figura 18 – Representação do projecto inicial no software OSLO™.

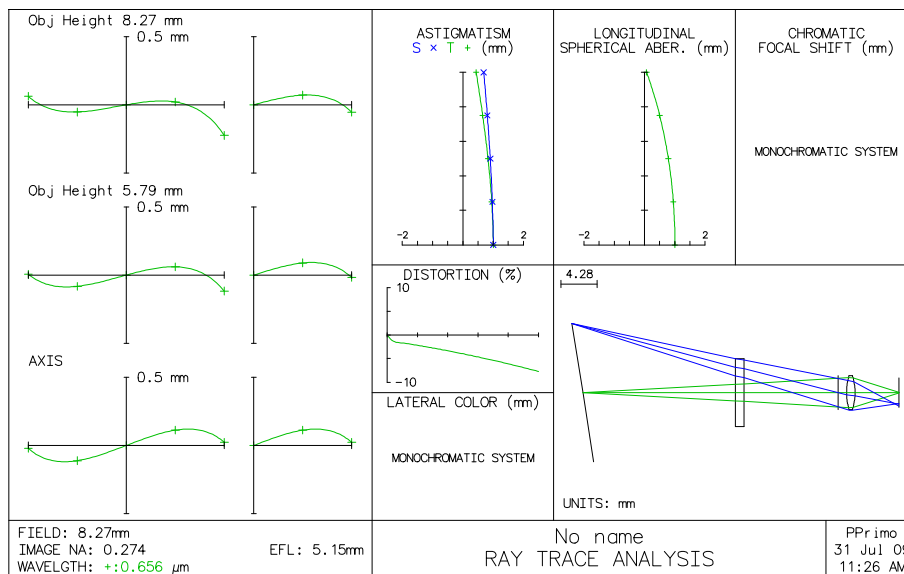
Como se pode verificar pela Figura 19, a imagem não tem qualidade adequada. O sistema de lentes introduz muitas aberrações na imagem, como se vê na Figura 20,

## 5. Módulo do sistema Biométrico de Impressão Digital

que mostra as *Ray Intercept Curves*, que provam que o projecto tem muitas aberrações necessitando de ser optimizado.



**Figura 19** – Representação da imagem produzida pelo sistema de lentes desenhado a partir de um objecto fictício, uma grelha, através da ferramenta *Extended Source* do OSLO™.



**Figura 20** – *Ray Intercept Curves* do projecto óptico.

A ferramenta utilizada para a produção da relação objecto-imagem da Figura 19 é *Extended Source*, onde é possível escolher o tipo de objecto que se pretende (grelha, barras, cruz, filamento) e o tamanho do objecto e da imagem. Esta ferramenta é de elevada utilidade porque permite ter um conhecimento da qualidade da imagem

## 5. Módulo do sistema Biométrico de Impressão Digital

através da visualização de uma simulação e não através da análise das *Ray Intercept Curves*.

Como se reconhece com a observação das Figura 19 e Figura 20, o sistema óptico tem muitas aberrações sendo, como já foi referido, necessário otimizar o sistema. Esta otimização pode ser feita de forma automática, através de rotinas de otimização automática do OSLO™, como GENII e operandos de aberrações, ou de forma manual, através de *Interactive Design (Slider-wheel Design)*.

Nas rotinas de otimização automática definem-se as características, como curvaturas, vidro e espaços, que se autorizam variar e as aberrações que se pretendem diminuir (no processo de otimização de operandos de aberrações) e o *software* itera até considerar que o projecto tem qualidade. A rotina GENII é feita quase sem interação do projectista. Este escolhe apenas as características que autoriza variar e a rotina corre com os valores *default* do sistema. Este método itera dez vezes e termina, considerando que o projecto está otimizado. Muitas vezes, estas rotinas não têm o resultado pretendido, tendo superfícies com curvaturas não produzíveis ou espaçamentos inconciliáveis com o tamanho do módulo. Acontece, por vezes, algumas aberrações diminuírem e outras aumentarem bastante, resultando num projecto com menor qualidade que o anterior à otimização.

O método de otimização pelo utilizador é mais delicado, podendo variar-se os raios de curvatura e as espessuras de forma sincronizada e suave e verificar quais as alterações que melhoram o sistema, através da visualização da intercepção dos raios no plano imagem e das *Ray Intercept Curves*. Utilizou-se este método para otimizar os diversos projectos. Quando se verificou que não era possível melhorar mais o projecto e este não correspondia ao resultado pretendido, escolheu-se outra série de distâncias  $S$ ,  $S'$  e  $d$  e reiniciou-se todo o processo.

Para que os raios incidam na posição adequada do plano imagem, obtendo-se uma imagem com o tamanho e qualidade pretendidos, as superfícies das lentes, nomeadamente as da segunda lente, tinham um raio de curvatura muito pequeno, o que provocou um aumento das aberrações do sistema. Este problema ocorreu frequentemente. O aumento das curvaturas das superfícies da segunda lente era resultado da primeira lente ser divergente, contribuindo para um alargamento do feixe

## 5. Módulo do sistema Biométrico de Impressão Digital

de raios. Para resolver esta dificuldade, substituiu-se a lente divergente por uma convergente e escolheu-se um material diferente para produzir a segunda lente.

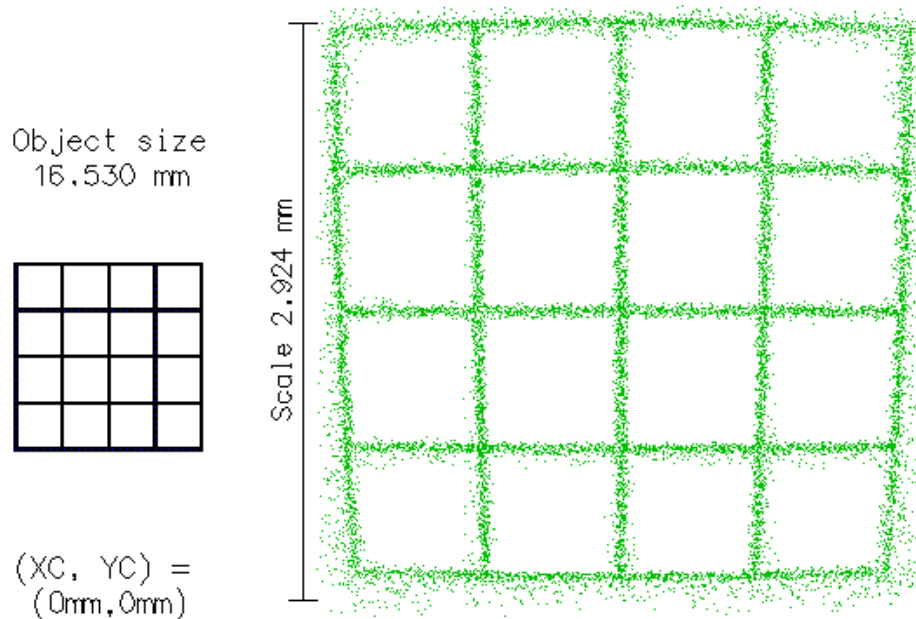
Para produzir o efeito pretendido, ou seja para que a refacção dos raios produzisse uma inclinação maior sem o conseqüente aumento de curvatura, este vidro teria de ter um índice de refacção superior. Como já foi referido no Capítulo 4.4., o material foi escolhido a partir do catálogo da Schott [21]. Escolheu-se o P-LASF47, cujo índice de refacção é  $n_{P-LASF47}=1,8$ . O projecto final é composto por uma primeira lente plano-convexa e uma segunda lente biconvexa, com as seguintes especificações:

**Tabela 5** – Especificações do design final, já optimizado.

Superfície	Raio de Curvatura (mm)	Espessura (mm)	Diâmetro (mm)	Material
<b>Objecto</b>		19,60	18,53	
<b>1</b>	Plano	2,50	11,00	PEI
<b>2</b>	-59,6	6,20	11,00	
<b>Diafragma</b>		0,70	5,00	
<b>4</b>	43,00	2,00	5,00	P-LASF47
<b>5</b>	-4	4,80	5,00	
<b>Imagem</b>			3,22	

A avaliação deste de projecto será feita mais à frente, no Capítulo 7.2.. Mas para mostrar como o resultado final, optimizado, é bastante melhor que o inicial apresentado na Figura 19, está representado na Figura 21 uma imagem de um objecto igual ao utilizado na Figura 19. Através da comparação das duas imagens, verifica-se que este projecto é de qualidade superior.

## 5. Módulo do sistema Biométrico de Impressão Digital



**Figura 21** – Representação de uma imagem a partir de um objecto com a forma de grelha fictício, através da ferramenta Extended Source Analysis, do OSLO™.

Como se pode ver na Figura 21, a inclinação do plano-objecto e as aberrações que derivam de não se considerar o eixo óptico inclinado foram atenuadas com a optimização do sistema óptico.

No projecto final, a primeira lente fica a 8,65mm do prisma. As separações entre a primeira e a segunda lente e entre a segunda lente e o sensor são iguais às especificadas na Tabela 5.

### 5.4. Sensor CCD

O sensor seleccionado para o dispositivo de reconhecimento de impressão digital é um Charge Coupled Device (CCD) HV7131R, da MagnaChip Semiconductor Ltd.

É composto por um arrays de pixéis 656x502, sendo que a área activa é de apenas 640x480 pixéis ou 3,23x2,42 mm [23]. É a área activa que condiciona o tamanho da imagem, que se pretende que ocupe toda esta área.

6. Módulo do sistema Biométrico de Imagem da Íris

## **6. Módulo do Sistema Biométrico de Imagem da Íris**

***CONFIDENCIAL***

7. Avaliação do Projecto

## 7. Avaliação de projecto

O software óptico utilizado para projectar os sistemas ópticos, o OSLO™, tem várias ferramentas de avaliação de projecto:

- a. análise das aberrações geométricas através de Ray Intercept Curves;

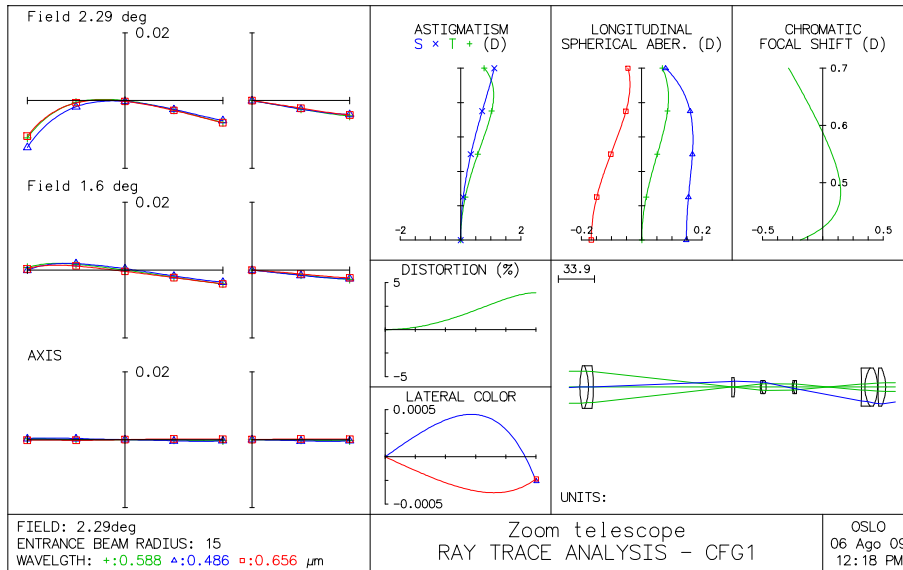


Figura 22 – Janela Ray Intercept Curves Analysis, do software OSLO™.

- b. análise de Point Spread Function;

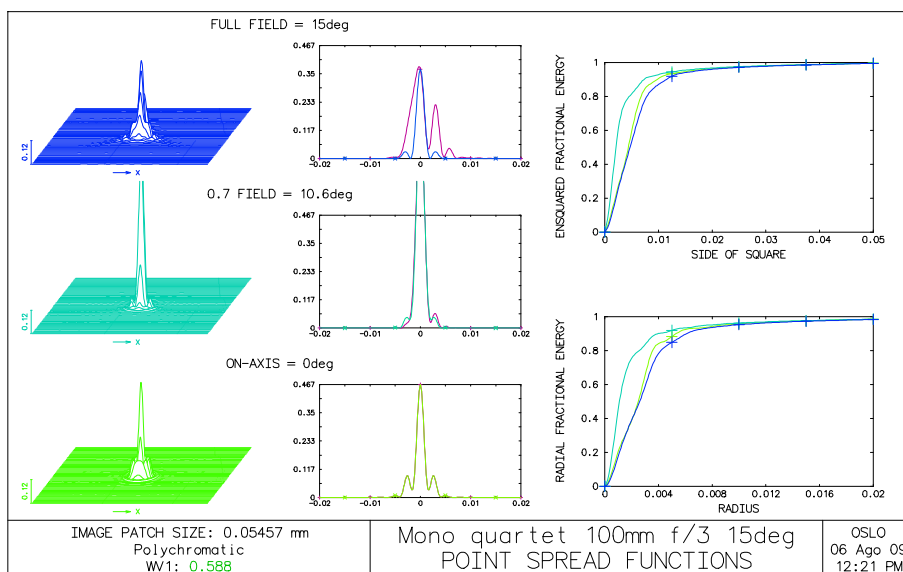


Figura 23 – Janela Point Spread Function Analysis, do software OSLO™.

## 7. Avaliação do Projecto

c. análise da função de transferência de modulação;

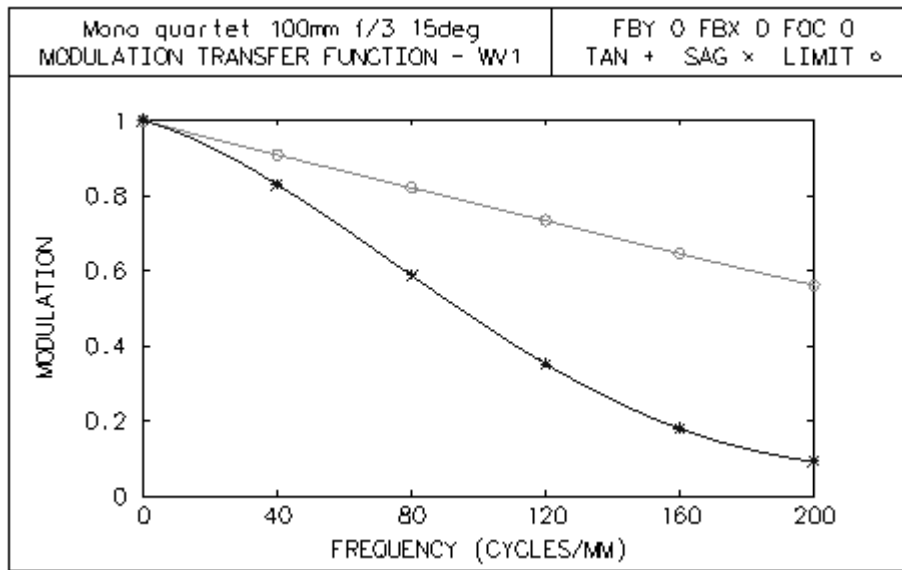


Figura 24 – Janela Modulation Transfer Funtion Analysis, do software OSLO™.

d. análise da distribuição radial de energia;

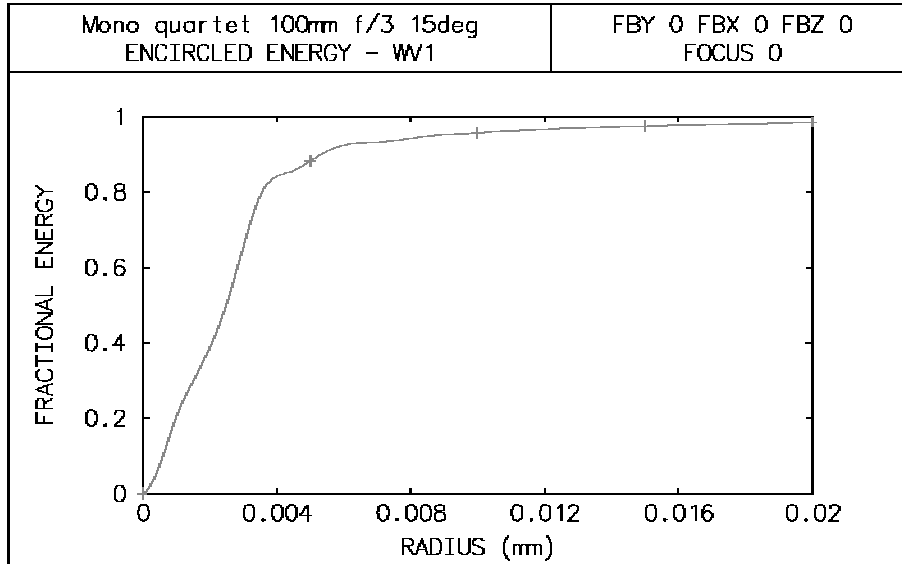


Figura 25 – Janela Encircled Energy Analysis, do OSLO™.

É através da análise de todos os gráficos que é possível avaliar a possibilidade do projecto obtido ser a melhor opção para a função que é pretendida.



## 7.1. Ferramentas de Análise de projecto

### 7.1.1. Aberrações

O percurso dos raios luminosos pode apresentar desvios relativamente às previsões matemáticas, feitas pela Teoria Gaussiana. São estes desvios que constituem as Aberrações geométricas. Foi Seidel que desenvolveu o primeiro método de ajuste sistemático, tendo em conta termos de terceira ordem, em sistema ópticos esféricos comuns. A sua análise já foi simplificada e ainda hoje é utilizada [33].

A radiação electromagnética é de natureza ondulatória, embora, para facilidade de visualização, se utilizem raios de luz ao ilustrar-se um esquema de óptica geométrica. Estes são definidos pela normal à frente de onda, como se pode ver na Figura 26.

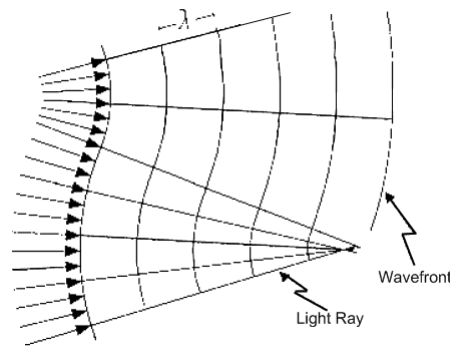


Figura 26 – Representação da frente de onda e dos raios luminosos da radiação electromagnética [30].

Assume-se que a frente de onda é esférica e que converge para formação de imagem. Quando esta frente de onda não é completamente esférica diz-se que tem aberrações.

A expressão geral das aberrações dos raios luminosos com componentes de terceira ordem (aberrações de ordem mais baixa) é:

$$\begin{cases} \Delta^{(3)}x = B\rho^3 \sin \theta - 2Fy_0\rho^2 \sin \theta \cos \theta + Dy_0^2\rho \sin \theta \\ \Delta^{(3)}y = B\rho^3 \cos \theta - Fy_0\rho^2(1 + 2\cos^2\theta) + (2C + D)y_0^2\rho \cos \theta - Ey_0^3 \end{cases} \quad (35)$$

Aqui,  $\rho \sin \theta$  e  $\rho \cos \theta$  são coordenadas polares. Os cinco coeficientes B, C, D, E e F caracterizam os cinco tipos de aberrações de ordem mais baixa: aberrações primárias ou de Seidel [33].

## 7. Avaliação do Projecto

Cada coeficiente terá um valor finito e corresponderá a uma alteração particular da forma esférica da frente de onda. As cinco aberrações são designadas Aberração Esférica, Coma, Astigmatismo, Curvatura de Campo e Distorção, e estão representadas na Figura 27 [33].

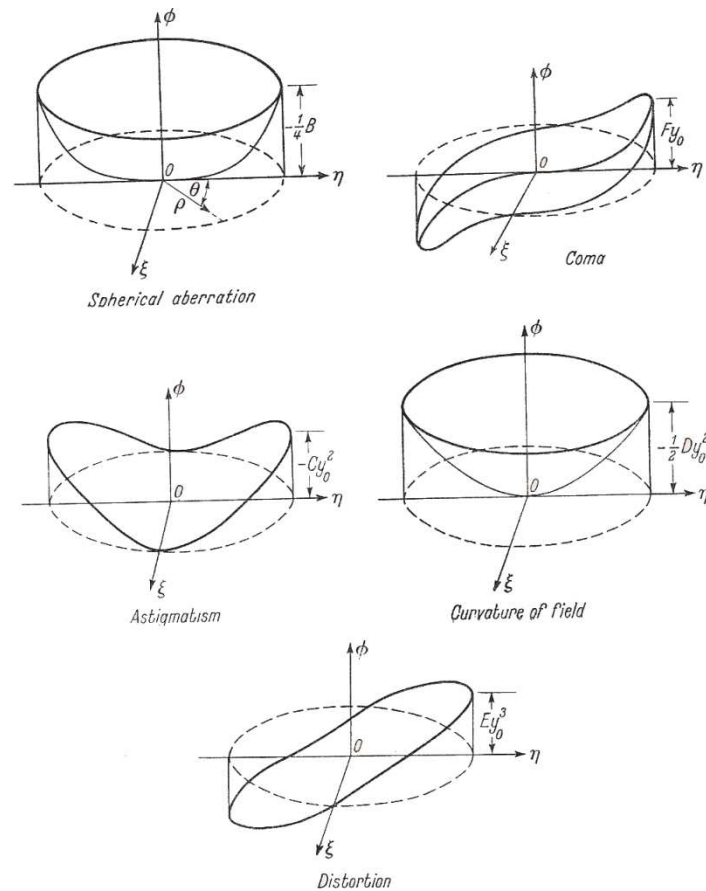


Figura 27 – Representação das aberrações de onda primárias, ou de terceira ordem ou de Seidel [33].

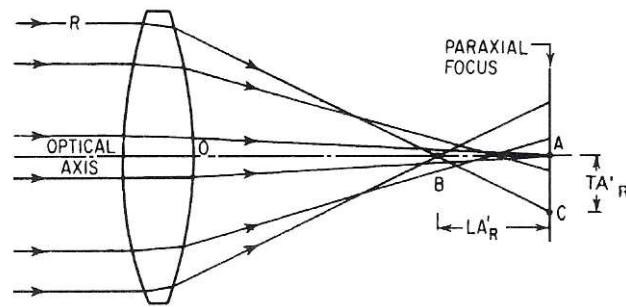
### 7.1.1.1. Aberração Esférica

Quando o coeficiente B tem valor não nulo existe aberração esférica na imagem. Quando apenas existe esta aberração na imagem, a Equação (35) limita-se a [33]:

$$\begin{cases} \Delta^{(3)}x = B\rho^3 \sin \theta \\ \Delta^{(3)}y = B\rho^3 \cos \theta \end{cases} \quad (36)$$

Esta aberração é definida pela variação do foco com o diafragma. Como se pode ver na Figura 28, quanto mais afastados do eixo óptico são os raios, a intersecção destes será também mais afastada do foco paraxial: a amplitude desta aberração depende da altura do raio. Esta aberração é independente da posição do objecto [19, 33].

## 7. Avaliação do Projecto



**Figura 28** – Esboço do trajecto dos raios luminosos quando atravessam uma lente com aberração esférica [18].

Podem considerar-se duas formas de avaliação de aberrações esféricas: a aberração esférica longitudinal e aberração esférica transversal, ambas ilustradas na Figura 28. A aberração esférica longitudinal é a distância entre o foco paraxial e intersecção axial, que é a distância BA. A aberração esférica transversal é a aberração medida perpendicularmente ao eixo óptico, representada pela distância AC na Figura 28.

Esta aberração é calculada através esboço de um raio paraxial e o seu equivalente determinado trigonometricamente, determinando onde interceptam o eixo óptico, e obtendo a distância entre a lente e a intercepção:  $L'$  é a distância OB e  $l'$  é a distância AO. A aberração esférica longitudinal é dada por [18]:

$$LA' = L' - l' \quad (37)$$

A aberração esférica transversal está relacionada com Equação (37) e com o ângulo que o raio faz com o eixo óptico,  $U'$  [18]:

$$TA' = -LA' \tan(U') \quad (38)$$

Através das Equações (37) e (38), associa-se o valor negativo destas a elementos convergentes e considera-se que é uma *aberração esférica corrigida em carência*, enquanto que o valor positivo da aberração associa-se a elementos negativos e diz-se que se está perante uma *aberração esférica corrigida em excesso*.

## 7. Avaliação do Projecto

### 7.1.1.2. Coma

Se o coeficiente  $F$  está presente na Equação (35), então a aberração comática está presente na imagem. O seu nome deve-se à sua aparência de cometa e que é visível no plano imagem. Esta aberração define-se como variação da ampliação da imagem com o diafragma, ou seja a altura de incidência do raio na lente. Como se pode ver na Figura 29, os raios marginais incidem mais próximo do eixo que os raios centrais [18, 33].

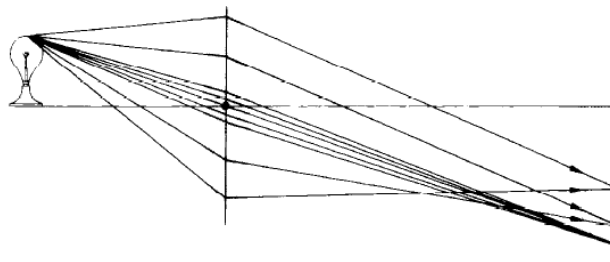


Figura 29 – Representação da aberração comática [27].

O coma tangencial é dado pela distância entre o raio  $P$  e a intersecção entre os raios  $A$  e  $B$ , conforme exemplificado na Figura 30 [18]:

$$\text{Coma}_T = H'_{AB} - H'_P \quad (39)$$

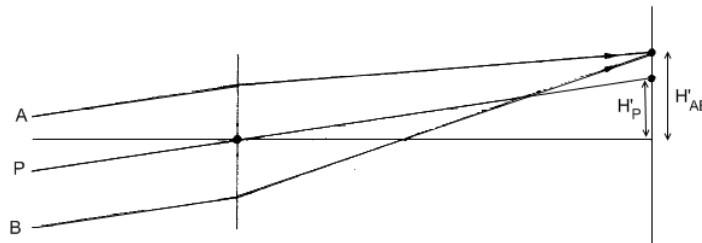


Figura 30 – Representação do coma tangencial de uma lente (adaptado de [27]).

O coma varia com a forma do elemento óptico e com a presença e localização de diafragmas que condicionam o tamanho do feixe de raios luminosos. Nos sistemas simétricos relativamente ao eixo óptico, como é o caso dos sistemas desenhados em ambos os projectos, o coma varia linearmente com a distância ao eixo óptico não existindo junto a este.

## 7. Avaliação do Projecto

### 7.1.1.3. Astigmatismo

Esta aberração é definida pelo coeficiente C da Equação (35) [33]. Manifesta-se quando os raios incidem no dioptro de forma assimétrica devido ao afastamento do objecto relativamente ao eixo óptico. Aqui, a configuração de um feixe oblíquo de raios paralelos é diferente nos planos meridional e sagital e, conseqüentemente, os pontos focais nestes planos são diferentes, como se pode verificar pela observação da Figura 31. Esta diferença de distâncias focais está relacionada com a potência do sistema óptico e com a inclinação dos raios: a *diferença astigmática* [27].

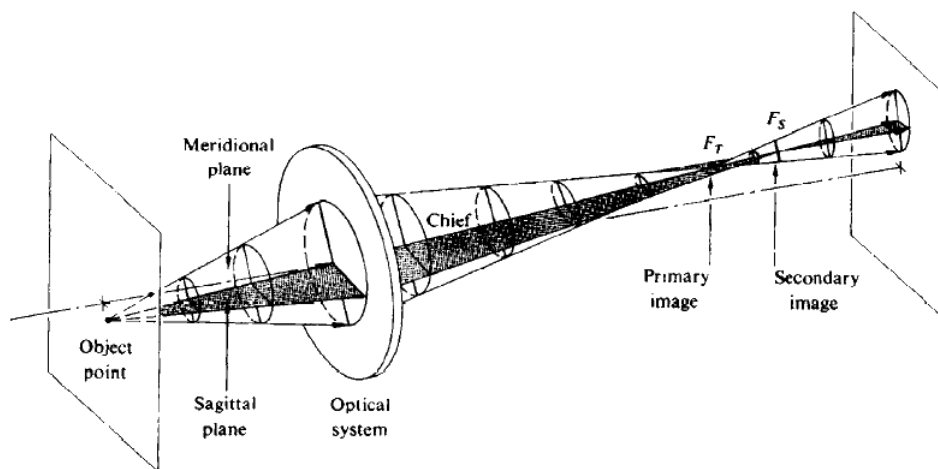


Figura 31 – Representação esquemática da aberração astigmática [27].

### 7.1.1.4. Curvatura de Campo

Esta aberração é caracterizada pelo coeficiente D na Equação (35) e é conhecida como curvatura de Petzval: a imagem forma-se num plano curvo, quando a abertura do sistema óptico é finita. Considere-se que, inicialmente, um objecto está localizado numa calote esférica ( $\sigma_o$ ). A sua imagem vai formar-se numa calote esférica ( $\sigma_i$ ), tal como mostra a Figura 32. Ao planificar-se o objecto sobre  $\sigma'_o$ , a imagem desloca-se em direcção à lente, tornando-se uma superfície parabólica [27, 33].

## 7. Avaliação do Projecto

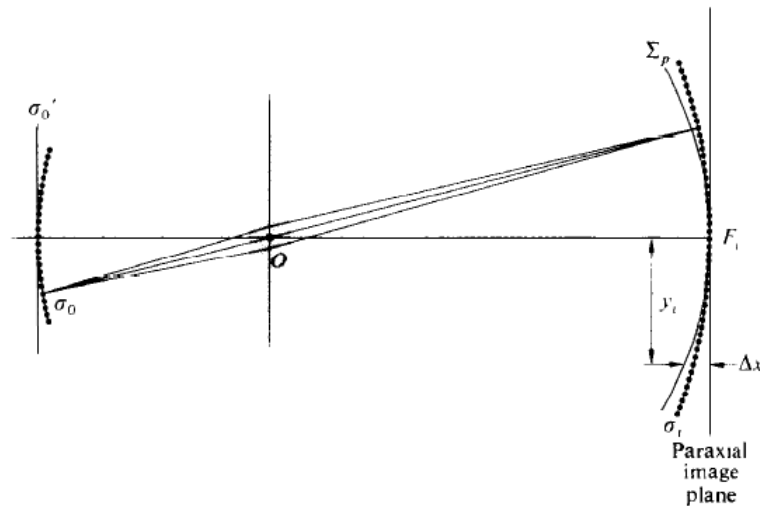


Figura 32 – Esquema representativo da aberração de curvatura de campo [27].

Esta curvatura é negativa quando o sistema óptico é uma lente positiva, como o sistema mostrado na Figura 32, e é positiva quando está presente uma lente negativa, onde o plano imagem se afasta do plano objecto. Esta aberração pode ser compensada com uma combinação de lentes positivas e negativas [18, 27].

### 7.1.1.5. Distorção

Quando o coeficiente E está presente na Equação (35), obtemos uma aberração na imagem chamada distorção. Esta aberração é definida pela formação de um ponto de imagem fora do eixo mais afastado ou mais próximo do eixo óptico que o previsto por cálculos paraxiais [18]. Na Figura 33 é possível ver a distorção causada por duas lentes diferentes.

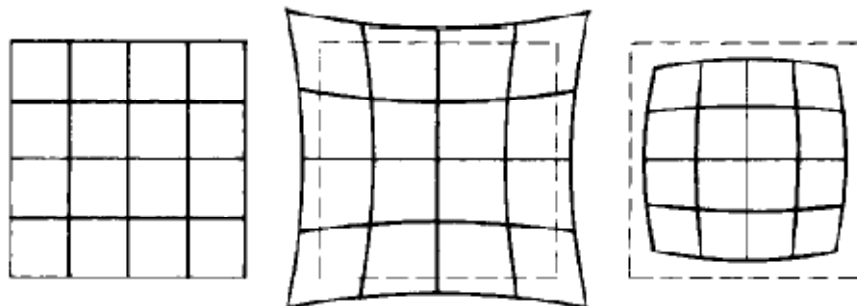


Figura 33 – Representação do objecto e de duas imagens com dois tipos de distorção, em almofada e em barril [27].

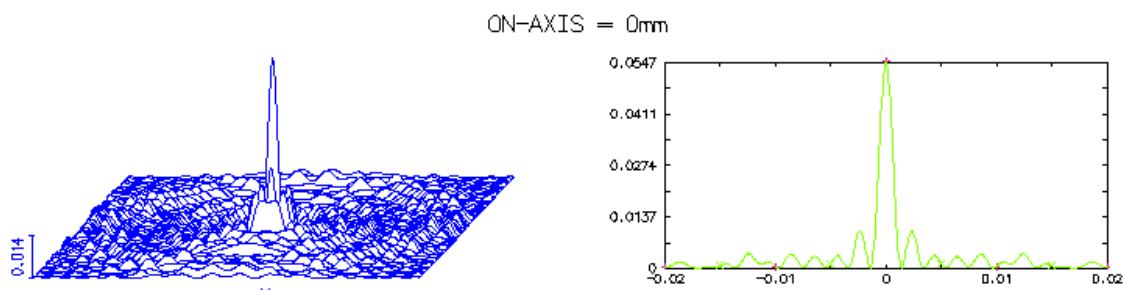
## 7. Avaliação do Projecto

Esta aberração apenas deforma a imagem, muito embora a imagem em cada ponto seja perfeita. Existem dois tipos de distorção: a positiva, distorção em almofada, e negativa, distorção em barril. Na primeira, cada ponto da imagem afasta-se de forma radial do centro e os pontos mais distantes afastam-se mais rapidamente. Na distorção em barril, cada ponto aproxima-se radialmente do centro [18, 27].

Das cinco aberrações de Seidel enunciadas, três são responsáveis pela diminuição da nitidez da imagem: aberração esférica, coma e astigmatismo, e as restantes duas alteram a posição e forma da imagem: curvatura de campo e distorção. É impossível obter um sistema óptico completamente livre de aberrações, mas é possível tentar minimizá-las para que a sua contribuição para a degradação da imagem seja desprezável [33].

### 7.1.2. Point Spread Function

A *Point Spread Function* (PSF) corresponde a distribuição de energia na imagem de um objecto pontual. Corresponde a resposta a impulsos do sistema óptico. Esta distribuição de energia pode ser representada um gráfico tridimensional ou bidimensionalmente, através de uma série de cortes transversais [18]. Este gráfico é chamado de *Line Spread Function* e também é mostrado na ferramenta de análise do OSLO™. Na Figura 34 pode ver-se a *Point Spread Function* e a *Line Spread Function* de um ponto objecto sobre o eixo de um sistema de lentes, obtidas com o software OSLO™.



**Figura 34** –*Point Spread Function* e *Line Spread Function* de um ponto objecto no eixo de um sistema de lentes, do software OSLO™.

## 7. Avaliação do Projecto

Como se pode verificar na Figura 34, o *software* OSLO™ permite visualizar a *PSF* e a *Line Spread Function* para três localizações do objecto: sobre o eixo óptico, a 70% do tamanho do objecto e na extremidade do objecto.

A conclusão que se pode tirar pela observação desta janela de análise é que quanto mais concentrada estiver a energia na imagem do ponto, melhor e mais definida é a imagem obtida.

### 7.1.3. Função de Transferência de Modulação

Para a avaliação do desempenho de um sistema óptico é muitas vezes utilizado um alvo com um padrão de barras negras e brancas com igual espessura, como o mostrado na Figura 35. Estes alvos representam valores diversos de frequências espaciais.



Figura 35 – Um alvo de barras típico, com N linhas por milímetro [18].

Para avaliar o projecto, utilizam-se vários alvos com barras de diferentes tamanhos e espaçamentos e o melhor conjunto com que se consiga distinguir as barras é considerado a resolução limite do sistema. A resolução é expressa pela frequência das linhas do alvo: número de linhas por milímetro (Cycles/mm) [18].

Quando o contraste de iluminação na imagem é menor que o detectável pelo sensor, o padrão deixa de ser resolvido. A modulação expressa o contraste na imagem e é calculada a partir dos níveis de iluminação mínima e máxima [18]:

$$\text{Modulação} = \frac{\text{max.} - \text{min.}}{\text{max.} + \text{min.}} \quad (40)$$

O valor da modulação depende da frequência espacial do objecto. Assim, a modulação de contraste na imagem é apresentada graficamente em função da frequência espacial



## 7. Avaliação do Projecto

do objecto. A intersecção deste gráfico com a linha representativa da menor quantidade de modulação detectável pelo sensor dá-nos a resolução limite do sistema.

### 7.1.4. Distribuição Radial de Energia

A informação de uma *Point Spread Function* ou do *Spot Diagram* pode ser exibida na forma de *Distribuição Radial de Energia*. O gráfico da Figura 36 representa a energia contida na imagem de um objecto pontual, para um círculo de um determinado raio [18, 34].

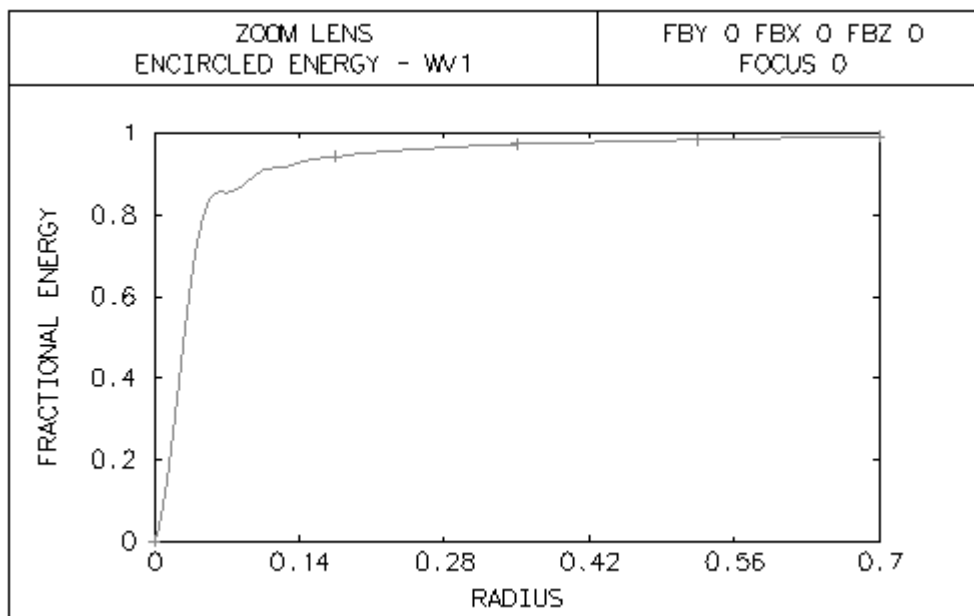


Figura 36 – Gráfico de distribuição de energia radial, no OSLO™.

Pode-se relacionar este gráfico com o padrão de difracção de Airy. A distribuição angular de irradiância obtida por difracção numa fenda circular (padrão de difracção de Airy) é dada por [27]:

$$I = I_0 \left[ \frac{2J_1(u)}{u} \right]^2 \quad (41)$$

Onde  $u = \frac{\pi D}{\lambda} \sin\theta$  (42),  $D$  é o diâmetro da abertura circular e  $\lambda$  é o comprimento de onda da luz.

## 7. Avaliação do Projecto

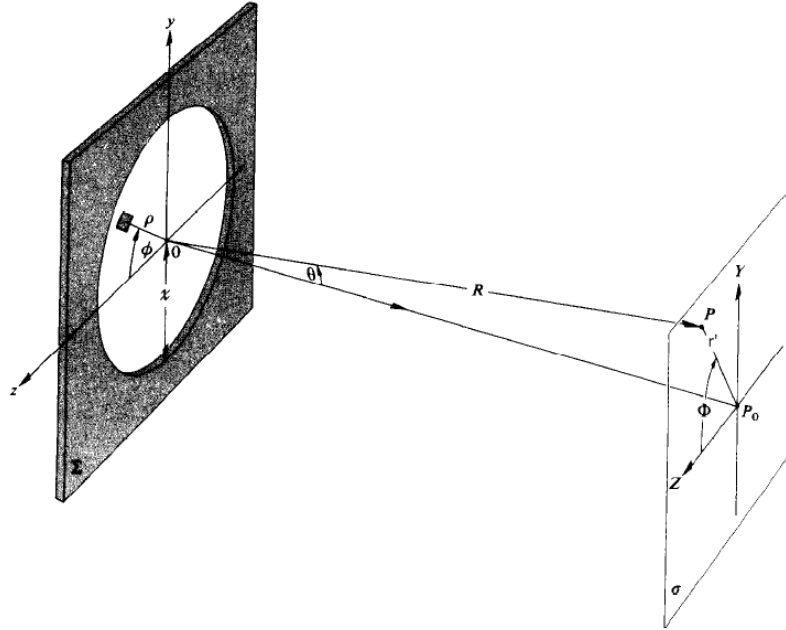


Figura 37 – Geometria de uma abertura circular [27].

O termo  $\partial_1$  representa a Função de Bessel de primeira ordem. Quando este termo é nulo, corresponde a um disco negro no padrão de Airy. 84% da energia total é depositada na região delimitada exteriormente pelo primeiro disco negro do padrão, 91% da energia total contida na região delimitada pelo segundo disco negro e 93,8% da energia é depositada na região delimitada pelo terceiro disco negro do padrão de Airy [27, 34].

Pode-se verificar a qualidade de um sistema de lentes comparando a sua distribuição radial de energia com a distribuição ideal (limitada por difração) do padrão de Airy. As coordenadas radiais ( $r'$ ) do padrão de Airy são obtidas a partir da Equação (42):

$$u = \frac{\pi D}{\lambda} \sin \theta = \frac{\pi D}{\lambda} \cdot \frac{r'}{R} \Leftrightarrow$$

$$r' = \frac{u R \lambda}{\pi D} \simeq \frac{u f \lambda}{\pi D} \quad (43)$$

Na análise de um sistema óptico, a fenda circular corresponde à abertura do sistema. Consideremos agora a distribuição de energia no plano focal do sistema óptico, pela definição do número f ( $f/\#$ ):  $f/\# = f/D = 1/2NA$  (44), com NA a abertura numérica do sistema de lentes e relacionando estas equações, obtém-se:

$$r' = \frac{u \lambda}{2\pi NA} \quad (45)$$

## 7. Avaliação do Projecto

O segundo e terceiro zero da Função de Bessel de primeira ocorrem quando  $u_{84\%}=3,832$  e  $u_{91\%}=7,016$ . No plano focal do sistema óptico, o raio da região que contém 84% da energia depositada é:

$$r'_{84\%} = \frac{0,61\lambda}{NA} \quad (46)$$

E o raio da região que contém 91% da energia total é:

$$r'_{91\%} = \frac{1,115\lambda}{NA} \quad (47)$$

Comparando os valores obtidos através das equações acima com os valores do gráfico e a distribuição radial de energia, é possível aferir a qualidade do sistema óptico.

### **7.2. Avaliação do Projecto do Módulo Sistema Biométrico de Impressão Digital**

No Capítulo 5.3. mostrou-se como se desenvolveu o projecto final do dispositivo de captura de impressão digital para se obter uma imagem com as características pretendidas de tamanho e qualidade. Para verificar se este projecto cumpria os requisitos de qualidade de imagem, procedeu-se à análise dos parâmetros de avaliação de qualidade da imagem acima mencionados, através das ferramentas de avaliação disponíveis no OSLO™.

## 7. Avaliação do Projecto

Para analisar as aberrações que diminuem a qualidade da imagem, utilizou-se a ferramenta *Ray Intercept Curves Analysis*. Na Figura 38 pode ver-se as *Ray Intercept Curves* do sistema óptico obtido.

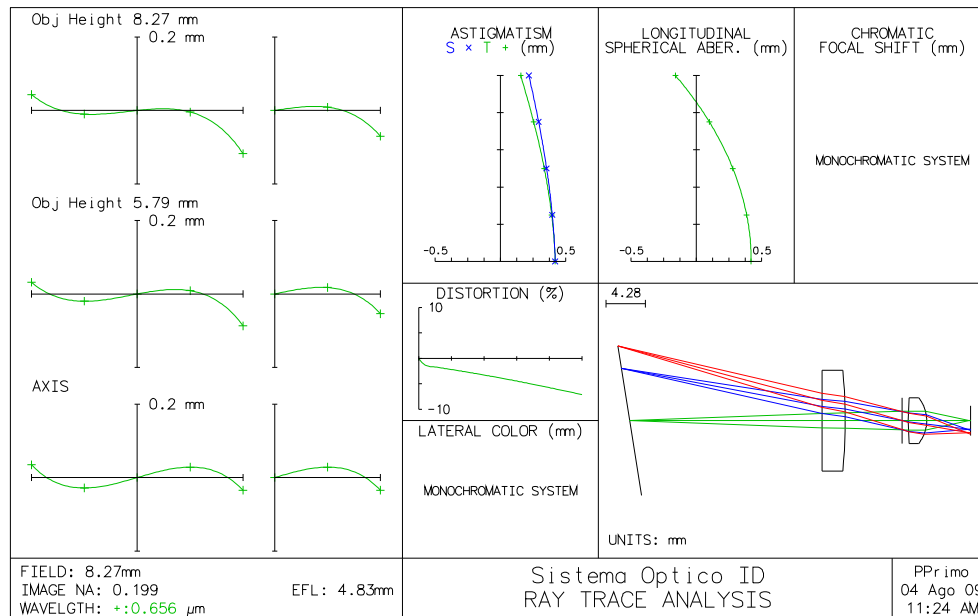


Figura 38 – *Ray Intercept Curves Analysis* do projecto do sistema óptico do módulo de aquisição de impressão digital.

Como se pode ver, os gráficos das aberrações cromáticas (*Lateral color* e *Chromatic Focal Shift*) não são mostrados porque o sistema é utilizado apenas com iluminação monocromática.

A aberração esférica é corrigida em carência, como se pode ver no gráfico *Longitudinal Spherical Aberration*, da Figura 38. Isto deve-se, como já foi referido, às lentes do sistema, que são ambas convergentes. Mas este valor é muito pequeno, não degradando excessivamente a imagem. O valor de astigmatismo é também pequeno, não se considerando que esta aberração cause grande diminuição da nitidez da imagem. A aberração que causa maiores defeitos na imagem é a distorção. Como é possível ver, a distorção é de cerca de 10%, sendo notória uma inclinação na imagem e a distorção em barril, como se pode observar na Figura 39.

## 7. Avaliação do Projecto

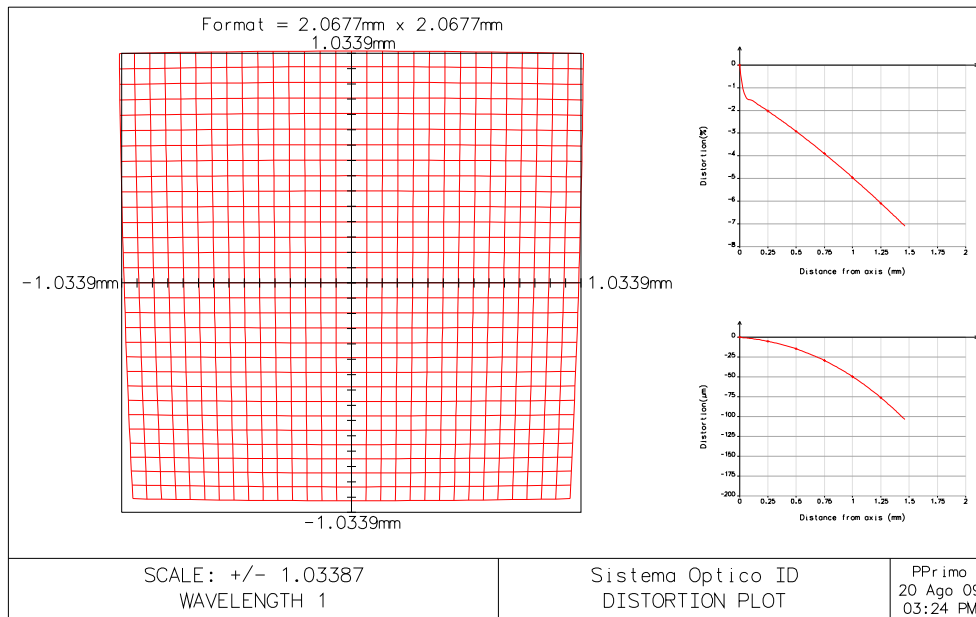


Figura 39 – Gráfico da Distorção do sistema óptico do módulo de aquisição da impressão digital.

Para analisar a distribuição de energia na imagem de um impulso de luz (um objecto pontual) utilizou-se a ferramenta *Point Spread Function (PSF) Analysis*, mostrada na Figura 40.

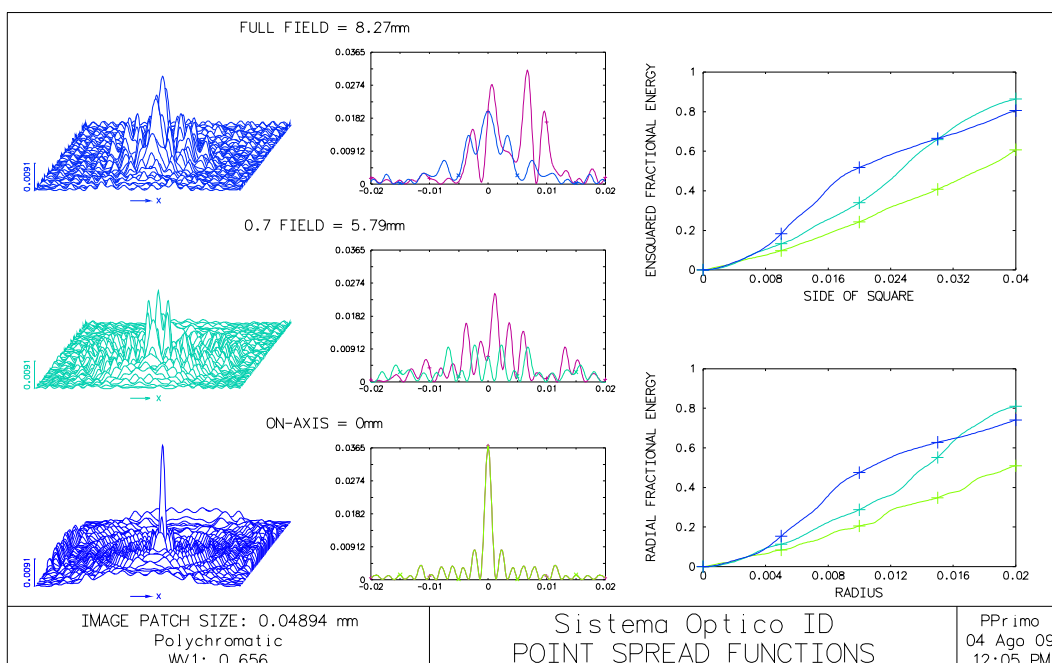


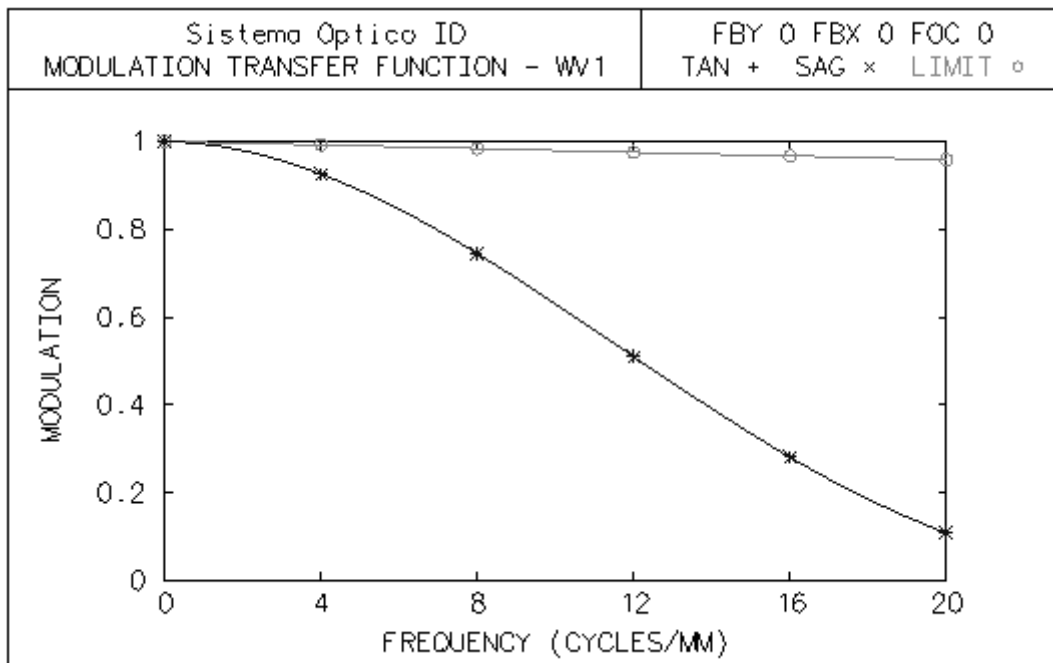
Figura 40 – *Point Spread Function Analysis* do sistema óptico do módulo de aquisição da impressão digital.

## 7. Avaliação do Projecto

Como se vê, a distribuição de energia no eixo é extremamente boa, existindo apenas um pico com pouco espalhamento da iluminação. Nas regiões mais afastadas do centro, a 70% do campo e nas margens da imagem, ocorre uma distribuição da energia de forma radial relativamente à zona onde se devia formar o ponto-imagem. Como ocorre espalhamento, existe deterioração da imagem. Isto revela que a imagem no eixo está mais definida que nas regiões mais afastadas do eixo óptico.

Embora a distribuição de energia de um impulso de luz seja mais extensa nas regiões marginais, o seu espalhamento é pequeno, podendo mesmo ver-se a formação de uma zona central onde esta energia está mais concentrada. Ao comparar-se com *PSF Analysis* do projecto inicial, que se pode observar na Figura D2 no Apêndice D, conclui-se que o processo de optimização foi bastante eficaz. Aqui observa-se uma distribuição bastante grande, havendo a formação de uma imagem com um raio bastante superior.

Para analisar a resolução espacial do sistema utilizou-se a ferramenta *Modulation Transfer Function Analysis*, apresentada na Figura 41.



**Figura 41** – *Modulation Transfer Function* do sistema óptico do módulo de aquisição da impressão digital.

Nesta análise consideramos as papilas e os vales da impressão digital como barras negras e claras, semelhantes às dos alvos-objecto utilizados para medir a MTF.

## 7. Avaliação do Projecto

Desta forma pode considerar-se que a densidade de papilas corresponde à frequência espacial da MTF. Segundo Nell [35], a MTF, num sistema biométrico de impressão digital, deve exceder o valor mínimo dado por:

$$MTF = -2,80874 \times 10^{-4} \cdot f^3 + 1,06255 \times 10^{-2} \cdot f^2 - 1,67473 \times 10^{-1} \cdot f + 1,02829 \quad (48)$$

Nesta equação, que apenas é válida entre 1 e 10 ciclos/mm,  $f$  é o valor da frequência espacial do objecto. Os valores mínimos de MTF são mostrados na Tabela 6.

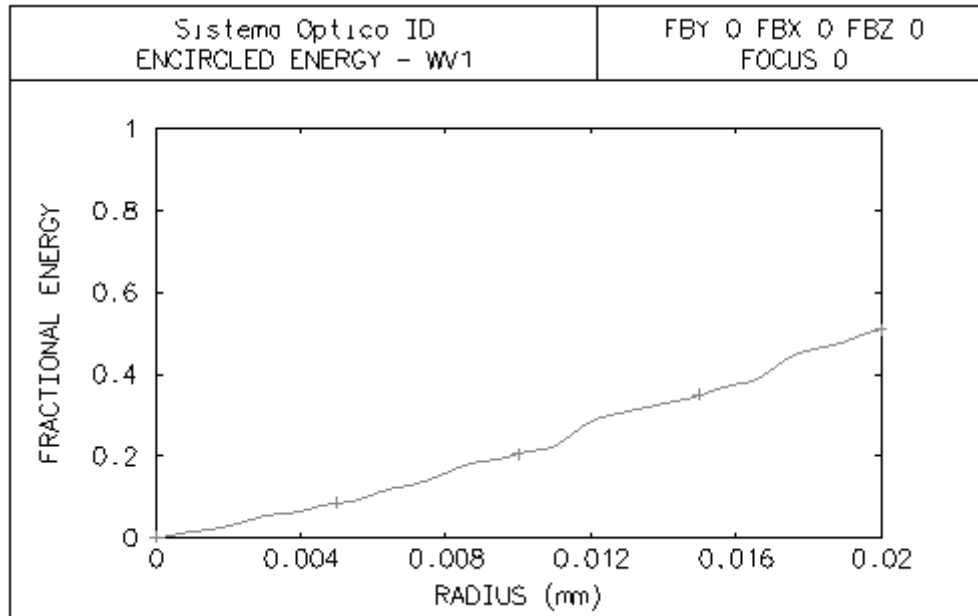
**Tabela 6** – Valores mínimos de MTF para sistemas biométricos de impressão digital [35].

Frequência, $f$ (ciclos/mm)	MTF
1,0	0,871
2,0	0,734
3,0	0,614
4,0	0,51
5,0	0,421
6,0	0,345
7,0	0,28
8,0	0,225
9,0	0,177
10,0	0,135

Como se pode verificar através da análise do gráfico e da informação contida na Tabela 6, a MTF do sistema é bastante superior à MTF mínima para sistemas semelhantes a este. Assim, considera-se que a resolução deste sistema óptico é superior à necessária, podendo ser utilizado na função pretendida.

## 7. Avaliação do Projecto

Outra análise necessária para verificar a validade do sistema é *Radial Energy Analysis*, mostrada na Figura 42.



**Figura 42** – *Energy Analysis* do sistema óptico do módulo de aquisição da impressão digital.

Através das Equações (46) e (47) e sabendo que o sistema óptico utiliza um comprimento de onda de  $\lambda=656,3\text{nm}$  e tem uma abertura numérica de  $NA=0,1987$ , se o sistema estivesse apenas limitado por difracção, 84% da energia seria depositada numa região de raio  $0,002\text{mm}$  e 91% da energia numa região de raio  $0,004\text{mm}$ . Observando o gráfico da Figura 42, verifica-se que 84% da energia encontra-se contida num círculo de raio aproximadamente  $0,027\text{mm}$  e que 91% da energia está contida num círculo de raio  $0,035\text{mm}$ . Estes valores mostram que o sistema contém aberrações, ocorrendo uma perda de qualidade na imagem. Considera-se que, com o tratamento computacional que a imagem irá ter, o sistema tem qualidade suficiente para a distinção das papilas e dos vales, tendo em conta os restantes parâmetros de avaliação.



## 7. Avaliação do Projecto

### 7.3. Avaliação do Projecto do Módulo Sistema Biométrico de Imagem da Íris

No Capítulo 6.3., mostraram-se os procedimentos efectuados até se atingir o projecto do sistema de lentes com as características pretendidas para o módulo de captura de imagem da íris. A avaliação da qualidade do projecto baseia-se na análise dos parâmetros de avaliação já apresentados e utilizados na avaliação do dispositivo de captura de impressão digital, utilizando para tal as ferramentas de avaliação disponíveis no CAD óptico OSLO™.

Este módulo tem onze configurações e cada uma delas com pequenas diferenças nos gráficos de ferramentas de análise do projecto do OSLO™. Estas diferenças nos gráficos utilizados para apreciar a qualidade do projecto são demasiado irrelevantes para que seja necessário fazer uma avaliação pormenorizada de cada um. Decidiu-se avaliar apenas os gráficos da configuração 1.

Para analisar as aberrações que deterioram a imagem utilizou-se a ferramenta *Ray Intercept Curves Analysis* para a configuração 1. Os resultados obtidos com esta ferramenta estão apresentados na Figura 43.

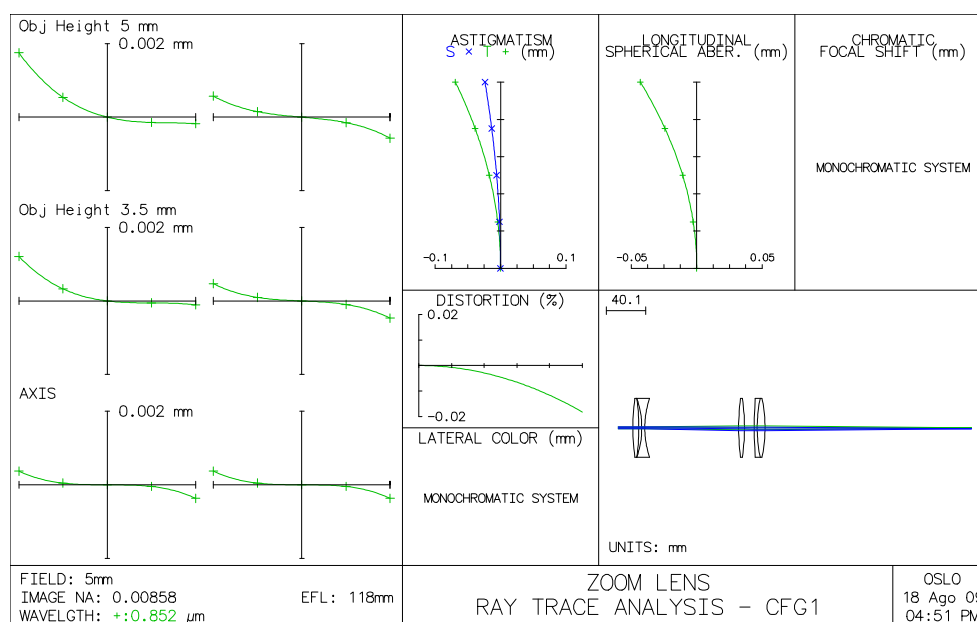


Figura 43 – Ray Intercept Curves Analysis da configuração 1 do dispositivo de captura de imagem da íris.

## 7. Avaliação do Projecto

Como se pode observar, as aberrações tem valores muito pequenos. Estes valores mostram que a imagem final é pouco afectada por deformações da frente de onda provocadas pelas lentes. O valor da distorção é tão pequeno que a imagem praticamente não é afectada, não sendo possível detectá-la visualmente. O valor do astigmatismo também é muito pequeno, mostrando que os pontos focais dos planos meridional e sagital são muito próximos, coincidindo junto ao eixo óptico. A aberração esférica longitudinal também tem um valor muito pequeno.

Outra análise a fazer é a distribuição de energia na imagem de um impulso de luz. Para tal utiliza-se a ferramenta *Point Spread Function (PSF) Analysis*, cujos resultados são apresentados na Figura 44.

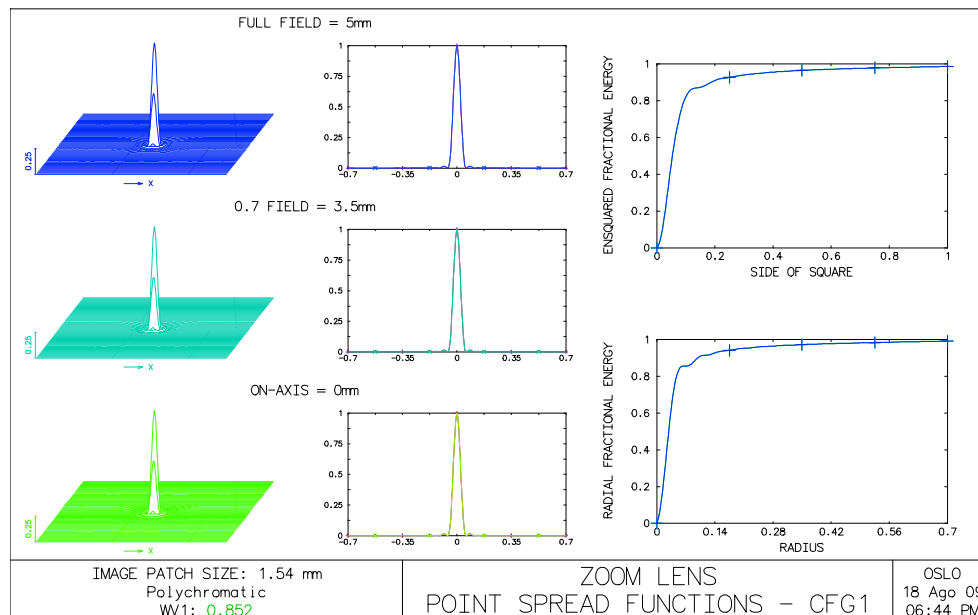
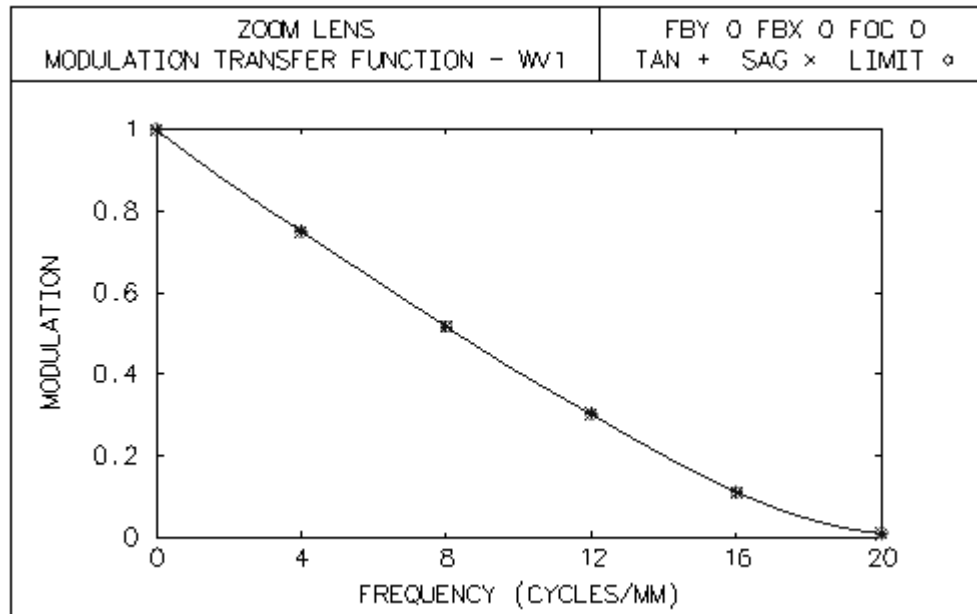


Figura 44 – *Point Spread Function Analysis* da configuração 1 do dispositivo de captura de imagem da íris.

Como é possível averiguar, a distribuição de energia na imagem é bastante boa em todo o campo, havendo apenas um pico central de energia. Como não ocorre um espalhamento da energia, a imagem está bem definida.

## 7. Avaliação do Projecto

Para analisar a resolução do sistema é frequente utilizar-se a ferramenta *Modulation Transfer Funtion Analysis*, apresentado o gráfico relativo a este projecto na Figura 45.



**Figura 45** – *Modulation Transfer Function* da configuração 1 do dispositivo de captura de imagem da íris.

No entanto, para verificar se a resolução deste sistema é suficiente para a utilização pretendida não foi utilizada a esta ferramenta de análise, mas sim as Normas Internacionais Biométricas, ISO/IEC. Segundo a norma ISO/IEC 2004, *Iris Recognition Standards*, a resolução mínima aceitável é 100 píxeis por diâmetro da íris [6]. Para verificar este requisito, considera-se o tamanho mínimo da imagem da íris produzida pelo sistema (1,85mm), que corresponde à imagem produzida pela configuração 6. Cada pixel tem um tamanho de 5,04µm x 5,04µm. O número de píxeis que o diâmetro da imagem ocupa é

$$\frac{1,85 \times 10^{-3}m}{5,04 \times 10^{-6}m} \cong 367 \text{ píxeis}$$

Verifica-se que, mesmo na imagem com tamanho menor, a resolução é superior à pretendida.

## 7. Avaliação do Projecto

Outra análise a fazer para verificar a qualidade deste projecto é a *Energy Analysis*. Na Figura 46 é possível observar a janela de análise de distribuição radial de energia.

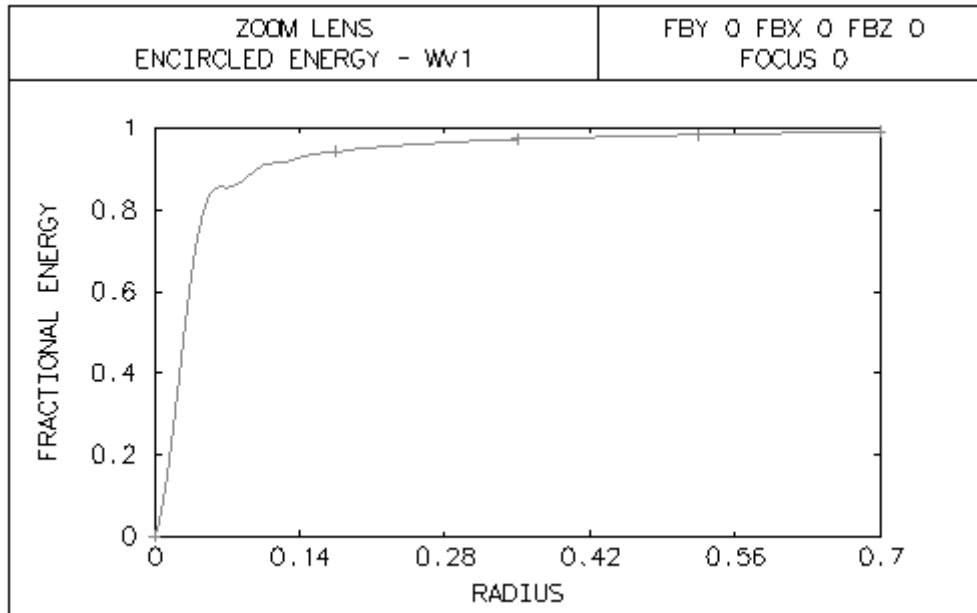


Figura 46 – *Energy Analysis* da configuração 1 do dispositivo de captura de imagem da íris.

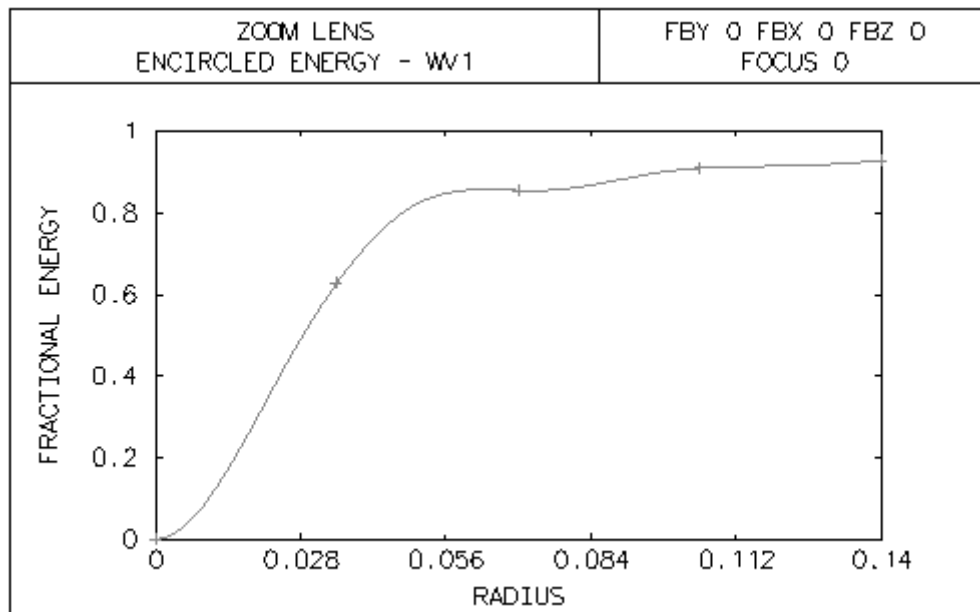


Figura 47 – *Energy analysis* da configuração 1 do dispositivo de captura de imagem da íris, apresentando o pormenor da região do onde estão inseridos os valores de raio dos limites de difração.

## 7. Avaliação do Projecto

Utilizando as expressões encontradas, a Equação (46) e (47), o valor de comprimento de onda utilizado ( $\lambda=852\text{nm}$ ) e a abertura numérica do sistema óptico ( $\text{NA}=0,008575$ ), o valor do raio da região que contém 84% da energia é  $0,0606\text{mm}$  e o raio do círculo que contém 91% da energia total é  $0,1108\text{mm}$ . Através da análise da Figura 46, verifica-se que a distribuição radial de energia é muito próxima do limite de difracção. Verificou-se, através da saída numérica do CAD, que 84% da energia é depositada numa região de raio  $0,0648\text{mm}$  e 91% da energia total é depositada numa região de raio  $0,1121\text{mm}$ , como mostra a Figura 47. Verifica-se, então, que a imagem final é quase ideal.

## 8. Conclusões e Trabalho Futuro

Relativamente ao projecto de sistema de lentes para o módulo de aquisição de impressão digital, verificou-se que:

- o valor das aberrações é pequeno e não degrada excessivamente a qualidade da imagem. A aberração que causa maiores defeitos é a distorção, verificando-se uma inclinação na imagem, podendo esta ser atenuada com processamento computacional;

- a distribuição de energia na imagem sobre o eixo óptico é boa, mas nas zonas afastadas do centro (70% do campo e na margem da imagem) ocorre um espalhamento da energia, contribuindo para uma deterioração da imagem;

- a MTF do sistema óptico é superior ao valor mínimo especificado para sistemas de aquisição de impressão digital;

- a distribuição radial de energia tem valores bastante superiores aos impostos pela difracção. Mas considera-se que, com o processamento computacional que a imagem irá ter, que este sistema tem qualidade para a distinção das estruturas-alvo.

Portanto, concluiu-se que o sistema de lentes tem qualidade para a discriminação dos diversos elementos de uma impressão digital e posterior distinção dos diversos utilizadores.

Quanto ao projecto de sistemas de lentes para o módulo de aquisição de imagem da íris, verifica-se que:

- as aberrações do sistema têm valores muito pequenos, mostrando que a qualidade da imagem é pouco afectada;

- a distribuição de energia em todo o campo é bastante boa, havendo a formação de uma imagem de excelente qualidade;

- a resolução do sistema é superior à estabelecida pela Norma ISSO/IEC 2004, que impõe 100 pixéis por diâmetro da íris, tendo o sistema, como valor mínimo, 367 pixéis para o diâmetro da íris;

- a distribuição radial de energia tem valores muito próximos dos limites impostos pela difracção o que confirma a boa qualidade do projecto óptico.

## 8. Bibliografia

Portanto, conclui-se que o sistema de lentes tem qualidade para a discriminação dos elementos da íris. Esta qualidade é verificada em todas as configurações do sistema de zoom compensado mecanicamente, podendo o utilizador encontrar-se a diferentes distâncias do equipamento.

Todas as conclusões tiradas basearam-se nos gráficos de análise proporcionados pelo CAD óptico OSLO™. Não foi possível fazer aquisições com os sistemas de lentes protótipos para verificar se as conclusões tiradas estão, de facto, correctas.

Como trabalho futuro, deverão ser produzidos os protótipos dos módulos ópticos e realizados testes com estes protótipos, para verificar se seu desempenho corresponde ao indicado pela simulação computacional. Se o desempenho dos sistemas não for o esperado, iniciar um novo projecto.

Quanto ao sistema óptico do módulo aquisição de impressão digital, será difícil otimizar o sistema existente ou encontrar um sistema composto por dois elementos que forme uma imagem com qualidade num comprimento disponível tão pequeno. A melhor solução será desenvolver um sistema de lentes composto por três elementos ou optar por óptica esférica.

Relativamente ao sistema óptico do módulo biométrico de imagem da íris, o sistema cumpre todos os requisitos de qualidade na simulação, portanto considero que o seu desempenho será o esperado. Contudo, o módulo é bastante comprido, devido ao espaço de movimento do sistema de lentes e à localização do plano de imagem. Como trabalho futuro, sugiro que se encontre uma nova solução de forma a diminuir o comprimento do módulo, de forma a o sensor não esteja tão afastado do sistema de lentes. Isto pode ser feito acrescentando lentes ao sistema desenvolvido ou alterando todo o sistema óptico. No desenvolvimento de um novo sistema óptico, pode optar-se por uma configuração de lentes diferente ou utilizar óptica esférica.

## 9. Bibliografia

1. Ross, A., Jain, A. (2004) Biometric Sensor Interoperability: A Case Study in Fingerprints. *Proceedings of International ECCV Workshop on Biometric Authentication*. Prague. Springer, 3087, pp 134 – 145.
2. Wayman, J. et al (2005) An Introduction to Biometric Authentication Systems. *Biometric Systems – Technology, Design and Performance Evaluation*. Springer. pp. 1 – 20.
3. Afsar, F. et al (2004) Fingerprint Identification and Verification System using Minutiae Matching. *Proceedings of National Conference on Emerging Technologies*. Islamabad. pp. 141 – 146.
4. Rowe, R. et al (2008) Multispectral Fingerprint Image Acquisition. In Ratha, N. et al. *Advances in Biometrics – Sensor, Algorithms and System*. London. Springer. pp. 3 – 24.
5. Sano, E. et al (2006) Fingerprint Authentication Using Optical Characteristics in a Finger. *Proceedings of SICE-ICASE International Joint Conference*. Korea. pp. 1774 – 1777.
6. Matey, J. et al (2008) Iris Recognition in Less Constrained Enviroments. In Ratha, N. et al. *Advances in Biometrics – Sensors, Algorithms and Systems*. London. Springer. pp. 107 – 131.
7. Wildes, R. (2005) Iris Recognition. In Wayman, J. et al. *Biometric Systems – Technology, Design and Performance Evaluation*. Springer. pp. 63 – 95.
8. Daugman, J. *Absorption Spectrum of Melanin*. Jonh Daugman's Webpage, Cambrigde University, Computer Laboratory, Cambridge UK. (citado a 25/08/2009) [www.cl.cam.ac.uk/~jgd1000/melanin.html](http://www.cl.cam.ac.uk/~jgd1000/melanin.html).
9. Seal, C. et al (25/12/2001) *Personal Identification*. US 6 333 988 B1.
10. Kamada, M. (31/08/2004) *Iris Identification Apparatus*. US6 785 406.
11. Takada, N. et al (13/02/2007) *Iris Camera Module*. US 7 176 973 B2.
12. Oda, T.; Ohta, Y. (8/07/2003) *Image-input Device*. US6 591 001 B1.



## 8. Bibliografia

13. You, W. (31/08/2006) *Apparatus for Photographing Iris Pattern*. US 2006/0193501.
14. Northcott, M.; Graves, J. (23/09/2008) *Iris Imaging Using Refletion from the Eye*. US 7 428 320 B2.
15. Kreidl, N.; Rood, J. (1965) Optical Materials. In Kingslake, R. *Applied Optics And Optical Engineering*. New York. Academic Press, 1, pp. 153 – 200.
16. Van Vlack, L. (1964) *Elements of Materials Science*. Addison-Wesley Publishing Company, Inc.
17. Zastrzebski, Z. (1977) *The Nature and Properties of Engineering Materials*. Lafayette. Jonh Wiley & Sons, Inc.
18. Smith, W. (2008) *Modern Optical Engineering*. California. McGrae-Hill.
19. Levi, L. (1980) *Applied Optics – A Guide to Optical Systems Design*. Jerusalem. Jonh Wiley & Sons, Inc, 1, pp. 1 – 28.
20. Schott. Schott – Glass Made of Ideas (citado a 17/07/2009) [www.schott.com/advanced\\_optics](http://www.schott.com/advanced_optics).
21. Schott (2009) *Optical Glass – Description of Properties*.
22. Beich, W. (2005) Injection Molded Polymer Optics in the 21-st Century. *Proceedings of SPIE – Tribute to Warren Smith: A Legacy on Lens Design and Optical Engineering*, 5865, pp. 1 – 12.
23. MagnaChip Semiconductor Ltd. (2004) *CMOS Image Sensor HV7131R*.
24. Cope, A. et al (1971) The Television Camera Tube as a System Component. In Biberman, L.; Nudelman, S. *Photoelectronics Imaging Devices*. New York. Plenum Press, 2, pp. 19.
25. Honsberg, C.; Bowden, S. *Photovoltaics CDROM – National Science Foundation* (citado a 5/08/2009) [www.pvcdrom.pveducation.org/index.html](http://www.pvcdrom.pveducation.org/index.html).
26. Pedrotti, F.; Pedrotti, L. (1993) *Introduction to Optics*. New Jersey. Prentice-Hall International, Inc.
27. Hecht, E. (2002) *Óptica*. Fundação Calouste Gulbenkian.
28. Ding, H. et al (2006) Refractive Indices of Human Skin Tissues at Height Wavelengths and Estimated Dispersion Relations between 300 and 1600nm. *Physics in Medicine and Biology*, 51, pp. 1479 – 1489.

## 8. Bibliografia

29. Sumriddetchkorn, S.; Phoojaruenchanachai, S. (2007) Geometrical Analysis for Reduction of Trapezoidal Image Distortion in Single-based Optical Fingerprint Scanner. *Optics and Lasers in Engineering*, 45, pp. 229 – 239.
30. Malacara, D.; Malacara, Z. (2004) *Handbook of Optical Design*. Marcel Dekker Inc.
31. Edmund Optics (2009) *Catalog for Optics and Optical Instruments*. Pp. 133 e 319 – 334.
32. Discovery Company. *HowStuffWorks – Learn How Everything Works!* (Citado a 16/04/2009) [www.electronics.howstuffworks.com/autofocus.html](http://www.electronics.howstuffworks.com/autofocus.html).
33. Born, M.; Wolf, E. (1964) *Principles of Optics – Electromagnetic Theory of Propagation, Interference and Diffraction of Light*. Oxford. Pergamon Press. pp. 203 – 232.
34. Lambda Research Corporation (2005) *Oslo – Optics Reference*. Littleton.
35. Nill, N. (2006) *Test Procedures for Verifying Image Quality Requirements for Personal Identity Verification (PIV) Single Finger Capture Devices*. MITRE Technical Report. Center for Integrated Intelligence Systems.



# Apêndice A

Neste apêndice encontram-se os materiais utilizados neste trabalho.

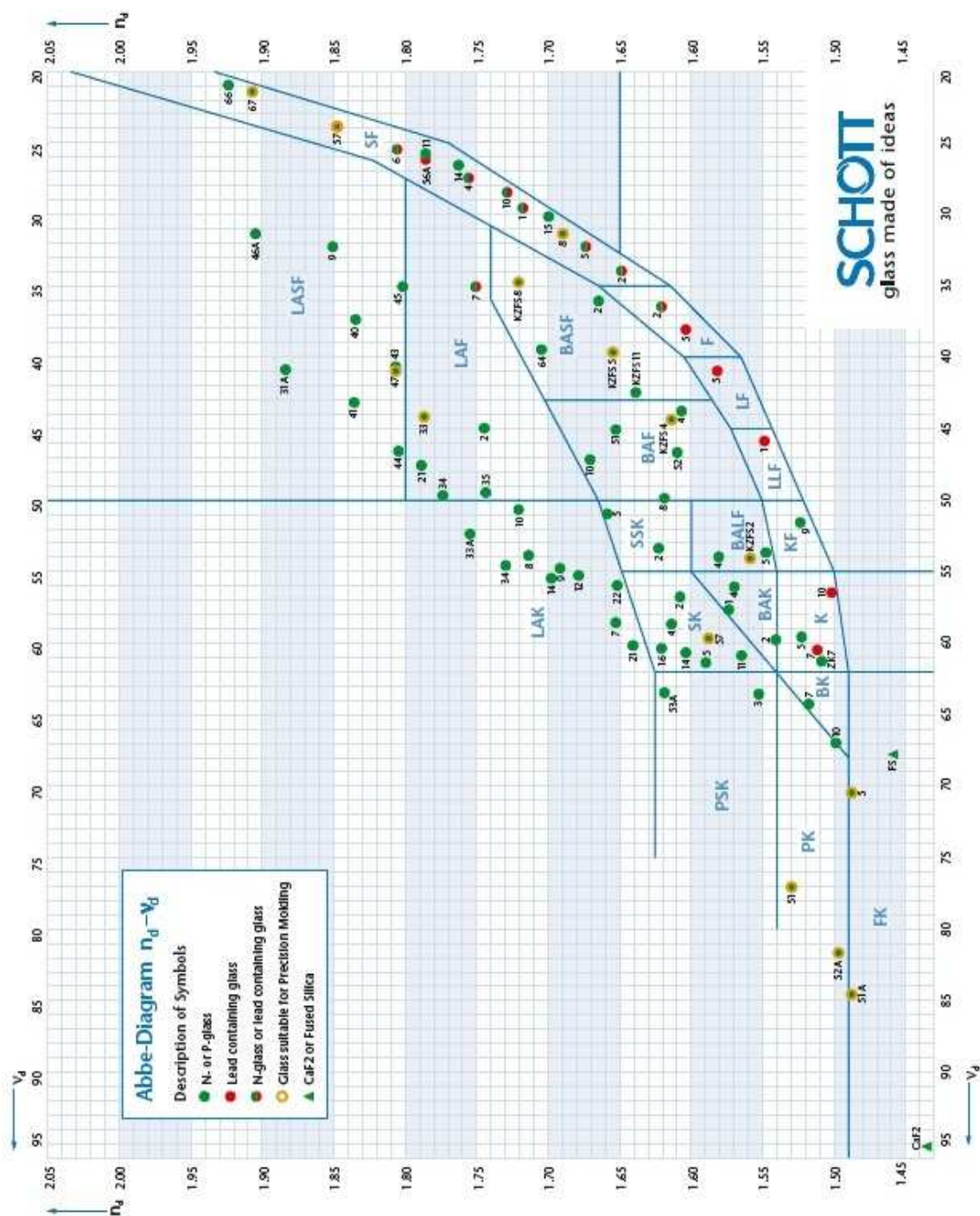


Figura A1 – Diagrama de Abbe, onde se mostram os diversos tipos de vidros ópticos do fabricante Schott [20].

Tabela A1 – Especificações de diversos plásticos ópticos [22].

Propriedades	Acrílico (PMMA)	Policarbonato (PC)	Poliestireno (PS)	Alceno Cíclico	Co-polímero de Alceno Cíclico	Polieterimida (PEI)
Índice de refração:						
486,1 nm	1,497	1,599	1,604	1,540	1,537	1,689
589,3 nm	1,491	1,585	1,590	1,530	1,530	1,682
656,3 nm	1,489	1,579	1,584	1,526	1,527	1,653
Abbe Value	57,2	34,0	30,8	58,0	55,8	18,94
% transmissão (em 1,374mm)	92	85 - 91	87 - 92	92	92	36 – 82
Temperatura máxima de serviço (°C)	92	124	82	130	130	170
% Absorção de água ( a 22°C durante 24h)	0,3	0,15	0,2	<0,01	<0,01	0,25
Gravidade específica	1,19	1,20	1,06	1,03	1,01	1,27
% bruma	1 a 2	1 a 2	2 a 3	1 a 2	1 a 2	-
Coefficiente de expansão linear (cm x 10 <sup>-5</sup> /°C)	6,74	6,6 - 6,7	6,0 – 8,0	6,0 – 7,0	6,0 – 7,0	4,7 – 5,6
Força de impacto (J/cm)	1 – 1,7	40,75 – 59,75	1,2	1,7	1,7	2
Vantagens	Resistência a raspagem Resistência química Baixa dispersão	Elevada resistência ao impacto Resistência térmica	Limpidez Menor custo	Barreira à humidade elevada	Resistência química Amorfo	Resistência ao impacto Resistência química e térmica

Folha de especificações do vidro P-LASF47, obtida do catálogo da Schott [21].

## Data Sheet

# SCHOTT

**P-LASF47**  
806409.454

$n_d = 1.80610$	$v_d = 40.90$	$n_F - n_C = 0.019709$
$n_e = 1.81078$	$v_e = 40.66$	$n_F - n_C = 0.019941$

Refractive Indices		
	$\lambda$ [nm]	
$n_{2325.4}$	2325.4	1.760400
$n_{1970.1}$	1970.1	1.767550
$n_{1529.6}$	1529.6	1.775380
$n_{1060.0}$	1060.0	1.784320
$n_i$	1014.0	1.785440
$n_h$	852.1	1.790280
$n_l$	708.5	1.798980
$n_C$	656.3	1.800230
$n_{C'}$	643.8	1.801160
$n_{632.8}$	632.8	1.802030
$n_D$	589.3	1.805930
$n_d$	587.6	1.806100
$n_e$	548.1	1.810780
$n_F$	486.1	1.819940
$n_{F'}$	480.0	1.821100
$n_g$	435.8	1.831120
$n_h$	404.7	1.840640
$n_i$	365.0	1.857390
$n_{334.1}$	334.1	1.876320
$n_{312.6}$	312.6	
$n_{296.7}$	296.7	
$n_{280.4}$	280.4	
$n_{248.3}$	248.3	

Constants of Dispersion Formula	
$B_1$	1.85543101
$B_2$	0.315854649
$B_3$	1.28561839
$C_1$	0.0100328203
$C_2$	0.0387095183
$C_3$	94.5421507

Constants of Dispersion $dn/dT$	
$D_0$	$7.87 \cdot 10^{-8}$
$D_1$	$1.08 \cdot 10^{-8}$
$D_2$	$-1.56 \cdot 10^{-11}$
$E_0$	$7.58 \cdot 10^{-7}$
$E_1$	$8.92 \cdot 10^{-10}$
$\lambda_{TK}$ [ $\mu\text{m}$ ]	0.218

Temperature Coefficients of Refractive Index						
[°C]	$\Delta n_{\text{rel}}/\Delta T [10^{-6}/\text{K}]$			$\Delta n_{\text{abs}}/\Delta T [10^{-6}/\text{K}]$		
	1060.0	e	g	1060.0	e	g
-40/ -20	6.8	8.3	9.8	4.5	5.9	7.3
+20/ +40	6.9	8.6	10.3	5.4	7.0	8.7
+60/ +80	7.1	8.9	10.8	5.9	7.7	9.5

Internal Transmittance $\tau_i$		
$\lambda$ [nm]	$\tau_i$ (10mm)	$\tau_i$ (25mm)
2500	0.53	0.20
2325	0.78	0.53
1970	0.950	0.880
1530	0.992	0.981
1060	0.999	0.998
700	0.998	0.996
660	0.998	0.995
620	0.998	0.995
580	0.998	0.994
546	0.998	0.994
500	0.995	0.988
460	0.990	0.975
436	0.985	0.963
420	0.980	0.950
405	0.971	0.930
400	0.967	0.920
390	0.954	0.890
380	0.928	0.830
370	0.877	0.720
365	0.842	0.650
350	0.657	0.350
334	0.250	0.030
320	0.012	
310		
300		
290		
280		
270		
260		
250		

Color Code	
$\lambda_{60}/\lambda_5$	36/33
(* = $\lambda_{70}/\lambda_5$ )	

Remarks
suitable for precision molding

Relative Partial Dispersion	
$P_{s,l}$	0.2459
$P_{C,s}$	0.5049
$P_{d,C}$	0.2976
$P_{e,C}$	0.2376
$P_{g,F}$	0.5871
$P_{i,h}$	0.8502
$P'_{s,l}$	0.243
$P'_{C,s}$	0.5453
$P'_{d,C'}$	0.2478
$P'_{e,d}$	0.2348
$P'_{g,F'}$	0.5025
$P'_{i,h}$	0.8403

Deviation of Relative Partial Dispersions $\Delta P$ from the "Normal Line"	
$\Delta P_{C,i}$	0.0117
$\Delta P_{C,s}$	0.0086
$\Delta P_{F,e}$	-0.0021
$\Delta P_{g,F}$	-0.0079
$\Delta P_{i,g}$	-0.0482

Other Properties	
$\alpha_{-30/+70^\circ\text{C}} [10^{-6}/\text{K}]$	6.0
$\alpha_{+20/+300^\circ\text{C}} [10^{-6}/\text{K}]$	7.3
$T_g$ [°C]	530
$T_{10}^{-13.0}$ [°C]	532
$T_{10}^{-7.6}$ [°C]	627
$c_p$ [J/(g·K)]	0.550
$\lambda$ [W/(m·K)]	0.850
$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	4.54
$E$ [ $10^3$ N/mm <sup>2</sup> ]	120
$\mu$	0.298
$K$ [ $10^{-6}$ mm <sup>2</sup> /N]	2.39
$HK_{0.1/20}$	620
HG	2
B	1.00
CR	1
FR	1
SR	51.4
AR	1
PR	2.2

Folha de especificações do vidro N-BK7, obtida no catálogo da Schott [21].

## Data Sheet

# SCHOTT

N-BK7  
517642.251

$n_d = 1.51680$	$v_d = 64.17$	$n_F \cdot n_C = 0.008054$
$n_e = 1.51872$	$v_e = 63.96$	$n_F' \cdot n_C' = 0.008110$

Refractive Indices		
	$\lambda$ [nm]	
$n_{2325.4}$	2325.4	1.489210
$n_{1970.1}$	1970.1	1.494950
$n_{1529.6}$	1529.6	1.500910
$n_{1080.0}$	1080.0	1.506890
$n_f$	1014.0	1.507310
$n_g$	852.1	1.509800
$n_f$	706.5	1.512890
$n_c$	656.3	1.514320
$n_{c'}$	643.8	1.514720
$n_{632.8}$	632.8	1.515090
$n_d$	589.3	1.516730
$n_d$	587.6	1.516800
$n_e$	546.1	1.518720
$n_f$	496.1	1.522380
$n_{f'}$	480.0	1.522830
$n_g$	435.8	1.526680
$n_h$	404.7	1.530240
$n_i$	385.0	1.536270
$n_{334.1}$	334.1	1.542720
$n_{312.6}$	312.6	1.548620
$n_{296.7}$	296.7	
$n_{280.4}$	280.4	
$n_{248.3}$	248.3	

Constants of Dispersion Formula	
$B_1$	1.03961212
$B_2$	0.231792344
$B_3$	1.01048945
$C_1$	0.00600069367
$C_2$	0.0200179144
$C_3$	103.560853

Constants of Dispersion dn/dT	
$D_0$	$1.86 \cdot 10^{-6}$
$D_1$	$1.31 \cdot 10^{-6}$
$D_2$	$-1.37 \cdot 10^{-11}$
$E_0$	$4.34 \cdot 10^{-7}$
$E_1$	$6.27 \cdot 10^{-19}$
$\lambda_{TK}$ [ $\mu\text{m}$ ]	0.170

Temperature Coefficients of Refractive Index						
[°C]	$\Delta n_{rel}/\Delta T [10^{-6}/K]$			$\Delta n_{abs}/\Delta T [10^{-6}/K]$		
	1060.0	e	g	1060.0	e	g
-40/ +20	2.4	2.9	3.3	0.3	0.8	1.2
+20/ +40	2.4	3.0	3.5	1.1	1.6	2.1
+60/ +80	2.5	3.1	3.7	1.5	2.1	2.7

Internal Transmittance $\tau_i$		
$\lambda$ [nm]	$\tau_i$ (10mm)	$\tau_i$ (25mm)
2500	0.87	0.36
2325	0.79	0.56
1970	0.933	0.840
1630	0.992	0.980
1060	0.999	0.997
700	0.998	0.996
660	0.998	0.994
620	0.998	0.994
580	0.998	0.995
546	0.998	0.996
500	0.998	0.994
460	0.997	0.993
436	0.997	0.992
420	0.997	0.993
405	0.997	0.993
400	0.997	0.992
390	0.996	0.989
380	0.993	0.983
370	0.991	0.977
365	0.988	0.971
350	0.967	0.920
334	0.905	0.780
320	0.770	0.520
310	0.574	0.250
300	0.290	0.050
290	0.060	
280		
270		
260		
250		

Color Code	
$\lambda_{60}/\lambda_{65}$	33/29
$(\tau = \lambda_{70}/\lambda_{65})$	

Remarks

Relative Partial Dispersion	
$P_{d,t}$	0.3098
$P_{c,e}$	0.5612
$P_{d,c}$	0.3076
$P_{e,d}$	0.2386
$P_{g,f}$	0.5349
$P_{i,h}$	0.7483
$P'_{s,t}$	0.3076
$P'_{c'e}$	0.6062
$P'_{d,c'}$	0.2566
$P'_{e,d}$	0.237
$P'_{g,f'}$	0.4754
$P'_{i,h}$	0.7432

Deviation of Relative Partial Dispersions $\Delta P$ from the "Normal Line"	
$\Delta P_{c,t}$	0.0216
$\Delta P_{c'e}$	0.0087
$\Delta P_{f,g}$	-0.0009
$\Delta P_{g,f}$	-0.0009
$\Delta P_{i,g}$	0.0035

Other Properties	
$\alpha_{-30/+70} [10^{-6}/K]$	7.1
$\alpha_{+20/+300} [10^{-6}/K]$	8.3
$T_g$ [°C]	557
$T_{10}^{13.0}$ [°C]	557
$T_{10}^{7.6}$ [°C]	719
$c_p$ [J/(g·K)]	0.858
$\lambda$ [W/(m·K)]	1.114
$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	2.51
$E$ [ $10^3$ N/mm <sup>2</sup> ]	82
$\mu$	0.206
$K$ [ $10^{-6}$ mm <sup>2</sup> /N]	2.77
$HK_{0.1/20}$	610
HG	3
B	0.00
CR	1
FR	0
SR	1
AR	2.3
PR	2.3

Folha de especificações do vidro N-PK51, obtida no catálogo da Schott [21].

## Data Sheet

# SCHOTT

N-PK51  
529770.386

$n_d = 1.52855$	$v_d = 76.98$	$n_F - n_C = 0.006867$
$n_e = 1.53019$	$v_e = 76.58$	$n_F' - n_C' = 0.006923$

Refractive Indices		
	$\lambda$ [nm]	
$n_{2325.4}$	2325.4	1.509870
$n_{1970.1}$	1970.1	1.513120
$n_{1529.6}$	1529.6	1.516650
$n_{1060.0}$	1060.0	1.520450
$n_i$	1014.0	1.520890
$n_s$	852.1	1.522780
$n_r$	706.5	1.525270
$n_c$	656.3	1.526460
$n_{c'}$	643.8	1.526800
$n_{632.8}$	632.8	1.527110
$n_D$	589.3	1.528490
$n_d$	587.6	1.528550
$n_e$	546.1	1.530190
$n_F$	486.1	1.533330
$n_{F'}$	480.0	1.533720
$n_g$	435.8	1.537040
$n_h$	404.7	1.540100
$n_i$	385.0	1.545270
$n_{334.1}$	334.1	1.550790
$n_{312.6}$	312.6	1.555790
$n_{296.7}$	296.7	
$n_{280.4}$	280.4	
$n_{248.3}$	248.3	

Internal Transmittance $\tau_i$		
$\lambda$ [nm]	$\tau_i$ (10mm)	$\tau_i$ (25mm)
2600	0.92	0.81
2325	0.94	0.86
1970	0.976	0.940
1630	0.994	0.985
1060	0.998	0.994
700	0.997	0.992
660	0.996	0.991
620	0.997	0.992
580	0.998	0.995
546	0.998	0.996
500	0.997	0.993
460	0.995	0.988
436	0.994	0.984
420	0.994	0.984
405	0.994	0.986
400	0.994	0.986
390	0.994	0.984
380	0.989	0.973
370	0.982	0.955
365	0.976	0.940
350	0.933	0.840
334	0.815	0.600
320	0.601	0.280
310	0.398	0.100
300	0.210	0.020
290	0.060	
280	0.010	
270		
260		
250		

Relative Partial Dispersion	
$P_{d,i}$	0.275
$P_{c,e}$	0.536
$P_{d,c}$	0.3046
$P_{e,d}$	0.2337
$P_{g,F}$	0.5401
$P_{i,h}$	0.7535
$P'_{d,i}$	0.2727
$P'_{c,e}$	0.5797
$P'_{d,c'}$	0.254
$P'_{e,d}$	0.2367
$P'_{g,F'}$	0.4794
$P'_{i,h}$	0.7473

Deviation of Relative Partial Dispersions $\Delta P$ from the "Normal Line"	
$\Delta P_{c,i}$	-0.0991
$\Delta P_{c,e}$	-0.0463
$\Delta P_{F,e}$	0.0038
$\Delta P_{g,F}$	0.0258
$\Delta P_{i,g}$	0.1203

Constants of Dispersion Formula	
$B_1$	1.15810775
$B_2$	0.153229344
$B_3$	0.785618966
$C_1$	0.00585597402
$C_2$	0.0194072416
$C_3$	140.537046

Other Properties	
$\alpha_{30/+70^\circ\text{C}}$ [ $10^{-6}/\text{K}$ ]	12.4
$\alpha_{+20/+300^\circ\text{C}}$ [ $10^{-6}/\text{K}$ ]	14.1
$T_g$ [ $^\circ\text{C}$ ]	487
$T_{10}^{13.0}$ [ $^\circ\text{C}$ ]	488
$T_{10}^{7.6}$ [ $^\circ\text{C}$ ]	568
$e_p$ [J/(g·K)]	0.620
$\lambda$ [W/(m·K)]	0.850
$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	3.86
$E$ [ $10^3$ N/mm <sup>2</sup> ]	74
$\mu$	0.295
$K$ [ $10^{-9}$ mm <sup>2</sup> /N]	0.54
$HK_{0.1/20}$	415
HG	6
B	1.00
CR	1
FR	0
SR	52.3
AR	3.3
PR	4.3

Constants of Dispersion dn/dT	
$D_0$	$-1.98 \cdot 10^{-6}$
$D_1$	$-6.06 \cdot 10^{-9}$
$D_2$	$1.60 \cdot 10^{-11}$
$E_0$	$4.16 \cdot 10^{-7}$
$E_1$	$5.01 \cdot 10^{-10}$
$\lambda_{TK}$ [ $\mu\text{m}$ ]	0.134

Color Code	
$\lambda_{80}/\lambda_{5}$	34/29
(* = $\lambda_{70}/\lambda_{5}$ )	

Remarks	
suitable for precision molding	

Temperature Coefficients of Refractive Index						
[ $^\circ\text{C}$ ]	$\Delta n_{rel}/\Delta T$ [ $10^{-6}/\text{K}$ ]			$\Delta n_{abs}/\Delta T$ [ $10^{-6}/\text{K}$ ]		
	1060.0	e	g	1060.0	e	g
-40/ -20	-6.0	-5.7	-5.4	-8.1	-7.8	-7.5
+20/ +40	-7.1	-6.7	-6.4	-8.4	-8.1	-7.7
+60/ +80	-7.5	-7.1	-6.7	-8.6	-8.2	-7.8



Folha de especificações do vidro N-FK51A, obtida no catálogo da Schott [21].

## Data Sheet

# SCHOTT

**N-FK51A**  
487845.368

$n_d = 1.48656$	$v_d = 84.47$	$n_F - n_C = 0.005760$
$n_g = 1.48794$	$v_g = 84.07$	$n_F' - n_C' = 0.005804$

Refractive Indices		
	$\lambda$ [nm]	
$n_{2325.4}$	2325.4	1.469530
$n_{1970.1}$	1970.1	1.472710
$n_{1529.6}$	1529.6	1.476030
$n_{1060.0}$	1060.0	1.479590
$n_i$	1014.0	1.479990
$n_g$	852.1	1.481850
$n_f$	706.5	1.483790
$n_c$	656.3	1.484800
$n_{c'}$	643.8	1.485030
$n_{632.8}$	632.8	1.485340
$n_D$	589.3	1.486510
$n_d$	587.6	1.486560
$n_e$	546.1	1.487940
$n_f'$	488.1	1.490560
$n_{f''}$	480.0	1.490830
$n_g'$	435.8	1.493840
$n_h$	404.7	1.496130
$n_i$	385.0	1.500460
$n_{334.1}$	334.1	1.505010
$n_{312.6}$	312.6	1.509110
$n_{296.7}$	296.7	
$n_{280.4}$	280.4	
$n_{248.3}$	248.3	

Constants of Dispersion Formula	
$B_1$	0.971247817
$B_2$	0.216901417
$B_3$	0.904651566
$C_1$	0.00472301995
$C_2$	0.0153575612
$C_3$	168.68133

Constants of Dispersion dn/dT	
$D_0$	$-1.83 \cdot 10^{-6}$
$D_1$	$-7.89 \cdot 10^{-9}$
$D_2$	$-1.83 \cdot 10^{-12}$
$E_0$	$3.74 \cdot 10^{-7}$
$E_1$	$3.46 \cdot 10^{-10}$
$\lambda_{TK}$ [ $\mu\text{m}$ ]	0.150

Temperature Coefficients of Refractive Index						
[°C]	$\Delta n_{ref}/\Delta T [10^{-6}/K]$			$\Delta n_{obs}/\Delta T [10^{-6}/K]$		
	1060.0	$\theta$	$\vartheta$	1060.0	$\theta$	$\vartheta$
-40/ -20	-4.9	-4.6	-4.3	-6.9	-6.6	-6.4
+20/ +40	-6.0	-5.7	-5.3	-7.3	-7.0	-6.7
+60/ +80	-6.5	-6.2	-5.8	-7.5	-7.2	-6.9

Internal Transmittance $\tau_i$		
$\lambda$ [nm]	$\tau_i$ (10mm)	$\tau_i$ (25mm)
2500	0.89	0.75
2325	0.93	0.84
1970	0.976	0.940
1530	0.992	0.980
1060	0.998	0.994
700	0.998	0.995
660	0.998	0.995
620	0.998	0.996
580	0.999	0.997
546	0.999	0.997
500	0.998	0.996
460	0.997	0.993
436	0.997	0.992
420	0.997	0.992
405	0.997	0.993
400	0.997	0.993
390	0.997	0.992
380	0.995	0.988
370	0.990	0.976
365	0.985	0.963
350	0.948	0.875
334	0.831	0.630
320	0.618	0.300
310	0.428	0.120
300	0.260	0.040
280	0.140	0.010
280	0.060	
270		
260		
250		

Color Code	
$\lambda_{80}/\lambda_{5}$	34/28
( $\lambda = \lambda_{70}/\lambda_{5}$ )	

Remarks
suitable for precision molding

Relative Partial Dispersion	
$P_{d,i}$	0.2879
$P_{c,a}$	0.5465
$P_{d,c}$	0.3062
$P_{e,d}$	0.2388
$P_{g,f}$	0.5359
$P_{i,h}$	0.7429
$P'_{d,i}$	0.2858
$P'_{c,a}$	0.5909
$P'_{d,c'}$	0.2554
$P'_{g,d}$	0.237
$P'_{g,f'}$	0.4759
$P'_{i,h}$	0.7373

Deviation of Relative Partial Dispersions $\Delta P$ from the "Normal Line"	
$\Delta P_{c,i}$	-0.1112
$\Delta P_{c,a}$	-0.0533
$\Delta P_{f,e}$	0.011
$\Delta P_{g,f}$	0.0342
$\Delta P_{i,g}$	0.1675

Other Properties	
$\alpha_{-30/+70^\circ\text{C}} [10^{-6}/K]$	12.7
$\alpha_{+20/+300^\circ\text{C}} [10^{-6}/K]$	14.8
$T_g$ [°C]	484
$T_{10}^{13.0}$ [°C]	463
$T_{10}^{7.6}$ [°C]	527
$e_0$ [J/(g·K)]	0.690
$\lambda$ [W/(m·K)]	0.760
$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	3.68
$E$ [ $10^3$ N/mm <sup>2</sup> ]	73
$\mu$	0.302
$K$ [ $10^{-6}$ mm <sup>2</sup> /N]	0.70
$HK_{0.1/20}$	345
HG	6
$B$	1.00
CR	1
FR	0
SR	52.3
AR	2.2
PR	4.3

## Apêndice B

Este apêndice contém as relações encontradas por Sumriddetchkajorn et al [29].

Sumriddetchkajorn et al [29] verificaram que os sistemas de identificação de impressão digital baseados em sistemas ópticos têm maior durabilidade e fiabilidade que os sensores de estado sólido. Porém devido ao plano que contém a impressão estar inclinado relativamente ao eixo óptico, existem algumas zonas da imagem desfocadas e com distorção trapezoidal, que vão provocar falsas rejeições e aprovações. Todavia, estas aberrações derivadas da inclinação do plano podem ser atenuadas através da adição de óptica apropriada.

Para diminuir a distorção e aumentar o contraste da imagem da impressão digital, verificaram que a colocação de uma fina película negra numa das faces que não aquela onde o utilizador coloca a impressão digital consegue esse efeito [29].

Para diminuir a aberrações distorção trapezoidal sem utilizar uma correcção óptica é necessária uma correcção da posição do objecto, da inclinação do eixo óptico e da inclinação do sensor. Estes valores são dependentes do prisma utilizado (prisma equilátero ou de ângulo-recto), devido à variação dos ângulos, e das dimensões das faces. Estas variáveis levam à alteração da diferença do percurso óptico.

O prisma é produzido com um material com índice de refração  $n$  e tem como ângulos genéricos  $\varepsilon$ ,  $\gamma$  e  $\beta$  cuja soma é  $\pi$ . A face AB funciona como um espelho, que reflecte a face BC para a face AC. Como o prisma tem uma película negra, a imagem que o sensor recebe corresponde à reflexão numa superfície negra. Quando o utilizador coloca o seu dedo na face AB, as papilas tocam o prisma e ocorre frustração da reflexão interna total, chegando ao sensor uma imagem onde os vales estão negros e as papilas claras [29].

Ao olhar-se através da face AC, observa-se que a impressão digital não aparenta estar onde fisicamente se encontra, mas sim no interior do prisma, no plano AB', como exemplifica a Figura B1 [29].

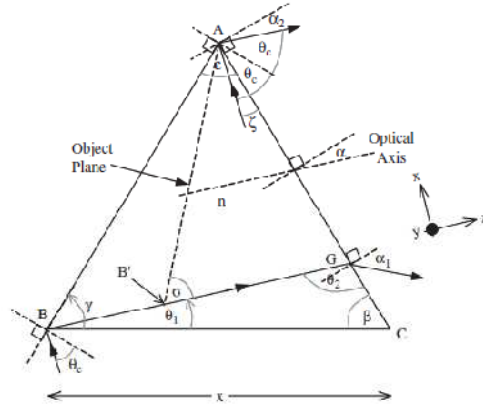


Figura B1 – Representação esquemática do percurso óptico do raio com ângulo de incidência crítica na face AB [29].

Este plano encontra-se a uma distância B'G ao plano AC que é [29]:

$$BG' = \frac{BG}{n} = \frac{1}{n} \cdot \frac{x \cdot \sin \beta}{n \cdot \sin \theta_2} \quad (49)$$

Substituindo  $\theta_2 = \pi - \theta_1 - \beta$  na Equação (60), obtém-se:

$$BG' = \frac{x \cdot \sin \beta}{n \cdot \sin(\theta_1 + \beta)} \quad (50)$$

com  $\theta_1 = \theta_c + \gamma - \frac{\pi}{2}$ .

Sabendo a posição óptica do plano objecto, tem de se encontrar a melhor direcção de observação para que exista maior contraste na imagem da impressão digital. Quando a radiação luminosa incide na superfície AB é reflectida pela superfície AG, não na mesma direcção, mas sim na direcção  $\alpha_1$ , no caso de raio refractado no ponto G. Este ângulo pode ser encontrado através de Lei de Snell, Equação (15), e considerando o triângulo BGC [29]:

$$\alpha_1 = \sin^{-1}(n \cdot \sin(\theta_2 - \pi/2)) \quad (51)$$

Substituindo em Equação (62)  $\theta_2 = \pi - \theta_1 - \beta$ ,  $\theta_1 = \theta_c + \gamma - \pi/2$  e  $\beta + \gamma = \pi - \epsilon$ :

$$\alpha_1 = \sin^{-1}(n \cdot \sin(\epsilon - \theta_c)) \quad (52)$$

O raio refractado no ponto A, por outro lado, segue a direcção  $\alpha_2$ , que pode ser encontrada através da relação [29]:

$$\alpha_2 = \pi/2 + 2 \cdot \theta_c + \zeta \quad (53)$$

Como  $\zeta = \epsilon + \theta_c - \pi/2$ , a Equação (64) torna-se:

$$\alpha_2 = \epsilon - \theta_c \quad (54)$$

Pode então verificar-se que  $\alpha_1 > \alpha_2$ . Se o ângulo de observação fosse  $\alpha_1$ , apenas parte da radiação reflectida seria observada, e estaria próxima do ponto B'. Considerando assim  $\alpha_2$ , toda a imagem pode ser visualizada.

Como se pode verificar através da Figura B2, o plano objecto AB' não é perpendicular ao eixo óptico, mas faz um ângulo  $\sigma$  com este.

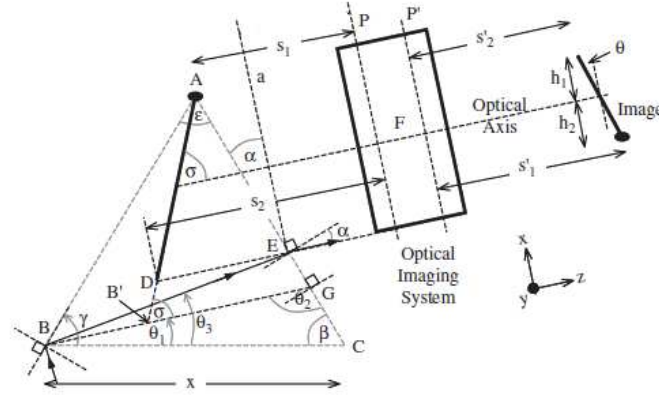


Figura B2 – Diagrama da óptica geométrica do prisma, sistema óptico e sensor [29].

O valor deste ângulo pode ser encontrado por trigonometria [29]:

$$\sigma = \sin^{-1} \left[ \frac{AC-GC}{AB'} \cdot \sin(\pi/2 - \alpha) \right] \quad (55)$$

com  $AC = x \cdot \sin \gamma / \sin \epsilon$ ,

$$GC = x \cdot \sin \theta_1 / \sin \theta_2 = x \cdot \sin \theta_1 / \sin(\theta_1 + \beta),$$

$$AB' = [(B'G)^2 + (AG)^2 - 2 \cdot (B'G) \cdot (AG) \cdot \cos(\pi - \theta_2)]^{1/2}$$

e  $AG=AC-GC$ , substituindo estas equações e a Equação (65) na Equação (66) obtemos:

$$\sigma = \sin^{-1} \left[ \frac{\Gamma \cdot \cos \xi}{(\Psi^2 + \Gamma^2 - \Delta)^{1/2}} \right] \quad (56)$$

onde  $\xi = \theta_c + \beta + \gamma$ ,

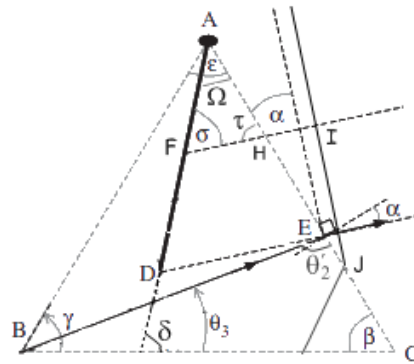
$$\Psi = \sin \beta / n \cdot \cos \xi,$$

$$\Gamma = \frac{\cos(\theta_c + \gamma)}{\cos \xi} - \frac{\sin \gamma}{\sin \epsilon'}$$

$$\text{e } \Delta = \frac{2 \cdot \Gamma \cdot \sin \beta \cdot \tan \xi}{n}.$$

Como se observou acima, a impressão digital é vista a partir de um eixo que faz o ângulo  $\alpha_2$  relativamente à normal à superfície AC do prisma, mas isto implica que o raio que é reflectido no ponto B saia no ponto E do prisma, descrevendo assim o

percurso BE que faz com a base do prisma, face BC, o ângulo  $\theta_3 = \frac{\pi}{2} - \beta - \sin^{-1}[\sin \alpha/n]$ . O resultado é um objecto comprimido e com o tamanho AD (Figura B2). Para encontrar o tamanho final do plano objecto recorre-se a relações trigonométricas, nomeadamente à Lei dos Senos. Foi também a esta relação entre ângulos e distâncias que se recorreu para encontrar a distância a partir da qual se poderia colocar o sistema óptico, ou seja, a distância mínima ao plano objecto a que se pode colocar o sistema óptico (quando está junto ao prisma), que na Figura B3 está representado por FI.



**Figura B3** – Representação do prisma e todos os ângulos e pontos envolvidos nas relações trigonométricas (adaptado de [29]).

O prisma utilizado no módulo de aquisição de impressão digital é equilátero ( $\epsilon=\gamma=\beta=60^\circ=1,0472\text{rad}$ ,  $AB=AC=BC=24,1\text{mm}$ ) e é produzido com o polímero PEI, cujo índice de refração é  $n=1,653$ .

Sendo o ângulo crítico:

$$\theta_c = \arcsin(1/n) = 0,6497\text{rad}$$

então o ângulo entre a recta BG e BC é:

$$\theta_1 = \theta_c + \gamma - \frac{\pi}{2} = 0,12612 \text{ rad}$$

e  $\theta_2 = \pi - \theta_1 - \beta = 1,968 \text{ rad} = 112,774^\circ$ . Considerando o novo plano objecto como  $AB'$ , a distância entre este plano e o ponto G é:

$$B'G = \frac{x \cdot \sin \beta}{n \cdot \sin(\theta_1 + \beta)} = 0,01369\text{m}$$

Os ângulos de saída de raios luminosos do prisma, após a reflexão no plano  $AB$ , são:

$$\alpha_1 = \text{arc sin}(n \cdot \sin(\theta_2 - \pi/2)) = 0,694\text{rad}$$

e

$$\alpha_2 = \varepsilon - \theta_c = 0,3975\text{rad}$$

Sendo  $\alpha_2$  considerado o ângulo de observação, como foi referido acima. O raio luminoso seja reflectido no plano AB e seja refractado no prisma com um ângulo  $\alpha_2$ ,faz um ângulo com a face BC:

$$\theta_3 = \frac{\pi}{2} - \beta - \text{arc sin}(\alpha/n) = 0,2807\text{rad}.$$

O eixo óptico faz um ângulo  $\sigma$  com o objecto cujo valor é:

$$\xi = \theta_c + \beta + \gamma = 2,738\text{rad}; \text{ Logo:}$$

$$\Gamma = \frac{\cos(\theta_c + \gamma)}{\cos \xi} - \frac{\sin \gamma}{\sin \varepsilon} = -0,8632;$$

$$\Psi = \frac{\sin \beta}{n \cdot \cos \xi} = -0,5697\text{rad};$$

$$\Delta = \frac{2 \cdot \Gamma \cdot \sin \beta \cdot \tan \xi}{n} = 0,3863$$

$$\sigma = \text{arc sin} \left[ \frac{\Gamma \sin \xi}{(\Psi^2 + \Gamma^2 - \Delta)^{1/2}} \right] = 1,2883\text{rad}.$$

Pela Lei dos Senos e observando a Figura , considera-se o triângulo BCE:

$$\frac{\sin \theta_3}{EC} = \frac{\sin \theta'_2}{BC} \Leftrightarrow EC = 0,00688\text{m}, \text{ então } AE = AC - EC = 0,01722\text{m}.$$

No triângulo ADE, o ângulo entre os planos DE e AD é:  $\tau = \pi/2 - \alpha = 1,173\text{rad}$

e

$$\frac{\sin \tau}{AD} = \frac{\sin \sigma}{AE} \Leftrightarrow AD = 0,01653\text{m}$$

$$\text{E } \frac{\sin \tau}{AD} = \frac{\sin \sigma}{DE} \Leftrightarrow DE = 0,01128\text{m}.$$

No triângulo AFH, o ponto F é o ponto médio do objecto. É este o ponto onde o objecto intersecta o eixo óptico, e a partir do qual se medem as distâncias ao sistema óptico. Assim, o ângulo entre os planos AF e AH é  $\Omega = \pi - \sigma - \tau = 0,6803\text{rad}$  e

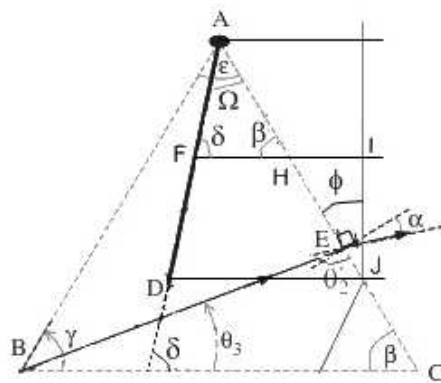
$$\frac{\sin \Omega}{FH} = \frac{\sin \tau}{AF} \Leftrightarrow FH = 0,005639\text{m}.$$

A distância mínima a que o sistema óptico pode estar é FI. Como já se calculou FH, é necessário observar o triângulo HIJ para encontrar a distância HI. Então,  $HJ = AC - JC = 0,0241 - 0,0055 - 0,008609 = 0,00999\text{m}$ . Assim,

$$\frac{\sin(\pi/2)}{HJ} = \frac{\sin \alpha}{HI} \Leftrightarrow HI = 0,003867\text{m}$$

Então a distância mínima a que é possível colocar as lentes é  $FI = FH + HI = 0,009506\text{mm}$ .

Como se considera que as aberrações provocadas pela inclinação do objecto são corrigidas através do sistema óptico, então o eixo óptico está paralelo à face BC do prisma, e faz um ângulo  $\sigma_2$  com o plano objecto. O ângulo entre o eixo óptico e o plano objecto é  $\delta = \pi - \beta - \Omega = 1,4141\text{ rad}$ . Como o software de simulação óptica OSLO™ utiliza inclinações medidas relativamente à vertical, então este ângulo será:  $\eta = \pi/2 - \sigma_2 = 0,1567\text{rad}$ . A Figura B4 representa o prisma e o caminho óptico considerado.



**Figura B4** – Ilustração do prisma e do caminho óptico considerado no módulo de identificação de impressão digital (adaptado de [29]).

As considerações relativas ao triângulo BCE mantêm-se neste novo formato. Relativamente ao triângulo ADJ, mantemos o tamanho do objecto AD calculado acima, embora o ângulo  $\tau$  tenha sido alterado para o valor de  $\beta$ . A distância que vai sofrer alterações devido à modificação do ângulo de observação é FI, que será:

$$\frac{\sin \beta}{AF} = \frac{\sin \Omega}{FH} \Leftrightarrow FH = 0,006m$$

E sendo  $\phi = \pi/2 - \beta = 0,5236\text{rad}$  e, pelo ângulo ADJ

$$\frac{\sin \beta}{AD} = \frac{\sin \delta}{AJ} \Leftrightarrow AJ = 0,01885m$$

e pelo triângulo AFH:

$$\frac{\sin \Omega}{FH} = \frac{\sin \delta}{AH} \Leftrightarrow AH = 0,0094m,$$

a face HJ do triângulo HIJ é:  $HJ = AJ - AH = 0,00945m$ . Então:

$$\frac{\sin \pi/2}{HJ} = \frac{\sin \phi}{HI} \Leftrightarrow HI = 0,004948m$$

e a distância  $FI = FH + HI = 0,010948m$ . Verifica-se que a distância mínima de colocação do sistema óptico de um ângulo de observação para o outro apenas difere cerca de 5mm relativamente ao centro do plano objecto.



## Apêndice C

Neste apêndice é possível visualizar as tabelas de valores citadas no Capítulo 5.3..

**Tabela C1** - Gama de valores de separação da lente A e B, valor  $d$ , possíveis para as gamas de valores  $S$  e  $S'$ .

$S \setminus S'$ (mm)	2,25	3,25	4,25	5,25	6,25	7,25	8,25	9,25	10,25	11,25	12,25	12,69
9,506	25,524	24,524	23,524	22,524	21,524	20,524	19,524	18,524	17,524	16,524	15,524	15,084
10,506	24,524	23,524	22,524	21,524	20,524	19,524	18,524	17,524	16,524	15,524	14,524	14,084
11,506	23,524	22,524	21,524	20,524	19,524	18,524	17,524	16,524	15,524	14,524	13,524	13,084
12,506	22,524	21,524	20,524	19,524	18,524	17,524	16,524	15,524	14,524	13,524	12,524	12,084
13,506	21,524	20,524	19,524	18,524	17,524	16,524	15,524	14,524	13,524	12,524	11,524	11,084
14,506	20,524	19,524	18,524	17,524	16,524	15,524	14,524	13,524	12,524	11,524	10,524	10,084
15,506	19,524	18,524	17,524	16,524	15,524	14,524	13,524	12,524	11,524	10,524	9,524	9,084
16,506	18,524	17,524	16,524	15,524	14,524	13,524	12,524	11,524	10,524	9,524	8,524	8,084
17,506	17,524	16,524	15,524	14,524	13,524	12,524	11,524	10,524	9,524	8,524	7,524	7,084
18,506	16,524	15,524	14,524	13,524	12,524	11,524	10,524	9,524	8,524	7,524	6,524	6,084
19,506	15,524	14,524	13,524	12,524	11,524	10,524	9,524	8,524	7,524	6,524	5,524	5,084
20,056	14,974	13,974	12,974	11,974	10,974	9,974	8,974	7,974	6,974	5,974	4,974	4,534

**Tabela C2** - Potência da lente A para os diversos valores  $S$ ,  $S'$  e  $d$ .

$S \setminus S'$ (mm)	2,25	3,25	4,25	5,25	6,25	7,25	8,25	9,25	10,25	11,25	12,25	12,69
-9,506	0,097	0,075	0,050	0,024	-0,005	-0,037	-0,071	-0,110	-0,153	-0,201	-0,256	-0,282
-10,506	0,091	0,070	0,048	0,023	-0,005	-0,035	-0,068	-0,105	-0,147	-0,194	-0,247	-0,273
-11,506	0,087	0,067	0,045	0,022	-0,004	-0,033	-0,066	-0,102	-0,143	-0,189	-0,243	-0,269
-12,506	0,083	0,065	0,044	0,021	-0,004	-0,033	-0,064	-0,100	-0,140	-0,187	-0,241	-0,268
-13,506	0,081	0,063	0,043	0,021	-0,004	-0,032	-0,063	-0,099	-0,140	-0,187	-0,243	-0,270
-14,506	0,079	0,061	0,042	0,020	-0,004	-0,032	-0,063	-0,099	-0,140	-0,189	-0,247	-0,276
-15,506	0,078	0,061	0,041	0,020	-0,004	-0,032	-0,063	-0,100	-0,143	-0,194	-0,256	-0,287
-16,506	0,077	0,060	0,041	0,020	-0,004	-0,032	-0,064	-0,102	-0,147	-0,201	-0,268	-0,303
-17,506	0,077	0,060	0,041	0,020	-0,004	-0,033	-0,066	-0,105	-0,153	-0,212	-0,287	-0,326
-18,506	0,077	0,061	0,042	0,021	-0,004	-0,033	-0,068	-0,11	-0,162	-0,227	-0,313	-0,359
-19,506	0,078	0,061	0,043	0,021	-0,004	-0,035	-0,071	-0,117	-0,174	-0,248	-0,350	-0,408
-20,056	0,078	0,062	0,043	0,021	-0,005	-0,036	-0,074	-0,121	-0,182	-0,264	-0,378	-0,445

**Tabela C3** - Potência da lente B para os diversos valores S, S' e d.

S\S' (mm)	2,25	3,25	4,25	5,25	6,25	7,25	8,25	9,25	10,25	11,25	12,25	12,69
-9,506	0,451	0,325	0,259	0,219	0,193	0,174	0,161	0,151	0,144	0,139	0,136	0,135
-10,506	0,448	0,323	0,258	0,219	0,193	0,175	0,162	0,153	0,146	0,142	0,139	0,138
-11,506	0,445	0,321	0,257	0,218	0,193	0,175	0,163	0,154	0,148	0,144	0,142	0,142
-12,506	0,441	0,319	0,256	0,218	0,193	0,176	0,164	0,156	0,150	0,147	0,146	0,146
-13,506	0,437	0,317	0,255	0,217	0,193	0,176	0,165	0,157	0,153	0,150	0,150	0,150
-14,506	0,432	0,314	0,253	0,217	0,193	0,177	0,166	0,159	0,155	0,154	0,155	0,156
-15,506	0,427	0,311	0,252	0,216	0,193	0,178	0,168	0,162	0,159	0,158	0,161	0,163
-16,506	0,421	0,308	0,250	0,215	0,193	0,179	0,170	0,165	0,163	0,164	0,168	0,171
-17,506	0,415	0,305	0,248	0,215	0,194	0,180	0,172	0,168	0,168	0,171	0,178	0,182
-18,506	0,408	0,301	0,246	0,214	0,194	0,182	0,175	0,172	0,174	0,179	0,190	0,196
-19,506	0,400	0,296	0,243	0,212	0,194	0,183	0,178	0,177	0,181	0,190	0,206	0,217
-20,056	0,395	0,293	0,241	0,212	0,194	0,184	0,180	0,180	0,186	0,198	0,218	0,231

**Tabela C4** - Distância focal efectiva do sistema constituído por duas lentes.

S\S' (mm)	2,25	3,25	4,25	5,25	6,25	7,25	8,25	9,25	10,25	11,25	12,25	12,69
-9,506	-1,762	-5,136	373,5	8,008	4,808	3,729	3,188	2,862	2,644	2,488	2,372	2,329
-10,506	-2,160	-7,083	34,26	7,426	4,846	3,871	3,360	3,044	2,830	2,676	2,559	2,516
-11,506	-2,655	-10,31	19,57	7,006	4,877	3,997	3,516	3,214	3,005	2,853	2,737	2,695
-12,506	-3,289	-16,72	14,39	6,688	4,903	4,109	3,660	3,371	3,170	3,022	2,908	2,866
-13,506	-4,129	-35,54	11,74	6,439	4,926	4,210	3,792	3,518	3,325	3,182	3,071	3,029
-14,506	-5,295	-1177,8	10,13	6,238	4,946	4,300	3,914	3,656	3,472	3,334	3,226	3,186
-15,506	-7,021	43,63	9,053	6,074	4,963	4,383	4,026	3,785	3,610	3,479	3,376	3,337
-16,506	-9,841	22,83	8,278	5,936	4,978	4,458	4,130	3,905	3,742	3,617	3,519	3,482
-17,506	-15,28	16,05	7,694	5,819	4,992	4,526	4,227	4,019	3,866	3,749	3,656	3,621
-18,506	-30,10	12,69	7,239	5,719	5,004	4,589	4,318	4,126	3,984	3,875	3,787	3,754
-19,506	-233,2	10,68	6,874	5,632	5,015	4,647	4,402	4,228	4,097	3,995	3,914	3,883
-20,056	96,19	9,886	6,703	5,589	5,021	4,677	4,446	4,281	4,156	4,059	3,981	3,952

# Apêndice D

Este apêndice contém os gráficos de avaliação do projecto óptico inicial para o módulo biométrico de impressão digital, cujas especificações estão no Capítulo 5.3..

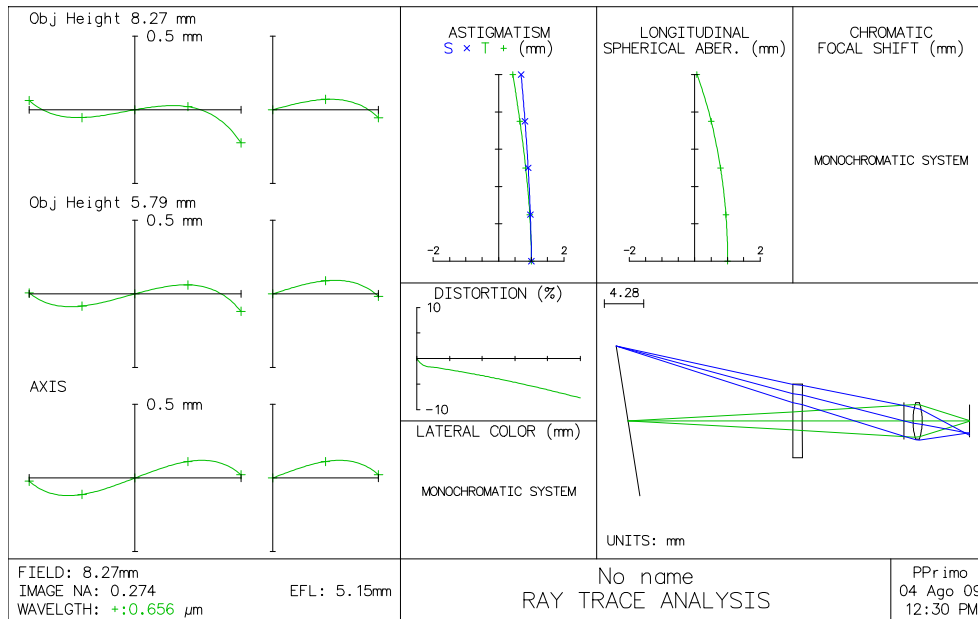


Figura D1 – Ray Intercept Plot Analysis do sistema óptico inicial para o módulo sensor da impressão digital.

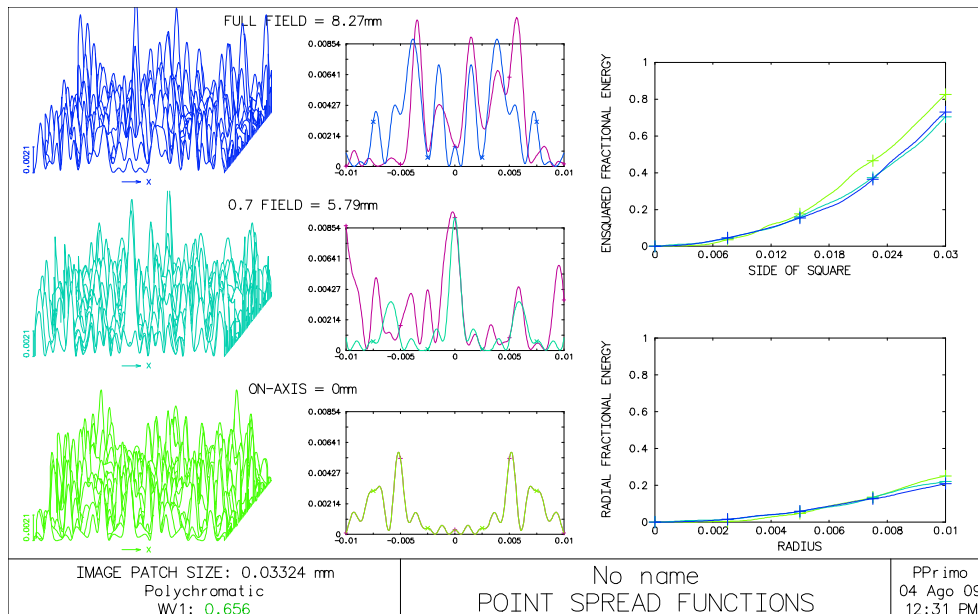
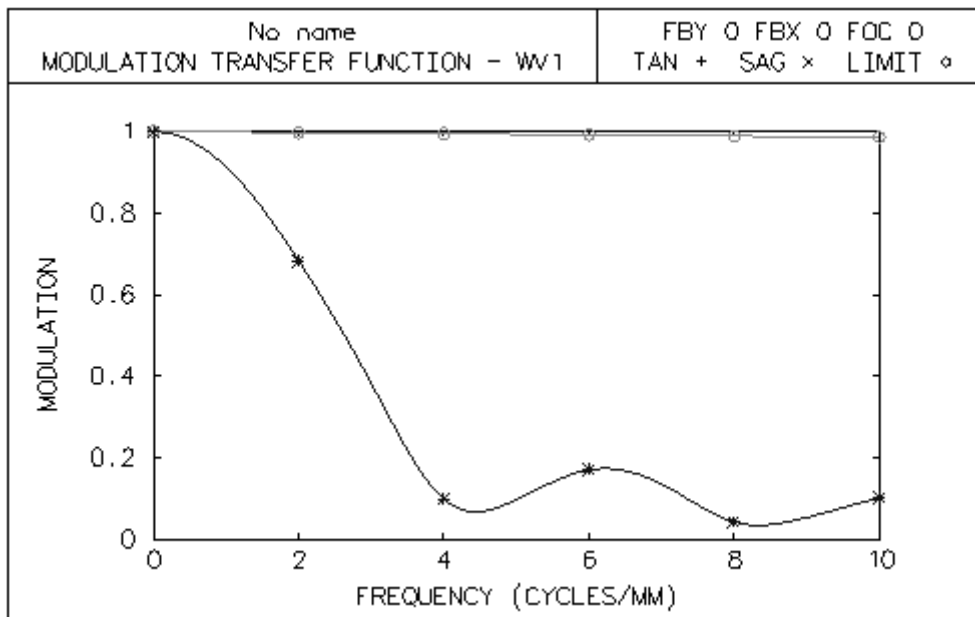
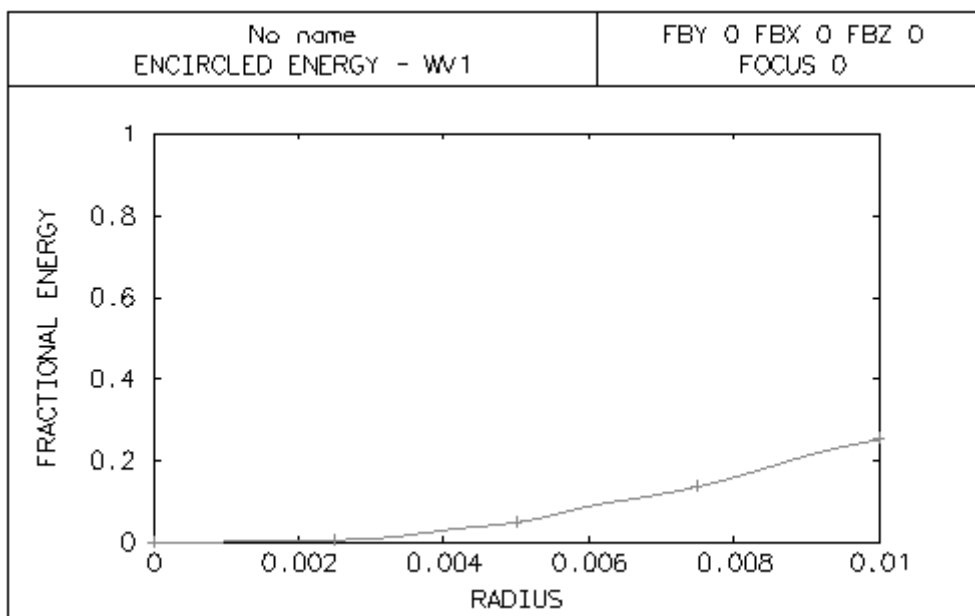


Figura D2 – Point Spread Functio Analysis do sistema óptico inicia para o módulo sensor da impressão digital.



**Figura D3** – *Modulation Transfer Function Analysis* do sistema óptico inicial para o módulo sensor da impressão digital.



**Figura D4** – *Energy Analysis* do sistema óptico inicial para o módulo sensor que utiliza a impressão digital.

