

DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO PRELIMINAR DE UM SISTEMA PARA QUANTIFICAÇÃO DA GLICOSE NO SANGUE POR MEIO DE IMAGENS DA ÍRIS HUMANA

por

José Ricardo de Menezes

**Universidade Federal de Santa Catarina
Pós-Graduação em Metrologia Científica e Industrial
Departamento de Engenharia Mecânica
LabMetro**

Trabalho apresentado como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Metrologia na Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil.

Florianópolis, 21 dezembro de 2000

**“DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO PRELIMINAR DE UM SISTEMA
PARA QUANTIFICAÇÃO DA GLICOSE NO SANGUE POR MEIO DE
IMAGENS DA ÍRIS HUMANA”**

JOSÉ RICARDO DE MENEZES

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de
“MESTRE EM METROLOGIA”
e aprovada na sua forma final pelo
Programa de Pós-Graduação em Metrologia Científica e Industrial



Prof. Armando Albertazzi Gonçalves Júnior, Dr. Eng.
Orientador

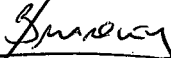


Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, Ph. D.
Co-orientador



Prof. Armando Albertazzi Gonçalves Júnior, Dr. Eng.
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Metrologia Científica e
Industrial

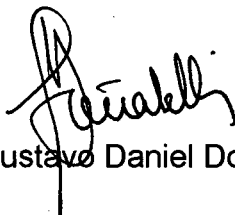
BANCA EXAMINADORA:



Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, Ph. D.



Prof. Frank Hrebabetzky, Dr. Rer. Nat.



Prof. Gustavo Daniel Donatelli, Dr. Eng.

Resumo

Neste trabalho foram concebidos, desenvolvidos e avaliados um sistema óptico/mecânico e um programa de computador arquitetado para extrair parâmetros quantitativos associados à coloração e estrutura da íris humana. Este sistema foi concebido para investigar a possibilidade de determinar de forma não invasiva o nível de glicose no sangue a partir de imagens da íris. O sistema óptico mecânico possibilita adquirir imagens da íris humana, de qualidade e com o mínimo de interferências externas. Com o software é possível extrair diferentes parâmetros das imagens, como as componentes RGB e/ou HSI, que, através de um sistema de referência de posição, correlaciona-os às diferentes regiões da íris. Após o levantamento das possíveis fontes de incertezas, foram realizados diversos ensaios e análises estatísticas para avaliar a influência de cada fonte sobre o sistema o que levou a estimativa da incerteza típica do sistema. Por fim, foi realizado de maneira preliminar, um estudo de correlação entre variações do nível de glicemia com os parâmetros de cores extraídos das imagens das íris, esquerda e direita, de um mesmo voluntário, adquiridas a cada nova medição do nível de glicemia. Esta tecnologia seria de grande utilidade para os 120 milhões de diabéticos no mundo, com projeção de 280 milhões para 2025, de acordo com a Organização Mundial de Saúde, que necessitam medir o nível de glicose no sangue diversas vezes por dia.

Palavras-chave: Iridologia; Determinação da Glicemia; Tratamento de Imagens; Metrologia Biomédica.

Abstract

In this work, an optical/mechanical system and software created to extract quantitative parameters associated to the color and structure of the human iris, were conceived, developed and evaluated. This system was conceived to investigate the possibility to ascertain, in a non-invasive way, the glucose level in the human body from the iris images. The optical/mechanical system makes possible to acquire images from the human iris, with quality and with low external interference. With the software it is possible to extract different parameters from the images, like the RGB and/or HSI components that by a reference position system, correlate them to different iris regions. After the investigation of possible uncertainty factors, a several number of trials and statistical analysis were accomplished to evaluate the influence of each factor on the system, which leads us to estimate the typical uncertainty of the system. By the end, it was accomplished in a preliminary way, a study of correlation between the glucose level variations and the color parameters extracted from the left and right iris images, from the same volunteer. The images were acquired each time a new glucose level was taken. This technology would be of a great support to the 120 million diabetics in the world, with the projection to 280 million in the year of 2025, according to the World Health Organization, who need to take the glucose level several times a day.

Key words: Iridology; Glucose Level Determination; Image Treatment; Biomedics Metrology.

À minha mulher, Gabriela, e aos nossos
filhos, Lucas e Vinícius

Pelo apoio, incentivo e paciência sempre
presentes

Agradecimentos

- À minha mulher, Gabriela, que carrega em seu ventre nosso filho Vinícius, pela paciência, apoio e dedicação a mim dispensados;
- Ao meu filho, Lucas, pela compreensão e paciência quando na necessidade de estar ausente;
- Aos meus pais, Helena Dóris e Airton, por me proporcionarem todas as condições de estudar e crescer como pessoa e cidadão de um mundo globalizado;
- Ao Professor Armando, um verdadeiro orientador, pelo grande apoio e por acreditar no meu potencial para realizar um projeto desta magnitude;
- Ao Professor Jefferson, que além do apoio e conhecimento dispensados, participou como voluntário nas pesquisas;
- À Rosana, secretária do Labmetro, pessoa justa e de grande sinceridade, que sempre está disposta a ajudar;
- A todos os professores do Labmetro, que transmitiram seus conhecimentos de forma clara e objetiva, além de estarem sempre a disposição;
- Aos amigos do Labmetro, pela ajuda e incentivo sempre presentes;

- Ao grupo de apoio aos diabéticos do Hospital Universitário;
- Aos colaboradores do Labmetro e da Fundação CERTI, pela amizade e apoio ao trabalho;
- A CAPES, que proporcionou o auxílio financeiro indispensável para a realização deste trabalho;
- À UFSC e ao Labmetro, pela excelente infra-estrutura disponibilizada;
- À Pinheiro Prótese Ocular, empresa especializada na fabricação de próteses e lentes esclerais, pela doação espontânea de uma prótese ocular para a realização dos ensaios, e
- A todas as pessoas que participaram deste processo, mas que a minha memória não recorda.

Sumário

Aprovação	i
Resumo	ii
Abstract	iii
Sumário	vii
Lista de Figuras	x
Lista de Tabelas	xvi
Lista de Símbolos	xvii
Capítulo 1	
Determinação e Controle da Glicemia: Uma Necessidade Básica	1
Capítulo 2	
Fundamentação Teórica	6
2.1 Iridologia	6
2.1.1 Histórico.....	6
2.1.2 Fisiologia da Íris.....	7
2.1.3 Os Mapas da Íris.....	8
2.1.4 Sinais na Íris	12
2.1.5 O que a Iridologia pode ou não Identificar?.....	13
2.2 Diabetes Mellitus	14
2.2.1 Diabetes Mellitus Tipo I (Insulino-dependentes).....	14
2.2.2 Diabetes Mellitus Tipo II (Não Insulino-dependentes)	14
2.3 Glicemia	15
2.3.1 Método Invasivo.....	15
2.3.2 Métodos Não-Invasivos	16

2.3.3 Método Semi-Invasivo	16
2.4 Processamento de Imagens.....	17
2.4.1 Introdução à Imagem Digital	17
2.4.2 Processando Imagens Coloridas	19
Capítulo 3	
O Sistema Glucolris	21
3.1 Requisitos Necessários.....	21
3.2 Sistema Mecânico.....	22
3.3 Sistema Óptico.....	24
3.3.1 Câmera Digital	24
3.3.2 Sistema de Iluminação.....	25
3.4 Software de Processamento de Imagem.....	26
3.4.1 Leitura e Decomposição da Imagem.....	27
3.4.2 Definição dos Contornos da Íris na Imagem	30
3.4.3 Extração e Planificação da Íris.....	32
3.4.4 Discretização e Exportação das Componentes para o MS-Excel.....	34
3.4.5 Análises Realizadas no MS-Excel.....	35
Capítulo 4	
Avaliação da Incerteza do Sistema	38
4.1 Fatores Biológicos.....	40
4.2 Posicionamento.....	40
4.3 Sistema Óptico.....	40
4.3.1 Iluminação	40
4.3.2 Câmera Fotográfica Digital	41
4.4 Glicemia	41
4.5 Processamento da Imagem.....	41
4.6 Fatores Ambientais	42
4.7 Avaliação das Incertezas.....	42
4.7.1 Avaliação da Incerteza do Software de Processamento de Imagem.....	42
4.7.1.1 Incerteza Decorrente de Processamento de Imagem.....	43
4.7.2 Análise de Incertezas do Sistema Utilizando uma Prótese Ocular	48

4.7.2.2 Incertezas Decorrentes do Processamento das Imagens Usando uma Prótese Ocular.....	50
4.7.2.3 Incertezas Decorrentes de Variações da Intensidade Luminosa.....	51
4.7.2.4 Incerteza Decorrente do Zoom da Câmera Digital.....	54
4.7.2.5 Incertezas Associadas à Movimentação Angular do Olho em Relação à Câmera Digital.....	58
4.7.2.6 Incertezas Decorrentes das Variações de Distância Câmera/Olho e do Foco da Imagem.....	62
4.7.3 Análise das Incertezas Decorrentes de Fatores Biológicos.....	67
4.7.3.7 Incertezas do Software de Processamento de Imagem Usando uma Imagem da Íris Humana.....	68
4.7.3.8 Incertezas Decorrentes da Dilatação da Pupila.....	70
4.7.3.9 Incertezas decorrentes do re-posicionamento da cabeça.....	74
4.7.4 Análise global das incertezas do sistema.....	77
4.8 Recomendações de Uso do Sistema.....	83
4.9 Incerteza típica do sistema.....	84
Capítulo 5	
Glucolris na Prática: um Estudo de Caso	91
5.1 O Procedimento Experimental.....	91
5.2 Processamento das Imagens Obtidas.....	92
5.3 Análise dos Resultados Obtidos.....	99
Capítulo 6	
Considerações Finais	102
6.1 Sugestões para Trabalhos Futuros.....	105
Referências Bibliográficas	107
Anexo A	
Iridologia	110
A.1 O que a iridologia pode ou não identificar?.....	110
A.2 Sinais Visíveis na Íris.....	113

Lista de Figuras

Figura 2.1	- Globo Ocular (modificado de [9]).....	7
Figura 2.2	- A Íris (modificado de [14])	8
Figura 2.3	- Mapa da íris esquerda segundo Dr Bernard Jensen [8]	9
Figura 2.4	- Mapa da íris direita segundo Dr Bernard Jensen [8].....	10
Figura 2.5	- Íris Mapeada em Sete Anéis [9]	11
Figura 2.6	- Fibras da Íris [8]	11
Figura 2.7	- Sinais na Íris referentes a Hipo e Hiperatividade (modificado de [8]).....	12
Figura 2.8	- Hipo e Hiperatividade nas Fibras da Íris (Modificado de [8]).....	13
Figura 2.9	- Pixel de uma imagem.....	17
Figura 2.10	- Constituição das imagens RGB e HSI (modificado de [28]).....	19
Figura 2.11	- Processamento da imagens RGB e HSI (modificado de [28])	20
Figura 3.1	- Foto do sistema mecânico	23
Figura 3.2	- Disposição do conjunto fibra ótica/espelho junto a câmera digital.....	26
Figura 3.3	- Fluxograma do Software	27
Figura 3.4	- Imagem da tela principal do software	28
Figura 3.5	- Componentes HSI e RGB extraídos de uma imagem da íris humana	29
Figura 3.6	- Detecção das Fronteiras da Íris	31
Figura 3.7	- Raios para seleção do pico da derivada.....	31
Figura 3.8	- Imagem da íris com a detecção das fronteiras da íris já realizada	32
Figura 3.9	- “Íris” de demonstração	33
Figura 3.10	- “Íris” planificada	
Figura 3.11	- Imagem planificada de uma íris humana	33
Figura 3.12	- Janela de exportação de parâmetros para MS-Excel	34
Figura 4.1	- Prováveis fontes de incertezas do sistema	39
Figura 4.2	- Íris Gráfica 02 para verificar planificação da imagem	43
Figura 4.3	- Imagem planificada da Íris Gráfica 02	43

Figura 4.4	- Imagem Sintética da Íris.....	44
Figura 4.5	- Padrão RGB da Imagem Planificada da Íris Sintética I (Figura 4.4)	44
Figura 4.6	- Métodos de Extração de blocos de pixels da Íris Teste: a)anéis e b) fatias radiais	45
Figura 4.7	- Imagem Planificada da Íris Sintética I (Figura 4.4)	46
Figura 4.8	- Componentes RGB da planificação da imagem sintética (Figura 4.4).....	46
Figura 4.9	- Repetitividade da extração das componentes RGB da íris sintética (fatias radiais).....	47
Figura 4.10	- Componentes RGB da planificação da imagem sintética (Figura 4.4)	47
Figura 4.11	- Repetitividade da detecção da fronteira da imagem sintética	48
Figura 4.12	- Repetitividade da extração das componentes RGB da íris sintética (anéis)	48
Figura 4.13	- Prótese ocular	49
Figura 4.14	- Valor médio da componente R de anéis de uma imagem da prótese ocular	50
Figura 4.15	- Repetitividade na extração da componente R dos anéis extraídos de uma única imagem da prótese ocular	51
Figura 4.16	- Repetitividade na extração da componente R das fatias radiais extraídas de uma única imagem da prótese ocular	51
Figura 4.17	- Valor médio da componente R de anéis de imagens para diferentes tensões de alimentação do sistema de iluminação	52
Figura 4.18	- Valor médio da componente R normalizada de anéis extraídos de imagens para diferentes tensões de alimentação do sistema de iluminação	53
Figura 4.19	- Repetitividade da componente R e R normalizada de anéis extraídos de imagens para diferentes tensões de alimentação do sistema de iluminação	54
Figura 4.20	- Valor médio da componente R de anéis de diferentes imagens variando o zoom da câmera digital	55
Figura 4.21	- Valor médio da componente R normalizada de anéis de diferentes imagens variando o zoom da câmera digital	56
Figura 4.22	- Repetitividade na extração da componente R e R normalizada de anéis das imagens obtidas com variação no zoom da câmera fotográfica digital	56

Figura 4.23 - Valor médio da componente R das fatias radiais de diferentes imagens variando o zoom da câmera digital.....	57
Figura 4.24 - Valor médio da componente R normalizada das fatias radiais de diferentes imagens variando o zoom da câmera digital	57
Figura 4.25 - Repetitividade da componente R e R normalizada das fatias radiais de diferentes imagens variando o zoom da câmera digital	58
Figura 4.26 - Valor médio da componente R de anéis de diferentes imagens variando a posição angular do olho em relação à câmera digital.....	59
Figura 4.27 - Valor médio da componente R normalizada de anéis de diferentes imagens variando a posição angular do olho em relação à câmera digital.....	60
Figura 4.28 - Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizada de anéis de diferentes imagens variando a posição angular do olho em relação à câmera digital	60
Figura 4.29 - Valor médio da componente R das fatias radiais de diferentes imagens variando a posição angular do olho em relação à câmera digital.....	61
Figura 4.30 - Valor médio da componente R normalizada das fatias radiais de diferentes imagens variando a posição angular do olho em relação à câmera digital	61
Figura 4.31 - Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizada das fatias radiais de diferentes imagens variando a posição angular do olho em relação à câmera digital.....	62
Figura 4.32 - Valor médio da componente R dos anéis de diferentes imagens variando a distância câmera/olho	64
Figura 4.33 - Valor médio da componente R normalizada dos anéis extraídos de diferentes imagens variando a distância câmera/olho	64
Figura 4.34 - Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizado dos anéis extraídos de diferentes imagens variando a distância câmera/olho.....	65
Figura 4.35 - Valor médio da componente R das fatias radiais extraídas de diferentes imagens variando a distância câmera/olho	66
Figura 4.36 - Valor médio da componente R normalizada das fatias radiais extraídas de diferentes imagens variando a distância câmera/olho	66

Figura 4.37 - Repetitividade do valor médio da componente R das fatias radiais extraídas de diferentes imagens variando a distância câmera/olho	67
Figura 4.38 - Repetitividade na extração da componente R dos anéis extraídas de uma única imagem da íris humana.....	69
Figura 4.39 - Repetitividade na extração da componente R das fatias radiais extraídas de uma única imagem da íris humana	69
Figura 4.40 - Valor médio da componente R dos anéis extraídos de diferentes imagens variando o tamanho da pupila	71
Figura 4.41 - Valor médio da componente R normalizada dos anéis extraídos de diferentes imagens variando o tamanho da pupila.....	71
Figura 4.42 - Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizada dos anéis extraídos de diferentes imagens variando o tamanho da pupila.....	72
Figura 4.43 - Valor médio da componente R das fatias radiais extraídas de diferentes imagens variando o tamanho da pupila.....	72
Figura 4.44 - Valor médio da componente R normalizada das fatias radiais extraídas de diferentes imagens variando o tamanho da pupila	73
Figura 4.45 - Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizada das fatias radiais extraídas de diferentes imagens variando o tamanho da pupila	73
Figura 4.46 - Valor médio da componente R dos anéis extraídos de diferentes imagens obtidas a cada novo posicionamento da cabeça do voluntário... ..	75
Figura 4.47 - Valor médio da componente R normalizada dos anéis extraídos de diferentes imagens obtidas a cada novo posicionamento da cabeça do voluntário.....	75
Figura 4.48 - Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizada dos anéis extraídos de diferentes imagens obtidas a cada novo posicionamento da cabeça do voluntário.....	76
Figura 4.49 - Valor médio da componente R das fatias radiais extraídas de diferentes imagens obtidas a cada novo posicionamento da cabeça do voluntário.....	76
Figura 4.50 - Valor médio da componente R das fatias radiais extraídas de diferentes imagens obtidas a cada novo posicionamento da cabeça do voluntário.....	77

Figura 4.51 - Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizada das fatias radiais extraídas de diferentes imagens obtidas a cada novo posicionamento da cabeça do voluntário.....	77
Figura 4.52 - Incertezas padrão Tipo A dos anéis das imagens dos diversos ensaios realizados em % do valor nominal.....	79
Figura 4.53 - Incertezas padrão Tipo A das fatias radiais das imagens dos diversos ensaios realizados em % do valor nominal.....	80
Figura 4.54 - Incertezas Padrão Tipo A dos anéis das imagens dos diversos ensaios realizados extraída as incertezas do software de processamento de imagem	81
Figura 4.55 - Incertezas Tipo A final dos anéis das imagens dos diversos ensaios realizados.....	82
Figura 4.56 - Incertezas Tipo A das fatias radiais das imagens dos diversos ensaios que foram consideradas influentes	83
Figura 4.57 - Valor médio da componente R dos anéis extraídos das imagens do olho do voluntário	85
Figura 4.58 - Valor médio da componente R normalizada dos anéis extraídos das imagens do olho do voluntário.....	86
Figura 4.59 -Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizada dos anéis extraídos das imagens do olho do voluntário	86
Figura 4.60 - Valor médio da componente R das fatias radiais extraídas das imagens do olho do voluntário.....	88
Figura 4.61 - Valor médio da componente R normalizada das fatias radiais extraídas das imagens do olho do voluntário.....	88
Figura 4.62 - Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizada das fatias radiais extraídos das imagens do olho do voluntário	89
Figura 5.1 - Valor médio da componente R dos anéis extraídos das imagens da íris direita do voluntário para diferentes valores de glicemia.....	93
Figura 5.2 - Valor médio da componente G dos anéis extraídos das imagens da íris direita do voluntário para diferentes valores de glicemia.....	93
Figura 5.3 - Valor médio da componente B dos anéis extraídos das imagens da íris direita do voluntário para diferentes valores de glicemia.....	94
Figura 5.4 - Valor médio da componente H dos anéis extraídos das imagens da íris direita do voluntário para diferentes valores de glicemia.....	94

Figura 5.5	- Valor médio da componente S dos anéis extraídos das imagens da íris direita do voluntário para diferentes valores de glicemia.....	95
Figura 5.6	- Valor médio da componente I dos anéis extraídos das imagens da íris direita do voluntário para diferentes valores de glicemia	95
Figura 5.7	- Valor médio da componente R dos anéis extraídos das imagens da íris esquerda do voluntário para diferentes valores de glicemia.....	96
Figura 5.8	- Valor médio da componente G dos anéis extraídos das imagens da íris esquerda do voluntário para diferentes valores de glicemia.....	96
Figura 5.9	- Valor médio da componente B dos anéis extraídos das imagens da íris esquerda do voluntário para diferentes valores de glicemia.....	97
Figura 5.10	- Valor médio da componente H dos anéis extraídos das imagens da íris esquerda do voluntário para diferentes valores de glicemia.....	97
Figura 5.11	- Valor médio da componente S dos anéis extraídos das imagens da íris esquerda do voluntário para diferentes valores de glicemia.....	98
Figura 5.12	- Valor médio da componente I dos anéis extraídos das imagens da íris esquerda do voluntário para diferentes valores de glicemia.....	98
Figura 5.13	- Valor da componente R normalizada dos anéis de número 30 a 70 extraídos das imagens associados com diferentes valores de glicemia com incertezas para um valor de probabilidade de 95%.....	99
Figura 5.14	- Valor da componente B normalizada dos anéis de número 30 a 70 extraídos das imagens associados com diferentes valores de glicemia com incertezas para um valor de probabilidade de 95%.....	100
Figura 5.15	- Valor da componente S normalizada dos anéis de número 30 a 70 extraídos das imagens associados com diferentes valores de glicemia com incertezas para um valor de probabilidade de 95%.....	100
Figura 6.1	- Lei de Hering.....	113
Figura 6.2	- Alguns sinais visíveis na íris [8].....	114

Lista de Tabelas

Tabela 3.1	Especificações da câmara fotográfica digital Kodak DC120	24
Tabela 4.1	Incertezas percentuais típicas do valor médio das componentes nos anéis extraídos das imagens da íris humana.....	87
Tabela 4.2	Incertezas percentuais típicas do valor médio das componentes nas fatias radiais extraídos das imagens da íris humana	90

Lista de Símbolos

Re	-	Repetitividade
u	-	Incerteza Padrão
u_c	-	Incerteza Padrão Combinada
s	-	Desvio Padrão Experimental
R	-	Vermelho
G	-	Verde
B	-	Azul
S	-	Saturação
H	-	Matiz
I	-	Intensidade

Capítulo 1

Determinação e Controle da Glicemia: Uma Necessidade Básica

Todo ser humano tem no organismo uma quantidade certa de várias substâncias que, quimicamente combinadas, determinam o funcionamento adequado do organismo. A glicose é uma destas substâncias, que chega ao organismo através da ingestão de alimentos, mais especificamente os carboidratos que também contém a sacarose [1]. Como qualquer substância presente no organismo, a glicose deve ser mantida num nível adequado. Quando este nível é alterado por algum motivo, e fica fora dos níveis aceitáveis, isto é considerada uma anomalia, que pode ter sérias conseqüências para a homeostase do organismo.

A glicose é consumida pelas células com o auxílio de uma outra substância: a insulina. A insulina é produzida diretamente no organismo pelo pâncreas, que a libera no sangue em quantidades dosadas à medida que o organismo necessita. Quando o pâncreas, por algum motivo, deixa de produzir a insulina, ou a produz de maneira insuficiente, ocorre um acúmulo de glicose no sangue que pode subir para níveis que podem trazer várias complicações ao organismo humano. Esta anomalia do organismo é conhecida como diabetes mellitus [2] [3].

A diabetes mellitus é classificada em dois tipos principais: a diabetes mellitus tipo 1, que atinge principalmente crianças e jovens de predominância corpórea magra, e a diabetes mellitus tipo 2, que normalmente é diagnosticada em pessoas com idade a partir dos 30 anos e, principalmente, em pessoas obesas, cerca de 90% [2] [3]. A diabetes é um dos principais problemas saúde da atualidade sendo superado apenas pelas doenças cardíaco-circulatórias e o câncer [1]. Estima-se que atinge entre de 120 e 140 milhões de pessoas no mundo e existe uma projeção para 220 milhões de diabéticos no ano de 2010 [4][5]. No Brasil acomete 7,6% da população [1].

Muitas são as conseqüências decorrentes da diabetes, que podem ser imediatas, como a hiperglicemia, que, em certos níveis, produz cetoacidose, levando a anorexia, náuseas, vômitos, dispnéia e, se não tratado, coma e morte [3]. Em períodos longos pode ocasionar complicações em órgãos terminais, incluindo nefropatia, retinopatia, neuropatia, e aterosclerose acelerada [2] [3].

Para minimizar as conseqüências decorrentes do diabetes é necessário um controle rígido do nível de glicose no sangue, principalmente nas pessoas portadoras do diabetes mellitus tipo 1. Este controle é feito normalmente por meio da obtenção do nível de glicemia por exames de sangue e com aplicações regulares de insulina. Os exames de sangue que determinam a glicemia são normalmente realizados utilizando aparelhos portáteis, que obtém o valor da glicemia com o auxílio de uma gota de sangue do diabético.

Além de ser um método invasivo de obtenção de glicemia estes aparelhos, em sua maioria, utilizam uma tira reagente descartável onde é colocada a gota de sangue. Estas tiras custam hoje entre R\$1,20 a R\$1,70 cada, um diabético insulino-dependente necessita ao menos três medições diárias da glicemia, para um controle adequado. Assim, o gasto mensal médio com tiras reagentes é de R\$135,00, o que acarreta um gasto anual de aproximadamente R\$1620,00.

Existem atualmente em todo o mundo várias pesquisas sendo

desenvolvidas com o intuito de desenvolver um sistema não invasivo de obtenção da glicemia. Algumas desses novos equipamentos já estão sendo testados e outros ainda estão em fase de pesquisa laboratorial. Um dos métodos para determinar a glicemia utiliza fluido extraído da pele, com auxílio de micro descargas elétricas, que são analisados por um biosensor. Outros métodos em fase de pesquisa utilizam ondas de rádio, infravermelho, e secreções humanas, como lágrimas.

Esta dissertação também foi inspirada na busca mundial de um método não invasivo, e acessível à população em geral, para determinar a glicemia, baseando-se numa teoria de diagnóstico através da análise superficial da íris.

Segundo alguns autores é possível diagnosticar anomalias do nosso organismo através de uma análise da íris humana. Observando-se alterações na coloração e estrutura da íris, é possível determinar se existe alguma disfunção em órgãos, presença de tumores ou intoxicações. Esta teoria é denominada de Iridologia [7] [8] [9].

A iridologia é estudada há mais de duzentos anos, principalmente na Europa, mais especificamente na Alemanha, onde teve sua origem. Nas últimas décadas foi amplamente divulgada nos Estados Unidos pelo Dr. Jensen, uma das pessoas mais comentadas na área [7].

Assim, o desenvolvimento desta dissertação baseou-se mais especificamente na expectativa de que a cor da íris possa estar associada à alterações do nível de glicose no sangue. Variações na cor da íris podem não ser somente uma variação uniforme, mas também determinada por alterações na sua estrutura, assim, esta dissertação tem como objetivos:

- Desenvolver um sistema digital para fotografar a íris com pouca sensibilidade a fatores externos. Este sistema deve ser composto de três partes: a) um sistema mecânico de suporte e fixação da câmera digital, bem como servir de apoio para a cabeça das

peças fotografadas; b) um sistema óptico/eletrônico capaz de iluminar e capturar imagens da íris com o máximo de qualidade; c) um software de processamento de imagens para a análise das imagens capturadas da íris;

- Avaliar a incerteza do sistema determinando as principais fontes de incertezas[10] que atuam no sistema. Para isso deve-se utilizar todos os recursos disponíveis. Também se deve sugerir melhorias para minimizar tais fontes de incertezas;
- Realizar um estudo preliminar, com no mínimo um voluntário, para avaliar o sistema numa possível correlação da glicemia com alterações da coloração da íris humana;
- Analisar criticamente o sistema aqui desenvolvido, sugerindo melhorias e trabalhos futuros com o auxílio dessa tecnologia que possam levar à quantificação da glicemia.

Esta dissertação foi escrita em seis capítulos:

No capítulo 2 são apresentados os conceitos básicos que serão utilizados no decorrer deste trabalho. Foi descrito brevemente o que é a iridologia, e como esta teoria pode auxiliar na determinação da glicemia por meio de uma tecnologia não invasiva. Conceitos básicos de diabetes mellitus, glicemia. Também será repassada ao leitor uma rápida explicação sobre a fisiologia da íris e a introdução a alguns conceitos de processamento de imagens.

No capítulo 3 foi descrito de maneira detalhada o sistema denominado Glucolris, como foi idealizado e do que é composto. Iniciando pelo sistema mecânico que compõe o Glucolris, descrevendo em seguida o sistema óptico/eletrônico e terminando com a explicação do software, que é a alma do sistema.

No capítulo 4, o sistema será avaliado e sua incerteza estimada. Um estudo

foi realizado para levantar as possíveis fontes de incertezas inerentes ao sistema. Vários ensaios foram realizados para avaliar as influências dessas fontes de incertezas do sistema, representadas em diversos gráficos.

No capítulo 5 é descrito um estudo de caso preliminar, colocando em prática o sistema do Glucolris, comparando resultados das componentes das imagens obtidas com valores de glicemia associados a estas imagens.

Por fim, no capítulo 6 estão expostas as conclusões e recomendações relativas a este trabalho.

Capítulo 2

Fundamentação Teórica

Para uma boa compreensão deste trabalho é necessário o entendimento de alguns conceitos básicos. Neste capítulo são descritos alguns conceitos de iridologia, diabetes mellitus, glicemia e processamento de imagens.

2.1 Iridologia

A Iridologia é a ciência que estuda a íris, particularmente suas cores, sinais, textura, etc. e sua associação com doenças e mudanças no organismo humano [8] [9].

2.1.1 Histórico

O estudo da Iridologia tem início em idos de 1800, com um jovem chamado Ignatz Von Peczely, que observou na íris do olho de uma coruja com a asa quebrada uma mancha escura e, ao tratá-la durante alguns meses, observou que tal mancha desaparecera.

Este mesmo jovem tornou-se médico. Ao longo de sua carreira, teve a oportunidade de observar a íris de seus pacientes, e correlacionar alguns sinais da íris com as enfermidades que atingiam seus pacientes. Assim, tornou-se a primeira pessoa a desenvolver um mapa da íris. Hoje a Iridologia é bem

difundida nos Estados Unidos e na Europa, principalmente na Alemanha.

2.1.2 Fisiologia da Íris

A íris é uma membrana circular pigmentada localizada no globo ocular. A íris é responsável pela cor nos olhos. Limita internamente um orifício (pupila), que regula a entrada de luz no globo ocular. Externamente é limitada pela esclera (parte branca do olho). A íris está localizada entre a córnea e o cristalino (a lente do olho) [14].

A íris tem a função muscular de contrair ou dilatar o orifício da pupila. As contrações que estreitam a pupila estão diretamente relacionadas com o esfíncter das pupilas. O esfíncter consiste num músculo liso que está localizado na borda da pupila, no tecido da íris. Não há unanimidade entre os anatomistas quanto ao mecanismo de dilatação da pupila: há quem afirme que a dilatação da pupila se processa pelo músculo dilatador composto de fibras radiais, mas, segundo alguns anatomistas, estes músculos não existem e a dilatação ocorre pela ação inibitória do esfíncter [14].

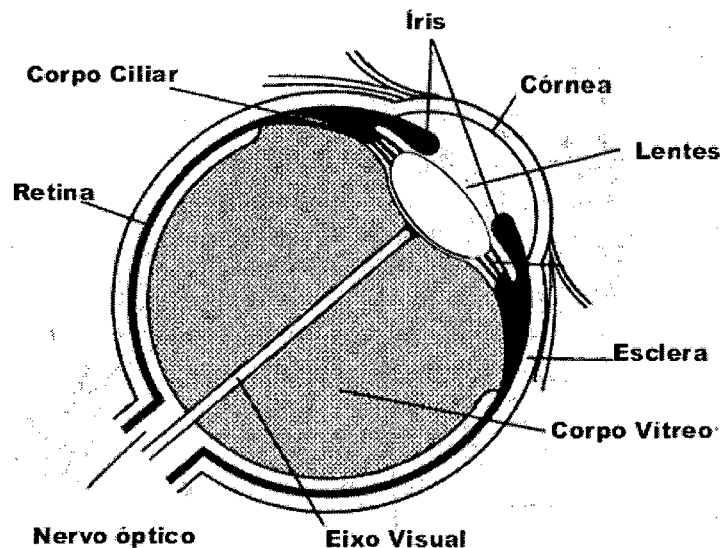
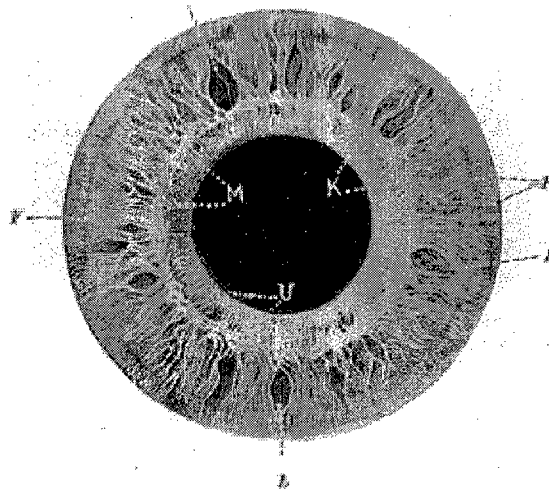


Figura 2.1 - Globo Ocular (modificado de [9])

A coloração da íris ocorre pela pigmentação e pela estrutura do estroma. Quanto maior a pigmentação, mais escura a íris. A íris azul esta diretamente ligada à falta de pigmentação em contraste com o fundo escuro, ocorrendo uma difração, como ocorre no céu.



Iris normal. M esfíncter iriano; F pregas de contração; K colereta de Krause; L criptas irianas; U borraína pigmentária marginal.

Figura 2.2 - A Íris (modificado de [14])

Composta de mais de 500 mil terminações nervosas, a íris, segundo estudiosos, como Dr Bernard Jensen [8], pode refletir muito do que ocorre no nosso organismo.

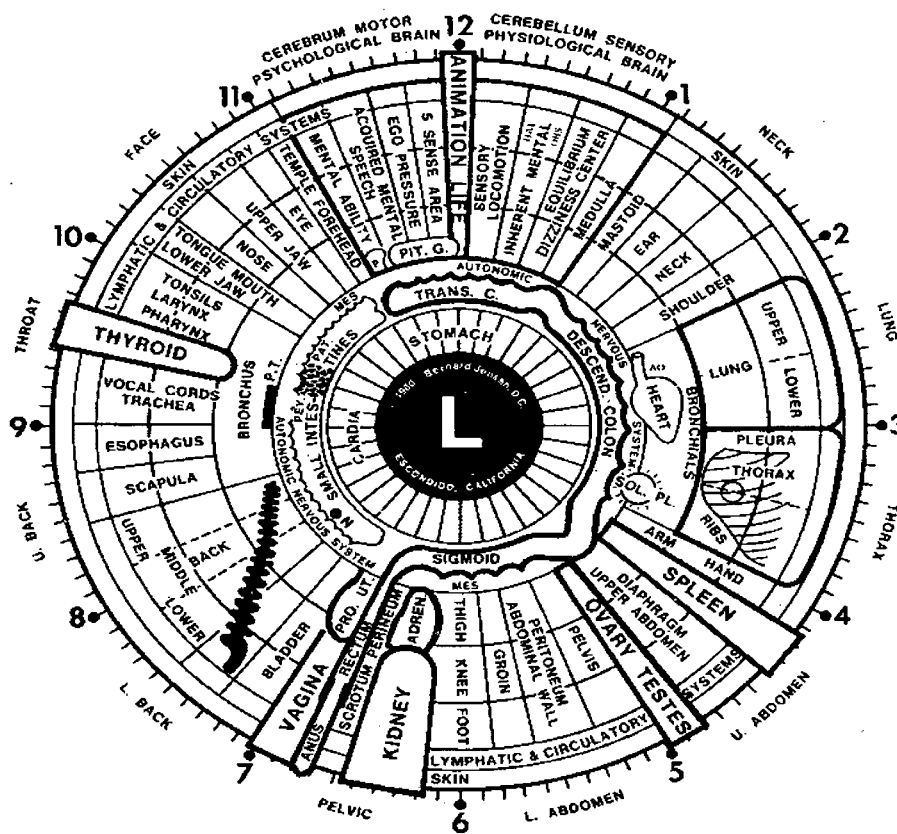
2.1.3 Os Mapas da Íris

Durante o último século vários pesquisadores estudaram e a teoria do Dr. Ignatz Von Peczely avançando em muito os conceitos de Iridologia. O primeiro mapa da íris foi refeito e agora correlaciona, de forma mais detalhada, cada região da íris com as mais diversas regiões do organismo humano.

Atualmente existem vários mapas da íris que foram desenvolvidos por diversos pesquisadores, sendo o mais difundido o do Dr. B. Jensen [8].

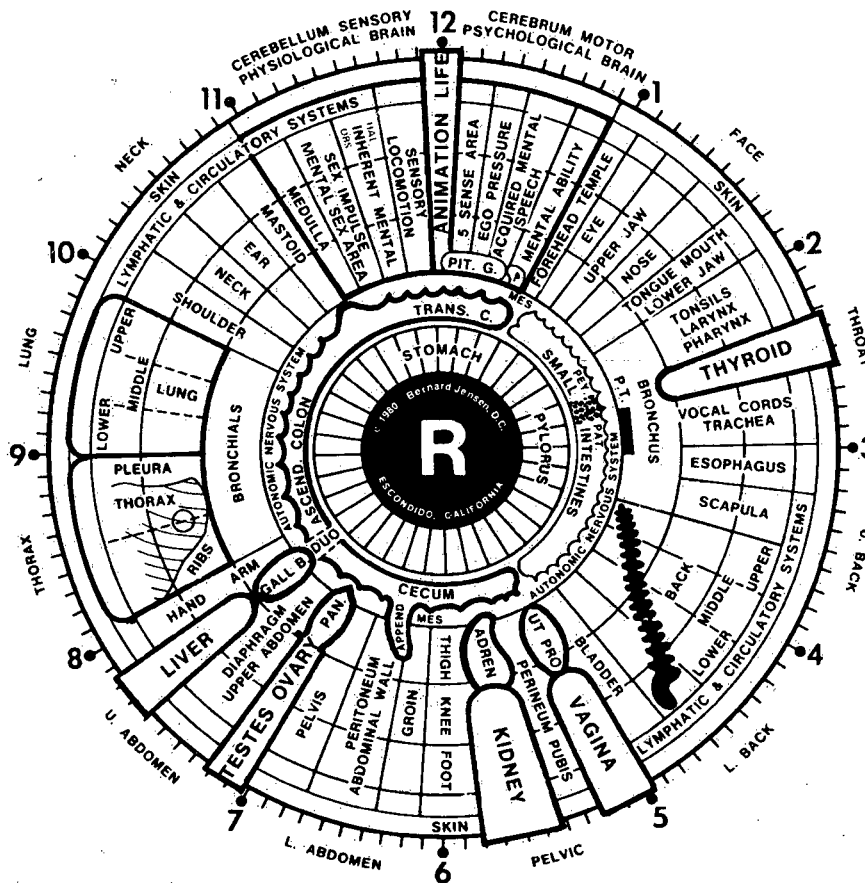
Existe um mapa para a íris esquerda e outro para íris direita. Estes

mapas representam o lado esquerdo e direito do corpo, respectivamente. Assim, dependendo da localização do órgão, este é representado em um dos mapas, ou seja, os órgãos que estão no lado esquerdo do corpo estão correlacionados com a íris esquerda e vice-versa. Existem ainda órgãos em duplicidade como os rins, e órgãos centrais como o coração, que estão representados em ambas as íris. As Figuras 2.3 e 2.4 representam os mapas da íris esquerda e direita, respectivamente.



LEFT IRIS
 Pit. G. — Pituitary Gland
 Sol. Pl. — Solar Plexus
 N — Navel
 Obs — Obsession
 AO — Aorta

Figura 2.3 - Mapa da íris esquerda segundo Dr Bernard Jensen [8]



RIGHT IRIS
 P – Pineal
 Pey Pat – Peyer's Patches
 Mes – Mesentery
 Hal – Hallucination
 P.T. – Parathyroid

Figura 2.4 - Mapa da íris direita segundo Dr Bernard Jensen [8]

A iridologia também divide e analisa a íris em sete anéis que partem do centro da íris junto à pupila e terminam junto à esclera. Os anéis significam: 1. Estômago; 2. Intestino; 3. Coração, brônquios, **pâncreas**, supra-renais, pituitária, vesícula biliar; 4. Próstata, útero, esqueleto; 5. Cérebro, rins, pulmões, baço, tireóides etc.; 6. Músculos, nervos motores, Sistemas linfáticos e respiratórios; 7. Pele e nervos sensoriais [7]. A Figura 2.5 representa a divisão destes anéis.

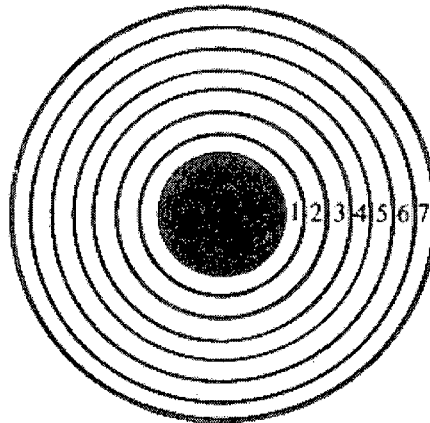


Figura 2.5 - Íris Mapeada em Sete Anéis [9]

Além de mapear a íris a iridologia classifica as diferentes constituições do tecido da íris. Este tecido é classificado pela sua textura e representa a fragilidade de cada organismo. Quanto menos denso e mais irregular a forma deste tecido, considera-se que o indivíduo possui maior facilidade de contrair alguma doença, bem como, maior dificuldade de recuperação. Na Figura 2.6 a numeração de 1 a 10 representa, de ordem progressiva, a íris de indivíduos com níveis de fragilidade crescente. Vale ressaltar que esse conceito não é aceito por todos os iridólogos [7].

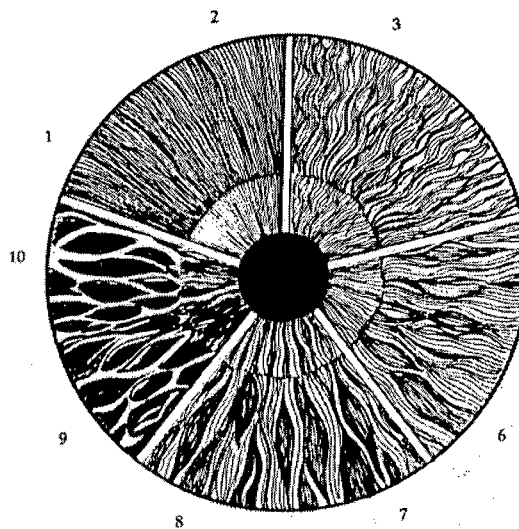


Figura 2.6 - Fibras da Íris [8]

2.1.4 Sinais na Íris

A iridologia estuda os mais diversos sinais que ocorrem na íris. Vários destes sinais já foram catalogados e relacionados com alguma região do organismo humano. Alguns sinais são mais facilmente perceptíveis e podem surgir por dois motivos: hiperatividade e hipoatividade, que podem ser identificadas através do tecido da íris.

A hiperatividade está relacionada com o processo inflamatório inicial de uma doença. Já a hipoatividade é relacionada pelo avanço da doença e pode ser classificada em aguda, sub-aguda, crônica ou degenerativa. Esta classificação está diretamente relacionada com o grau de desenvolvimento da enfermidade, ou seja, quanto maior a enfermidade mais visível é este sinal. Estes sinais estão representados na Figura 2.7 e na Figura 2.8. Outros sinais na íris são alterações das cores e variações na forma de contorno da íris.

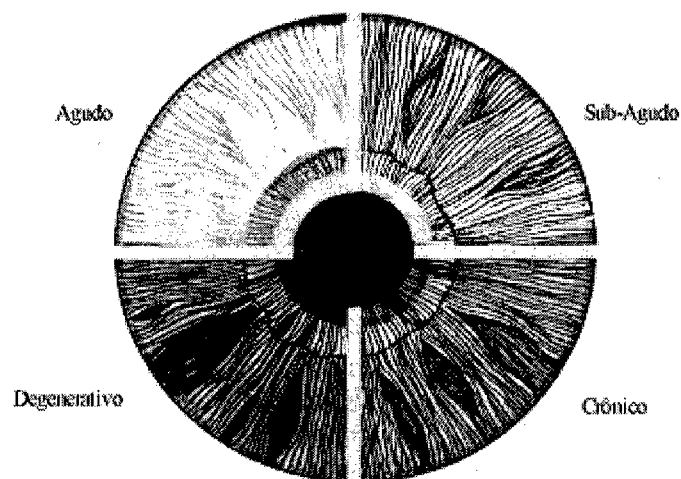


Figura 2.7 - Sinais na Íris referentes a Hipo e Hiperatividade (modificado de [8])

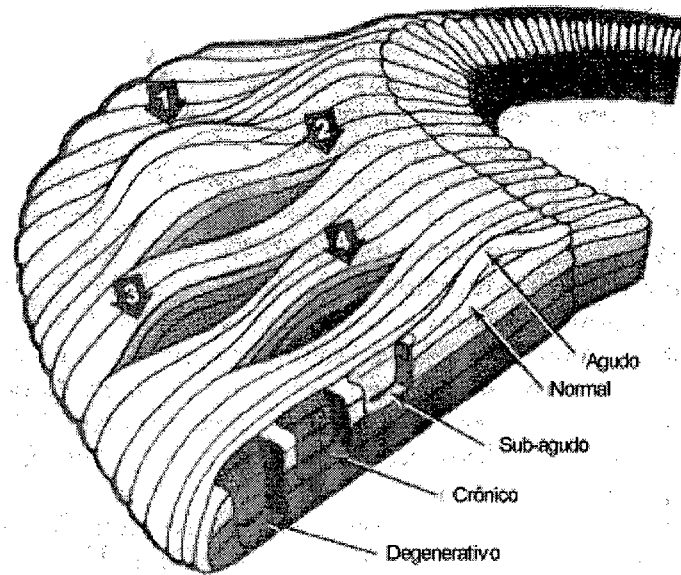


Figura 2.8 - Hipo e Hiperatividade nas Fibras da Íris (Modificado de [8])

2.1.5 O que a Iridologia pode ou não Identificar?

Segundo pesquisadores a iridologia pode identificar uma gama muito grande de disfunções do organismo humano. Ao mesmo tempo estes mesmos pesquisadores afirmam que é impossível identificar outros tipos de anomalias.

Segundo Batello [7], a iridologia pode revelar se o organismo necessita de algum nutriente, os estágios para clínicos do *diabetes mellitus*, mas também afirma que a iridologia não pode revelar níveis de glicemia e outros testes laboratoriais. Estas afirmações revelam um estado atual de pesquisa sobre a iridologia, acredita-se que ao analisar a íris com recursos computacionais e matemáticos avançados seja possível identificar algo mais, até mesmo coisas que hoje se acredita ser impossível. O “Anexo A” contempla uma lista completa do que a iridologia pode ou não identificar.

2.2 Diabetes Mellitus

Diabetes é um grupo de condições sob as quais os níveis de glicose (açúcar) no sangue são anormalmente elevados. Diabetes ocorre quando há uma disfunção no organismo: ou o pâncreas não produz insulina, suficiente ou as células não conseguem absorver a glicose, o que é necessário para o correto metabolismo dos alimentos digeridos [2].

Os três tipos principais de diabetes são a insulino-dependente, também conhecida como diabetes de tipo I; não insulino-dependente, também chamado de diabetes tipo II; e diabetes gestacional, que ocorre durante a gravidez [19].

2.2.1 Diabetes Mellitus Tipo I (Insulino-dependentes)

Desenvolve-se mais freqüentemente em crianças e em adultos jovens. Algumas vezes pessoas com idade acima de 40 anos desenvolvem diabetes insulino-dependente. Neste tipo de diabetes o pâncreas não produz insulina, ou produz quantidade insuficiente para que a glicose possa ser absorvida pelas células. Assim é necessário injetar insulina no organismo para que as células absorvam a glicose do sangue.

2.2.2 Diabetes Mellitus Tipo II (Não Insulino-dependentes)

É o tipo mais comum de diabetes. Este tipo responde a maioria dos casos de diabetes. Diabetes Mellitus não insulino-dependente usualmente se desenvolve em adultos com idade acima de 40 anos e é mais comum em pessoas com excesso de peso. Pessoas com diabetes mellitus não insulino-dependente usualmente produzem insulina, mas as células do corpo não conseguem usá-la eficientemente porque as células são resistentes à insulina. Perdendo peso, fazendo exercícios, ou tomando medicamentos por via oral, a maioria das pessoas com diabetes mellitus não insulino-dependente podem superar esta resistência à insulina. Entretanto, algumas pessoas com diabetes mellitus tipo 2 precisam de injeções diárias de insulina.

2.3 Glicemia

Glicemia é a concentração de glicose no sangue [12]. Como qualquer substância pertinente ao organismo, o ser humano deve manter um nível de adequado de glicose no sangue. Para a maioria das pessoas esta função é realizada normalmente pelo organismo que, através do pâncreas, controla a glicose com a produção e liberação de insulina. Quando a glicemia está elevada, maiores quantidades de insulina são liberadas pelo pâncreas, aumentando o nível de absorção da glicose pelas células, reduzindo o nível da glicemia. Já para as pessoas que sofrem de diabetes este mecanismo de controle natural não funciona e é necessário um controle externo, através de injeções de insulina em quantidades calculadas em função da glicemia.

Como a diabetes necessita um controle regular e diário, principalmente a diabetes mellitus tipo 1, foram desenvolvidos equipamentos portáteis para medir a glicemia. Estes aparelhos, de acordo com o método de operação, são classificados em invasivos, não-invasivos e semi-invasivos.

2.3.1 Método Invasivo

Este método, como o nome já diz, é invasivo e, portanto, agressivo ao organismo. A determinação da glicemia, por este método, geralmente é realizada por meio da análise uma gota de sangue, extraída com a ajuda de uma agulha.

Os aparelhos utilizados para este fim, denominados de glucômetro, são de alta tecnologia e bem difundidos no mercado. Utilizam geralmente uma tira reagente que contém um sensor onde se coloca a gota de sangue. Esta tira reagente é acoplada a um aparelho eletro-eletrônico, e, em poucos segundos, se obtém o teor de glicemia [25].

Os pontos negativos deste método são a agressividade e o relativamente alto custo das tiras reagentes. Um diabético que necessite de três leituras

diárias gasta em média R\$1620,00/ano (aproximadamente U\$800) somente com tiras reagentes.

2.3.2 Métodos Não-Invasivos

Os métodos de determinação da glicemia por ação não-invasiva são muito recentes e a maioria está em fase de pesquisa. Várias são as tecnologias que procuram utilizar métodos não invasivos para a quantificação da glicemia. Algumas pesquisas envolvem a análise de secreções humana (suor e lágrima) [25]. Mas a técnica mais estudada utiliza luz na faixa do infravermelho [26] [27].

Com o infravermelho a glicemia é obtida por meio da medição do reflexo de um feixe de energia emitido diretamente num dedo da mão ou em outra parte do corpo. A luz na frequência do infravermelho atravessa a pele e é refletida pelas moléculas de glicose. O aparelho capta este reflexo quantificando assim a glicemia [25] [27].

Há um grande número de pesquisas que se propõe a desenvolver um sistema não-invasivo, e é também o objetivo deste trabalho.

2.3.3 Método Semi-Invasivo

Estes métodos são caracterizados por sistemas que determinam a glicemia de maneira menos agressiva, porém ainda invasiva. Esta categoria engloba aparelhos que ainda utilizam sangue para a análise, mas numa quantidade muito pequena. Em sua maioria os métodos semi invasivos usam biosensores implantados ou não no organismo [25] [27].

Uma das tecnologias mais desenvolvidas utiliza um biosensor que analisa através de uma reação eletroquímica, secreções da pele extraídas por estímulo elétrico [25] [27]. Outras técnicas utilizam biosensores implantados no organismo e a leitura se dá por um sistema sem fio [25] [27].

A maioria destes métodos ainda está em fase de pesquisa, e os

resultados são ainda pouco divulgados.

2.4 Processamento de Imagens

O conhecimento de alguns elementos básicos de processamento de imagens é necessário para um bom entendimento deste trabalho. Este conhecimento será utilizado principalmente para entender o que ocorre quando o software do Glucolris processa as imagens da íris.

2.4.1 Introdução à Imagem Digital

A representação digital de uma imagem monocromática (em escala de cinza) é normalmente realizada através de uma função discreta de intensidade luminosa (Equação 2.1), onde f é o brilho do ponto (x, y) , e x, y representam as coordenadas espaciais de duas dimensões de cada um dos elementos da figura (*pixel*).

$$f(x, y) \quad (2.1)$$

Por convenção o pixel de coordenada $(0, 0)$ está situado o canto esquerdo superior da imagem. O “ x ” representa o deslocamento horizontal dos pixels e o “ y ” representa o deslocamento vertical (Figura 2.9).

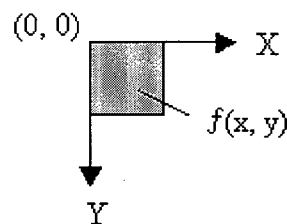


Figura 2.9 - Pixel de uma imagem

A resolução de uma imagem digital é dada pelo número de linhas e colunas que a compõe, ou seja, uma imagem com “*L*” linhas e “*C*” colunas tem resolução de $L \times C$.

Cada imagem é composta de uma ou mais “*componente*”. *Componente* é o nome dado a uma matriz que contém informações de todos os pixels de uma imagem. Uma imagem monocromática (em escala de cinza) é composta por apenas uma *componente*, onde cada elemento da matriz representa o nível de cinza de cada pixel. Já uma imagem colorida é composta por três *componentes*: que contém informações das componentes nas cores, vermelha, verde e azul (RGB) de cada pixel. Alternativamente imagens coloridas podem ser representadas através de um outro conjunto de três *componentes*: o HSI onde “*H*” é a componente definida como matiz, a componente “*S*” define a saturação e a componente “*I*” define a intensidade. A matiz é definida pelo ângulo formado entre a localização da cor no triângulo RGB e a linha vermelho-branca, e é definida pela Equação 2.2 [20].

$$A = \left[\left(r - \frac{1}{3} \right)^2 + \left(g - \frac{1}{3} \right)^2 + \left(b - \frac{1}{3} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}}$$

$$B = \frac{2}{3} \left(r - \frac{1}{3} \right)^2 + \left(g - \frac{1}{3} \right)^2 + \left(b - \frac{1}{3} \right)^2, \quad (2.2)$$

$$H = \arccos \left[\frac{B}{A \left(\frac{2}{3} \right)^{\frac{1}{2}}} \right]$$

Para calcular o valor de S (Saturação):

$$S = 1 - 3 \times \min(r, g, b) \quad (2.3)$$

Para calcular o valor de I (intensidade):

$$I = \frac{R + G + B}{3} \tag{2.4}$$

Em alguns tipos de processamento é às vezes conveniente definir imagens complexas, formadas por duas *componentes*: uma real e outra imaginária.

2.4.2 Processando Imagens Coloridas

No decorrer deste trabalho serão utilizadas imagens formadas pelas *componentes* RGB ou pelas *componentes* HSI (matiz, saturação e intensidade), onde cada *componente* é representada por números de oito bits, ou seja, cada *componente* de um pixel poderá ter 256 diferentes valores, variando de 0 a 255. Na Figura 2.10 é representada a constituição das imagens RGB e HSI.

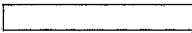







<i>Tipo da Imagem</i>	<i>Número de bytes por pixel</i>			
<p><i>RGB</i></p> <p>32 - bit</p>	 <p>Não usado 8 - bit</p>	 <p>Vermelho - R 8 - bit</p>	 <p>Verde - G 8 - bit</p>	 <p>Azul - B 8 - bit</p>
<p><i>HSI</i></p> <p>32 - bit</p>	 <p>Não usado 8 - bit</p>	 <p>Coloração - H 8 - bit</p>	 <p>Saturação - S 8 - bit</p>	 <p>Intensidade - I 8 - bit</p>

Figura 2.10 - Constituição das imagens RGB e HSI (modificado de [28])

Para processar uma imagem digital com mais de uma *componente* é necessário primeiro separar as *componentes* processando-as individualmente e depois agrupá-las novamente como demonstra a Figura 2.11.

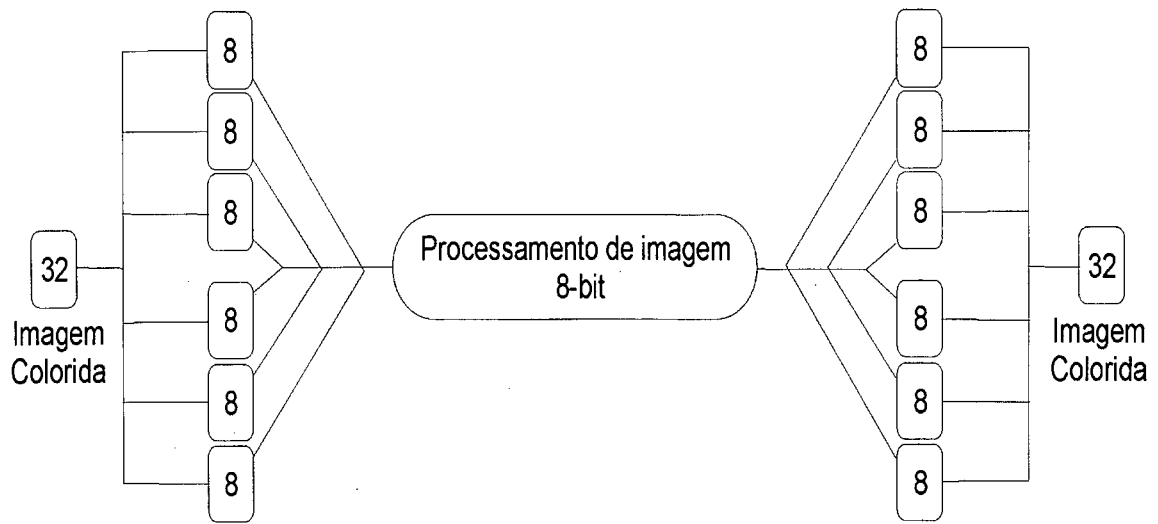


Figura 2.11 - Processamento da imagens RGB e HSI (modificado de [28])

Capítulo 3

O Sistema Glucolris

O Glucolris é um sistema óptico digital idealizado para quantificar a glicemia em seres humanos de modo não invasivo. Composto de um aparato óptico/mecânico associado a um software, este sistema está sendo desenvolvido como alternativa para determinar a glicemia de maneira rápida, indolor e de baixo custo.

O sistema Glucolris foi desenhado para obter uma imagem digital colorida de alta resolução da íris humana e extrair destas imagens as componentes RGB e HSI que, processadas, possibilitem correlacioná-las com o valor de glicemia, obtido com o auxílio de um glucômetro.

3.1 Requisitos Necessários

Para atender aos objetivos definidos acima, alguns requisitos de projeto foram especificados. Cuidados devem ser tomados para minimizar a ação de fatores que possam afetar de forma indesejada a extração, processamento ou interpretação dos dados da íris, o que elevaria a incerteza com que a glicemia possa ser determinada. Os requisitos estão aqui agrupados em requisitos dos projetos mecânico, óptico e do software.

Mecanicamente o sistema deve assegurar que a posição e orientação relativa entre a câmera fotográfica e cada íris fotografada seja mantida dentro de certos limites. Variações de posição (distância câmera digital/olho) devem ser menores que 5 mm e variações da inclinação relativa não deve ultrapassar 10°. Construtivamente é conveniente que o sistema contenha dois suportes: um para fixar e deslocar a câmera, e outro para apoiar a cabeça da pessoa a ter a íris fotografada. O suporte da câmera deveria proporcionar a liberdade de movimentos nos eixos XYZ. E o suporte de cabeça deveria minimizar o movimento da cabeça do voluntário.

A parte óptica deveria ser capaz de proporcionar iluminação homogênea e com intensidade adequada, permitindo, ao mesmo tempo, que sejam obtidas imagens de boa qualidade e que o voluntário não seja agredido por uma luz muito forte. A iluminação deve ser repetitiva, tanto em intensidade, quanto em termos espectrais. Adicionalmente, o reflexo do sistema de iluminação na íris não deve atrapalhar o processamento e a análise da imagem. A imagem fotografada da íris deverá estar em foco, e manter um grau de ampliação suficiente para manter toda a íris visível na imagem, bem como seu contorno com a esclera.

O software é a principal parte do sistema. Tem a função de selecionar e extrair das imagens, de maneira confiável e repetitiva, os parâmetros que venham a ser necessários à quantificação da glicemia. No âmbito desta dissertação, a ênfase foi dada à análise das alterações da coloração da íris. Idealmente o software deve fornecer os mesmos resultados quantitativos na presença de pequenas variações oriundas das limitações dos sistemas óptico e mecânico que afetem a posição, orientação, condições de iluminação da íris e ampliação da imagem.

3.2 Sistema Mecânico

O sistema mecânico é considerado a parte mais simples do GlucoIris. É

composto de dois suportes: um para a câmera e outro para cabeça da pessoa a ser fotografada (Figura 3.1).

Seguindo os requisitos iniciais do projeto, o suporte da câmera contempla um aparato para a fixação da mesma associada a um sistema de deslocamento XYZ. Este sistema tem como função posicionar a câmera fotográfica para se obter a imagem da íris na posição e orientação apropriadas.

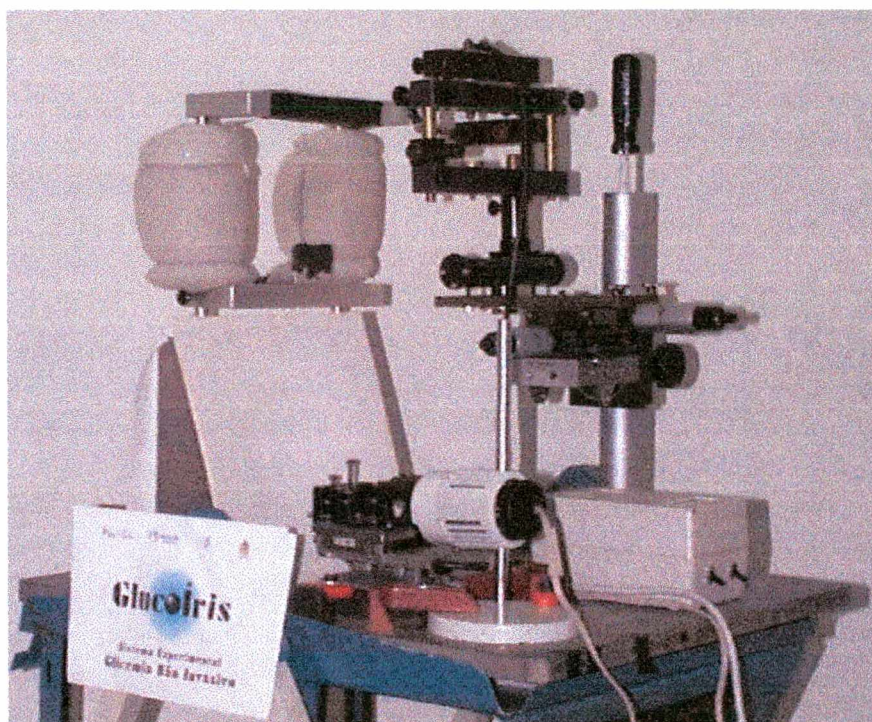


Figura 3.1 - Foto do sistema mecânico

No sistema XYZ o eixo X é utilizado para deslocar a câmera da íris esquerda para a direita e vice-versa, e proporciona um deslocamento máximo de 150 mm. Ao longo do eixo Y é possível aplicar um deslocamento máximo de 150 mm. É utilizado para aproximar a câmera do olho a ser fotografado, obtendo-se a distância que garante que uma imagem nítida e com a ampliação apropriada seja obtida. Por último o eixo Z desloca a câmera ao longo do eixo vertical para se obter o melhor posicionamento para a fotografia. Este eixo é dotado de um deslocamento máximo de 300 mm. Todos os eixos possuem escalas para leitura da posição possibilitando re-posicionamentos e,

conseqüentemente, uma melhor repetição do processo de medição.

O sistema mecânico foi montado numa bancada móvel que também contém o sistema óptico.

3.3 Sistema Óptico

Este sistema foi desenvolvido para obter imagens da íris de boa qualidade de forma repetitiva. É composto de uma câmera fotográfica digital e de um sistema de iluminação.

3.3.1 Câmera Digital

A câmera digital utilizada neste trabalho foi a Kodak DC120. Com um CCD de 836.400 pixels esta câmera proporciona imagens de 1,2 M pixel (1280 x 960). Esta câmera fotográfica também possui, regulagem manual de foco, de velocidade de abertura do diafragma e de zoom. Na tabela estão algumas das especificações da Kodak DC120, que são pertinentes a este trabalho.

Tabela 3.1 Especificações da câmera fotográfica digital Kodak DC120

Resolução da Imagem	1,2 M pixel
CCD	836.400 pixels
Cores	24-bit, 16,8 milhões de cores.
Abertura	f/2,5 até f/16
Tempo de abertura	1/500 até 16s
Sensibilidade	Equivalente a ASA/ISO igual a 160

Em conjunto com a câmera fotográfica utilizou-se um par de lentes de close-up com ganho aproximado de +17 vezes. Com estas lentes a distância

focal câmera fotográfica é de 2 a 5 cm, o que proporciona capturar uma imagem da íris que preenche quase que a totalidade do CCD.

3.3.2 Sistema de Iluminação

Este sistema foi desenvolvido para iluminar a íris homogeneamente e de forma repetitiva, possibilitando a captura da imagem com o mínimo de interferência de reflexos indesejados.

A energia luminosa que interage com a matéria é indispensável para a visualização de qualquer objeto. Para minimizar as variações dessa interação a quantidade de energia luminosa utilizada deve ser sempre a mesma. Da mesma forma que a frequência de onda, ou o espectro de luz visível utilizado deve permanecer constante. Por último, o ângulo de incidência da energia luminosa no objeto deve ser sempre igual para se obter uma mesma imagem do objeto observado.

Alguns recursos técnicos foram utilizados para satisfazer ao máximo as condições impostas no parágrafo anterior. Para minimizar a variação de energia luminosa e a abrangência do espectro foi utilizada uma lâmpada incandescente, pois a lâmpada incandescente abrange praticamente todo o espectro de luz visível, alimentada com uma fonte de tensão controlada. Com relação ao ângulo de incidência da energia luminosa, foi montado um sistema de direcionamento desta energia com o auxílio de fibra óptica.

Mas, somente a fixação do posicionamento angular do feixe luminoso não foi suficiente. A forma esférica do globo ocular, associado com a camada aquosa na sua superfície, gera reflexos que impedem obter a imagem da íris sem interferências. Para solucionar este problema o reflexo na superfície da íris não foi eliminado, mas sim deslocado para dentro da pupila, uma vez que esta não é uma região de interesse neste estudo.

O deslocamento do reflexo foi feito utilizando um pequeno espelho que, com o auxílio de um suporte, foi colocado muito próximo do centro da lente. O

espelho é acoplado a um sistema mecânico que possui dois graus de liberdade de deslocamento, proporcionando um perfeito re-direcionamento da luz, proveniente da fibra óptica que fica acoplada junto ao espelho, para a pupila (Figura 3.2).

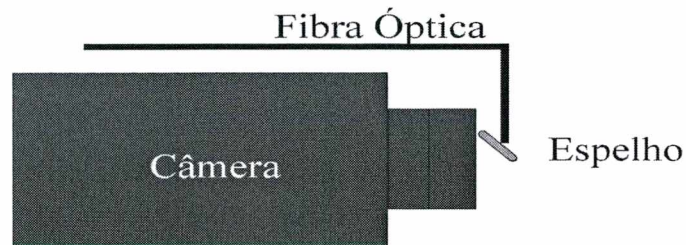


Figura 3.2 - Disposição do conjunto fibra óptica/espelho junto a câmera digital

O espelho na frente da lente não interfere de forma expressiva na qualidade da imagem captada pelo CCD. Ao adquirir a imagem o zoom da câmera fotográfica é configurado para obter o máximo de ampliação da imagem da íris. Com esta configuração de zoom a câmera utiliza somente a parte central da lente para capturar as imagens, permitindo que o espelho seja colocado muito próximo ao centro da lente.

Como o ângulo de incidência do feixe luminoso é aproximadamente normal à superfície do globo ocular, e este é direcionado à pupila, o ângulo de reflexão é também praticamente o mesmo. Assim o reflexo do sistema de iluminação permanece na região da pupila.

3.4 Software de Processamento de Imagem

O software utilizado neste sistema foi desenvolvido em Visual Basic 6.0 [24], e é associado à planilha eletrônica MS-Excel. Este software executa uma gama de funções, desde a leitura e visualização de imagens, até a seleção, aquisição e cálculos de parâmetros relacionados às imagens da íris.

Como não se sabe *a priori* que região ou componente da íris possa estar associado com a glicemia, o programa extrairá uma grande quantidade de

componentes das imagens da íris com os quais será buscada uma correlação. Estes parâmetros devem estar associados a diversas regiões das íris. Considerando a presença de pequenas variações de posição, orientação, iluminação e ampliação da imagem, uma série de cuidados e artifícios foram utilizados para reduzir as incertezas com que estes parâmetros são extraídos. São descritos a seguir alguns destes passos:

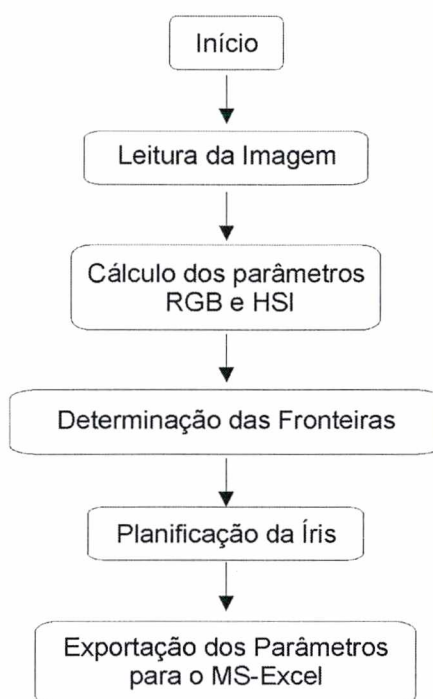


Figura 3.3 - Fluxograma do Software

3.4.1 Leitura e Decomposição da Imagem

Quando uma imagem é carregada no software este extrai automaticamente as componentes RGB (Red, Green e Blue) da mesma. Estas componentes são armazenadas separadamente em matrizes. A partir destes dados iniciais, são calculadas as componentes HSI (*Hue*, *Saturation* e *Intensity*, que em português correspondem a matiz, saturação e intensidade

respectivamente) que também são armazenados separadamente em matrizes.

As componentes RGB são extraídas da imagem automaticamente utilizando uma função do Matrox Image Library – MIL (versão 6.0 light), e armazenadas em matrizes. Em seguida as componentes HSI são calculadas.

Nesta etapa já é possível verificar na tela do computador as imagens separadas em cada uma das componentes citadas acima, apenas selecionando um botão. O software também está apto a nos fornecer um perfil em 3D de uma região pré-selecionada da imagem bem como, graficamente representar o valor médio de cada componente citada anteriormente dessa região pré-selecionada (janela) da imagem.

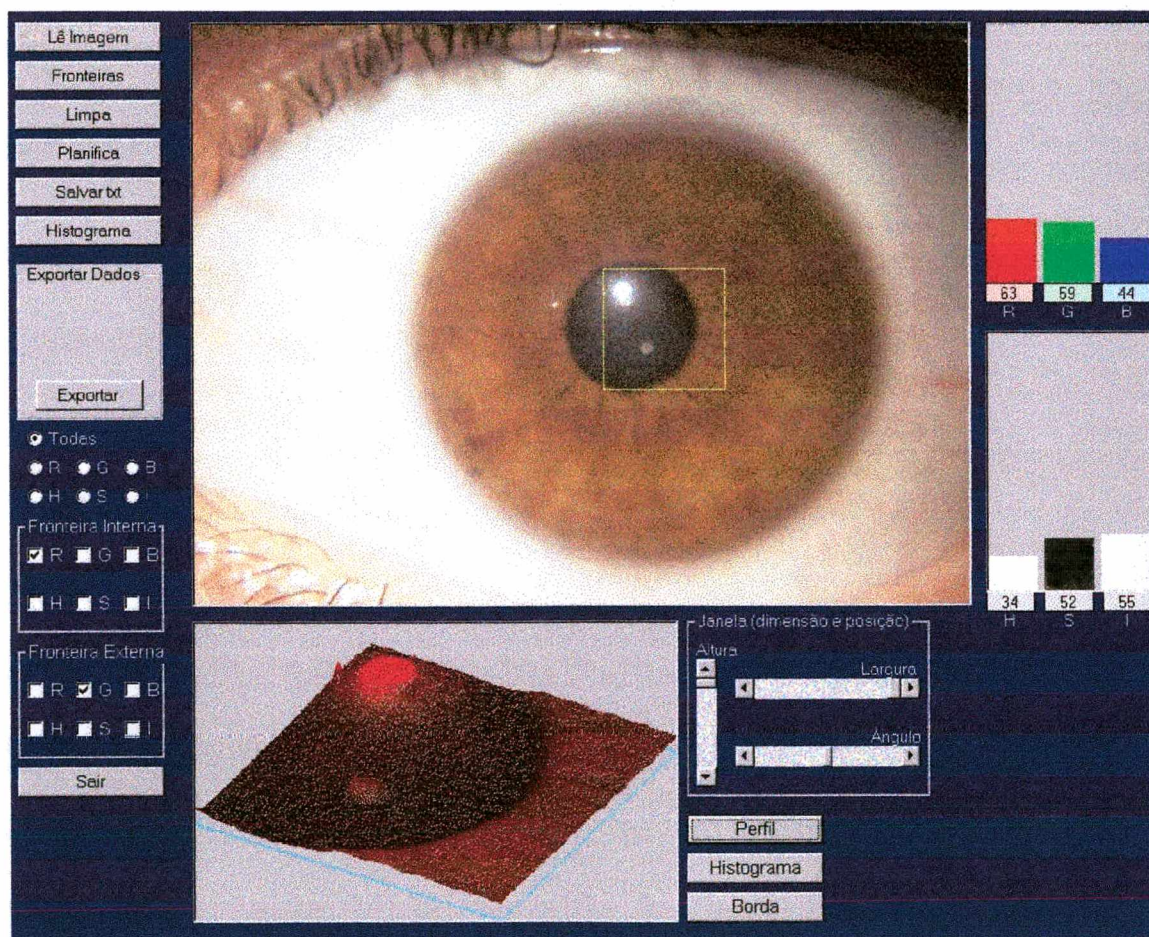


Figura 3.4 – Imagem da tela principal do software

Também é possível observar na janela central do software cada uma das

componentes R, G, B, H, S ou I (Figura 3.5).

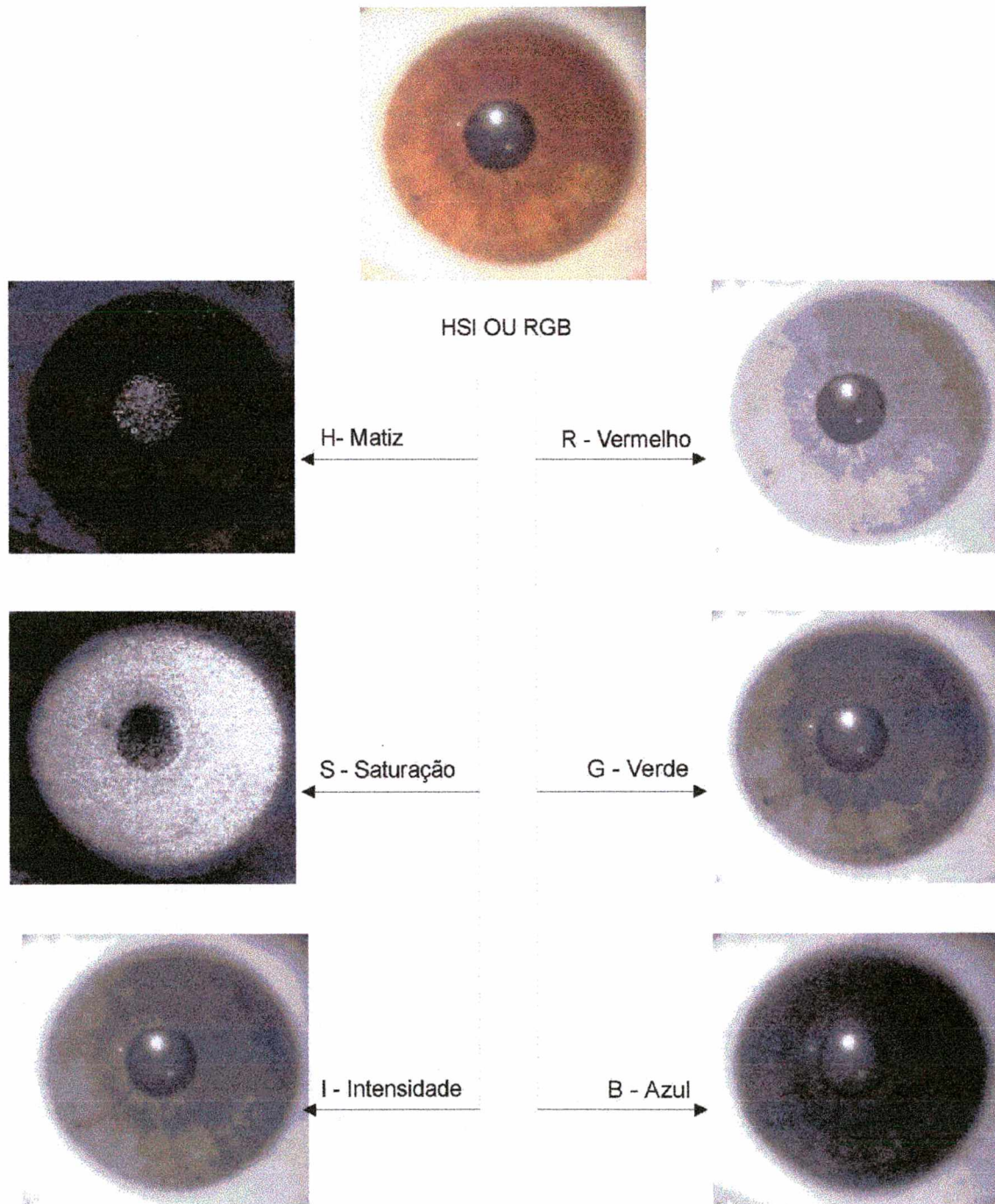


Figura 3.5 - Componentes HSI e RGB extraídos de uma imagem da íris humana

3.4.2 Definição dos Contornos da Íris na Imagem

Apesar de não desejável, na prática a imagem adquirida por meio do sistema óptico/mecânico sofre, dentre outras, variações de posição e ampliação. Para poder comparar imagens obtidas em diferentes condições, é necessário fazer uma normalização geométrica. Por outro lado, a imagem fotografada não é composta somente da imagem da íris. É então necessário extrair a parte relevante a este trabalho do resto da imagem. Para isso é utilizado um processo computacional que atua em duas etapas.

A primeira etapa seleciona pontos ao redor da íris e que fazem fronteira com a pupila e com a esclera. A fronteira entre a íris e a esclera apresenta um elevado contraste, bem como a fronteira entre a pupila e a íris. Os pontos desta fronteira são selecionados a partir dos picos da segunda derivada ao longo de linhas radiais extraídas da imagem (Figura 3.7).

Este processo inicia pela escolha de qual componente da imagem colorida utilizar para a definição dos pontos de contorno. Quaisquer umas das componentes RGB ou HSI podem ser utilizadas, e a escolha deve ser feita analisando o contraste nas fronteiras e optando-se sempre pelo que resulte em maior contraste, o que pode variar de indivíduo para indivíduo, conforme a coloração da íris. No caso da íris da figura 3.5, para a definição da fronteira interna (íris/pupila) seria indicado utilizar a componente R e para a fronteira externa (íris/esclera) o indicado seria usar a componente B.

Em seguida são traçados dois pares de círculos. A área compreendida entre cada par de círculos deve abranger as fronteiras pupila/íris e íris/esclera respectivamente. Após, são traçadas as linhas radiais entre os círculos. Calcula-se então o pico da segunda derivada de cada linha radial. Os pontos definidos pelo pico da segunda derivada são mostrados na Figura 3.6.

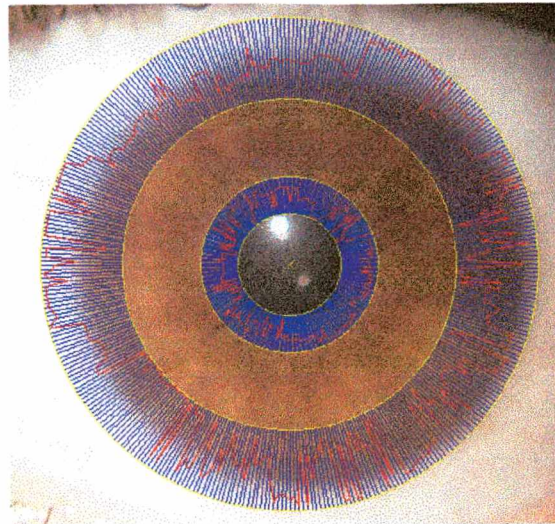


Figura 3.6 - Detecção das Fronteiras da Íris

A segunda etapa consiste em determinar a equação e traçar uma elipsóide que melhor se ajusta aos pontos calculados na primeira etapa. O ajuste envolve um processo iterativo que elimina os pontos mais distantes do seu traçado, e a elipsóide é recalculada. Este processo é repetido automaticamente por algumas vezes, até que se tenha uma boa definição do contorno da íris Figura 3.8.

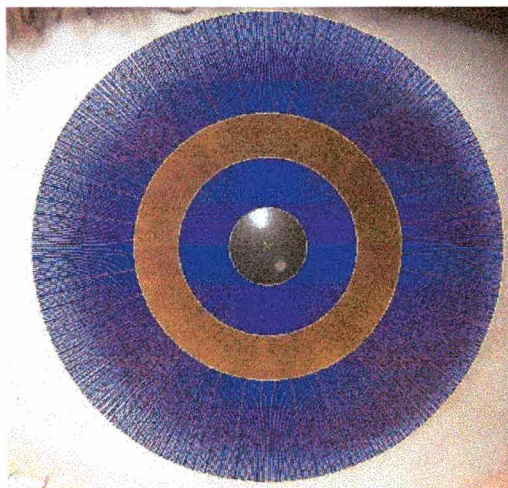


Figura 3.7 - Raios para seleção do pico da derivada

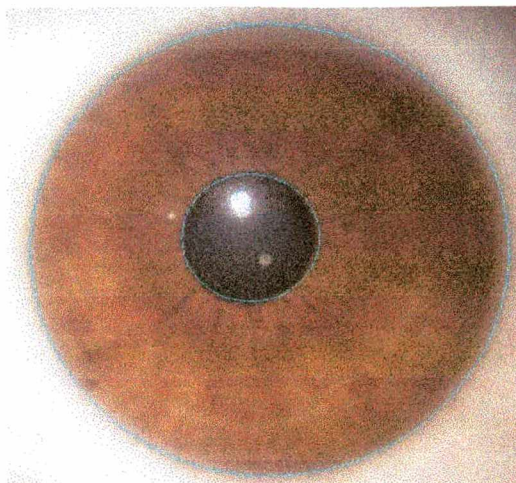


Figura 3.8 - Imagem da íris com a detecção das fronteiras da íris já realizada

3.4.3 Extração e Planificação da Íris

A íris é uma estrutura elástica e flexível composta de fibras e músculos, que tem como uma das funções abrir e fechar a pupila. Com estes movimentos, a área da sua superfície varia. Para ser possível comparar diversas imagens de uma mesma íris, diminuindo as incertezas resultantes da dilatação ou contração da íris, é conveniente realizar a normalização e planificação das imagens.

Após a seleção do contorno da íris a parte limitada entre as duas elipsóides (Figura 3.8) é extraída e planificada. Na planificação desta imagem ocorre um processo de normalização que transforma a imagem da íris que está na forma aproximada de um anel em uma imagem retangular de 1280 por 960 pixels.

A planificação do anel da íris é calculada a partir da intersecção do 1º com o 4º quadrante e segue em sentido anti-horário. A Figura 3.9 e Figura 3.10 representa uma “íris” desenhada e o resultado esperado da planificação. No Capítulo 4 será avaliada a incerteza deste processo.

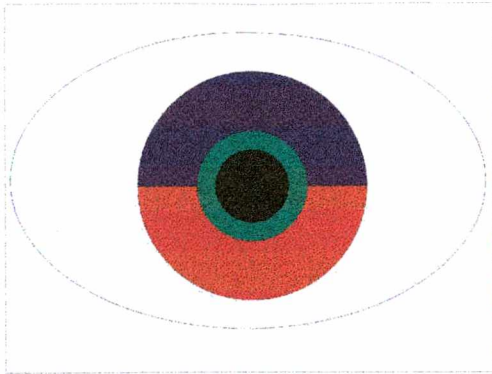


Figura 3.9 - "Íris" de demonstração

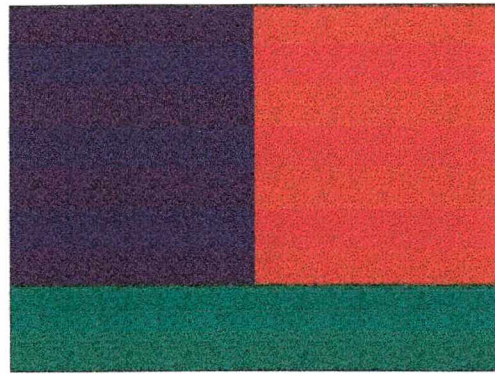


Figura 3.10 - "Íris" planificada

Na Figura 3.11 é possível verificar o resultado da planificação de uma íris humana, onde a fronteira íris/pupila está representada pela extremidade inferior da imagem e conseqüentemente a fronteira íris/esclera esta representada pela extremidade superior. Com relação às extremidades laterais da imagem elas representam o corte feito no anel da íris entre o primeiro e o quarto quadrante. A lateral esquerda é o início do primeiro quadrante e a lateral direita o fim do quarto quadrante.

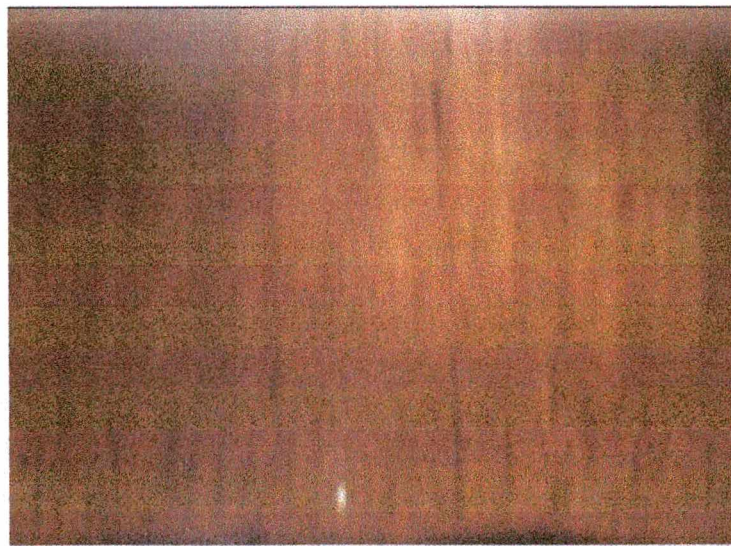


Figura 3.11 - Imagem planificada de uma íris humana

Neste ponto a imagem da íris está pronta para que se possa extrair os parâmetros quantitativos com os quais se espera correlacionar com a glicemia.

3.4.4 Discretização e Exportação das Componentes para o MS-Excel

A versão implementada neste trabalho do software deste sistema foi desenvolvida para trabalhar em conjunto com o MS-Excel, para onde todos os dados selecionados são exportados, possibilitando ampla análise estatística.

O primeiro passo para exportar os dados é o preenchimento de um questionário, onde o usuário alimenta o sistema com informações como: o valor da glicemia associada à imagem, identificação da a íris (esquerda ou direita), nome do voluntário, data, hora, etc...(Figura 3.12).

MS-Excel

Nome do Voluntário * Código *

Nome do Arquivo MS-Excel * Nome da Imagem de Origem * N°

Íris * Valor da Glicemia * Data da Aquisição *

Direita Esquerda

Tamanho das Janelas de dados

N° Pixels - Horizontal - I N° Pixels - Vertical - I

N° Pixels - Horizontal - II N° Pixels - Vertical - II

Red Green Blue Hue Saturação Intesidade

* Preenchimento Obrigatório

Exportar Cancelar

Figura 3.12 - Janela de exportação de parâmetros para MS-Excel

O usuário pode selecionar quais e de que forma os parâmetros devem ser exportados. Por meio do preenchimento de alguns campos, pode ser selecionado que dados o usuário deseja exportar, como as componentes RGB

ou HSI. Ele também seleciona se quer enviar os dados pixel a pixel ou em blocos (Figura 3.12). No caso de envio em blocos o usuário define o tamanho e a forma dos blocos, então é calculada a média aritmética de cada componente dos pixels para cada bloco e esta é enviada ao MS-Excel.

Os parâmetros de uma imagem são exportados para uma única coluna do MS-Excel. A exportação das componentes da imagem planejada inicia pelos pixels da esquerda para direita e de cima para baixo. As informações contidas nos pixels ou em blocos de pixels são colocados em células do MS-Excel previamente definidas.

Para facilitar o trabalho foi desenvolvida uma planilha eletrônica padrão. Esta planilha tem capacidade de analisar 50 imagens de uma só vez. Todos os dados preenchidos no questionário da figura 3.12 são armazenados na planilha eletrônica e associados a cada imagem.

Ao iniciar o processo de exportação das informações contidas nas imagens o software MS-Excel é aberto com a planilha padrão que é automaticamente salva com o nome previamente escolhido.

3.4.5 Análises Realizadas no MS-Excel

No MS-Excel todos os parâmetros podem ser analisados com grande flexibilidade utilizando as ferramentas disponíveis na planilha eletrônica, o que é conveniente nas fases iniciais do desenvolvimento do sistema. Algumas funções básicas foram previamente programadas na planilha padrão.

Após receber as informações contidas nas imagens são calculadas automaticamente:

- A média de cada componente RGB e HSI de cada pixel (ou grupo de pixels) entre todas as imagens transferidas para o MS-Excel;
- O desvio padrão de cada componente RGB e HSI de cada pixel (ou grupo de pixels) entre todas as imagens transferidas para o

MS-Excel;

- A incerteza expandida (U95%) de cada componente RGB e HSI de cada pixel (ou grupo de pixels) entre todas as imagens transferidas para o MS-Excel;
- Normaliza os dados de cada pixel (ou grupo de pixels) de cada imagem dividindo-os pela média das componentes da respectiva imagem;
- A média de cada componente RGB e HSI, já normalizadas, de cada pixel ou (grupo de pixels) entre todas as imagens transferidas para o MS-Excel;
- O desvio padrão de cada componente RGB e HSI, já normalizadas, de cada pixel (ou grupo de pixels) entre todas as imagens transferidas para o MS-Excel;
- A incerteza expandida (U95%) de cada componente RGB e HSI, já normalizadas, de cada pixel (ou grupo de pixels) entre todas as imagens transferidas para o MS-Excel;

Após estes cálculos, gráficos são automaticamente traçados para possibilitar melhor análise e comparação entre os resultados obtidos:

- Um gráfico que inclui as componentes RGB e HSI dispostos a cada pixel (ou grupo de pixels) de todas as imagens transferidas para o MS-Excel;
- Um gráfico que inclui as componentes RGB e HSI, já normalizadas, dispostas a cada pixel (ou grupo de pixels) de todas as imagens transferidas para o MS-Excel;
- Um gráfico da média de cada componentes RGB e HSI, dispostos a cada pixel (ou grupo de pixels), entre todas as imagens com

incerteza expandida (U95%);

- Um gráfico da média normalizada de cada componentes RGB e HSI, dispostos pixel a pixel (ou grupo de pixels), entre todas as imagens, com incerteza expandida (U95%);
- Um gráfico comparativo, em porcentagem, entre as incertezas expandidas (U95%) de cada componentes RGB e HSI, dispostos pixel a pixel (ou grupo de pixels), de todas as imagens.

Além desses cálculos e gráficos pré-programados, é possível realizar diversas outras formas de análise com auxílio dos recursos disponíveis no MS-Excel.

Capítulo 4

Avaliação da Incerteza do Sistema

Para que os parâmetros extraídos das imagens adquiridas da íris possam servir de embasamento científico para outras pesquisas, é necessário avaliar a incerteza do sistema. A incerteza do sistema de medição pode ser gerada por fatores internos ou externos. Fatores externos decorrem de deficiências ou limitações do equipamento. Já as incertezas geradas por ação externa podem ser ocasionadas por diversos fatores, como, por exemplo, condições ambientais.

Um estudo preliminar foi realizado para identificar as prováveis fontes de incerteza a afetar o resultado da medição, que são relacionadas na figura 4.1.

Na falta de um dispositivo padrão apropriado, com valor de referência conhecido, a avaliação da incerteza de medição¹ do sistema foi parcial ficando apenas restrita à componente aleatória (incerteza² Tipo A). Em todos os ensaios realizados neste e no próximo capítulo, foi calculada a incerteza Tipo A,

¹ “incerteza de medição: parâmetro associado ao resultado de uma medição que caracteriza a dispersão dos valores que podem ser razoavelmente atribuídos a um mensurando” [10].

² “método de avaliação da incerteza pela análise estatística de séries de observações. Existe também a incerteza Tipo B, que é definido como o método de avaliação da incerteza por outros meios que não a análise estatística de séries de observações”[10].

expressa quantitativamente pela repetitividade³ para 95% de probabilidade.

A repetitividade “Re” é calculada multiplicando o desvio padrão experimental (Equação 4.2) pelo fator “t” de student. O nível de confiança de 95% foi adotado ao longo de todo o trabalho.

$$Re = s \times t \tag{4.1}$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} \tag{4.2}$$

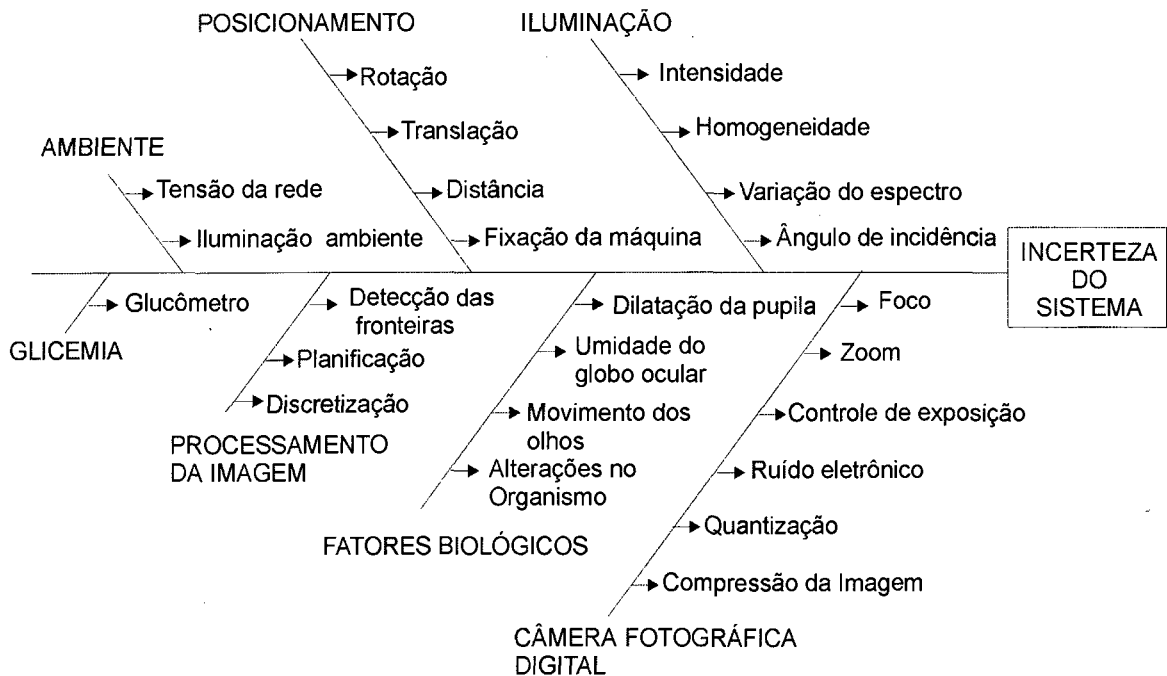


Figura 4.1 - Prováveis fontes de incertezas do sistema

³ “grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando, efetuadas sob as mesmas condições de medição”. “pode ser avaliado quantitativamente em função das características de dispersão dos resultados” [10].

4.1 Fatores Biológicos

Os fatores biológicos estão associados a características específicas do ser humano que tem o olho fotografado. A incerteza associada a estes fatores está intrinsecamente relacionada com o estado físico e emocional do voluntário. Qualquer alteração química no organismo seja por ingestão de alimentos, por interação medicamentosa, ou até mesmo de ordem emocional, pode ocasionar alterações na íris que não estejam relacionadas a modificações no nível de glicemia [8]. Pelas dificuldades técnicas inerentes, as incertezas aqui geradas não são mensuradas separadamente, mas avaliadas em bloco.

4.2 Posicionamento

A incerteza gerada pelo erro de posicionamento está associada à posição e orientação da câmera fotográfica em relação ao olho a ser fotografado. A incerteza do posicionamento da câmera em relação ao suporte de faces não é algo crítico, mas deve-se eliminar ao máximo as variações angulares. É importante garantir a repetitividade no alinhamento da cabeça do voluntário com relação ao suporte de faces. Apesar da rigidez do suporte não é possível garantir que a cabeça esteja sempre na mesma posição.

4.3 Sistema Óptico

As incertezas deste sistema estão relacionadas a duas fontes principais: iluminação e óptico/eletrônica.

4.3.1 Iluminação

A captura e o processamento de imagens são duas funções importantes para a obtenção de um bom resultado neste sistema. A iluminação é parte integrante deste processo. Para se obter uma boa repetitividade das componentes das imagens adquiridas é necessária uma iluminação adequada. As fontes de incertezas relacionadas à iluminação são decorrentes dos

seguintes fatores:

- Homogeneidade – a iluminação ao longo da superfície da íris deve se dar de maneira uniforme por igual;
- Intensidade sempre constante;
- Direção (ângulo) de incidência constante;
- Variação espectral – Devido a variações de temperatura do filamento da lâmpada incandescente, existe variações no espectro da luz que incide no objeto a ser fotografado. Para minimizar tal problema é necessário a princípio manter a tensão de alimentação da rede constante.

4.3.2 Câmera Fotográfica Digital

A figura 4.1 relaciona algumas características inerentes à câmera fotográfica que poderiam proporcionar incertezas de medição. Devido à dificuldade de analisar todas as fontes de incertezas, somente serão estudadas através de ensaios as funções de zoom e de foco, que a priori foram consideradas mais significativas. As demais serão consideradas integradas à incerteza geral do sistema.

4.4 Glicemia

A fonte de incerteza neste caso corresponde ao valor de referência da glicemia lido por um glucômetro⁴. Na falta de outra informação mais confiável, a incerteza do valor da glicemia adotada neste trabalho é a incerteza indicada pelo fabricante do glucômetro.

4.5 Processamento da Imagem

As incertezas pertinentes ao software de processamento das imagens

são decorrentes das falhas de detecção das fronteiras, íris/esclera e íris/pupila e da planificação e discretização da imagem da íris, isto é, o número de elementos radiais e circunferências em que a imagem é dividida.

4.6 Fatores Ambientais

Foram relacionados como fatores ambientais, a variação de tensão da rede elétrica e a iluminação ambiente. Embora sejam fontes que devam ser consideradas durante a realização dos ensaios estes fatores foram controlados.

4.7 Avaliação das Incertezas

Para avaliação do sistema com um todo foram desenvolvidos vários ensaios distribuídos em três blocos: o sistema óptico/eletrônico, o software de processamento de imagem e o sistema completo.

Primeiro avaliou-se o software de processamento de imagem utilizando imagens de referência sintetizadas por computador para verificar a repetitividade do sistema no que diz respeito à seleção e extração de componentes da íris da imagem. Em segundo, avaliou-se o sistema óptico/eletrônico utilizando uma prótese ocular, e, por fim, a análise das incertezas foi feita sobre todo o sistema envolvendo voluntários humanos.

4.7.1 Avaliação da Incerteza do Software de Processamento de Imagem

A verificação do funcionamento dos algoritmos de detecção e planificação da imagem da íris foi, qualitativamente realizada por meio de uma simples visualização da imagem planificada. Para isso, foi gerada por computador a imagem sintética representada na figura 4.2, que está dividida em três regiões definidas pelas cores vermelha, verde e azul. A pupila está no centro, definida pelo círculo preto. Na imagem planificada, a fronteira da íris/pupila encontra-se

⁴ Instrumento utilizado para medir a concentração glicose no sangue (glicemia).

localizada na extremidade inferior bem como o corte da íris foi realizado entre o 1º e o 4º quadrante e a planificação seguiu no sentido anti-horário, como pode-se verificar na figura 4.3.

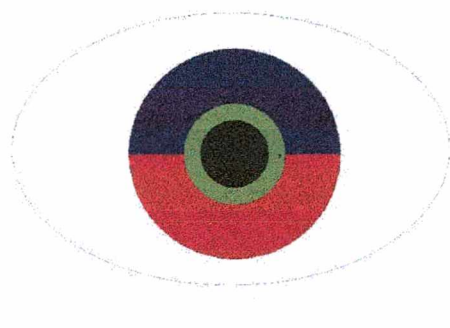


Figura 4.2 - Íris Gráfica 02 para verificar planificação da imagem

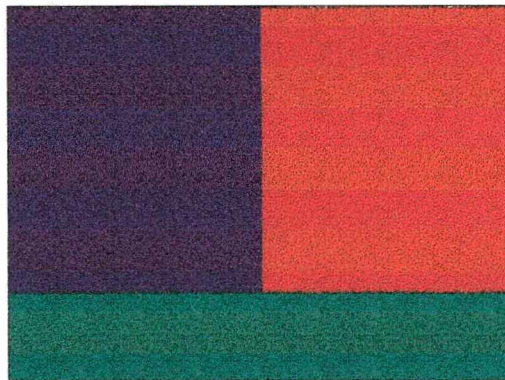


Figura 4.3 - Imagem planificada da Íris Gráfica 02

4.7.1.1 Incerteza Decorrente de Processamento de Imagem

O objetivo deste ensaio é avaliar as incertezas decorrentes do processo de detecção das fronteiras da íris, planificação e extração de componentes de imagens da íris.

A fontes de incerteza que atuam neste ensaio são decorrentes dos algoritmos desenvolvidos para este software de processamento de imagem.

Para avaliar quantitativamente a incerteza do software de processamento

de imagem, foi utilizada uma segunda imagem sintética gerada em computador. A imagem sintética usada aqui possui o formato de uma íris humana e é mostrada na figura 4.4.

A íris multicolor da imagem sintética foi projetada com base no gráfico de cor RGB da Figura 4.5. O gráfico em questão é usado como referência para avaliar a repetitividade do software no que diz respeito às funções de detecção, planificação e extração de componentes da imagem da íris do restante da imagem capturada do olho.

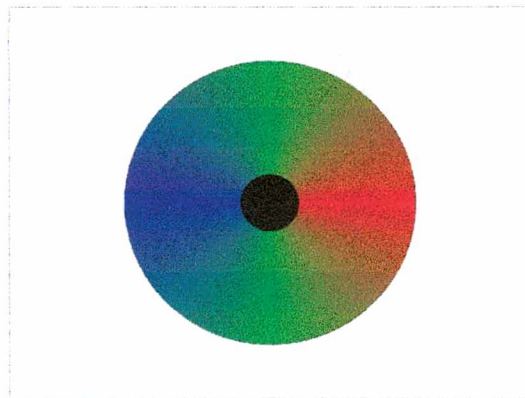


Figura 4.4 - Imagem Sintética da Íris

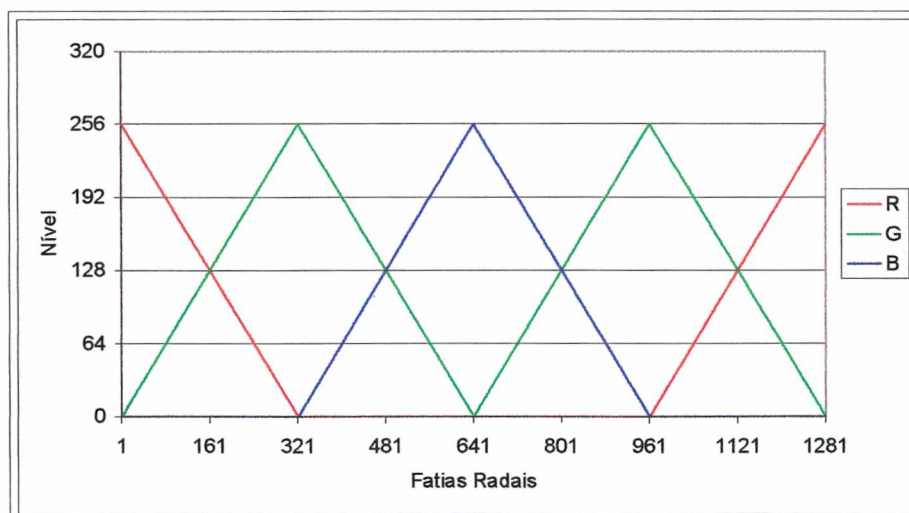


Figura 4.5 - Padrão RGB da Imagem Planificada da Íris Sintética I (Figura 4.4)

Para avaliar estes processos, fez-se a extração e planificação da imagem da íris sintética, e foram exportados para o MS-Excel o valor médio das componentes das imagens decorrentes de dois tipos de blocos de pixels: O primeiro envolve blocos de pixels em forma anéis que iniciam a partir da sua extremidade externa, fronteira com a esclera, até atingir o centro, fronteira com a íris (figura 4.6). Já o segundo tipo extrai componentes de fatias radiais da íris (figura 4.6).

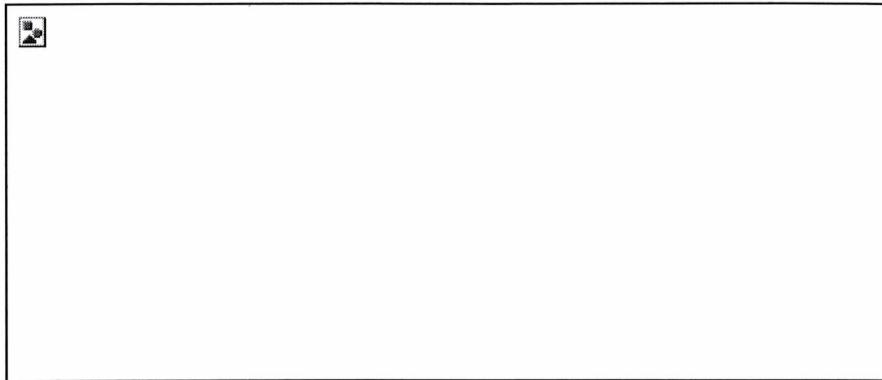


Figura 4.6 - Métodos de Extração de blocos de pixels da Íris Teste: a) anéis e b) fatias radiais

A Figura 4.8 demonstra as componentes RGB da imagem da íris. Foram extraídos blocos de pixels com dimensão de 1 pixel horizontal por 960 pixels verticais que formam uma serie de 1280 blocos de pixels (fatias radiais, figura 4.6).

Pode-se comparar o gráfico da figura 4.8 com a imagem planificada da íris (Figura 4.7). Comparando também com o gráfico da figura 4.5, nota-se que as funções de detecção e planificação da íris estão respondendo de maneira adequada. O processo de detecção e planificação da imagem da íris foi repetido por trinta vezes pelo software. A cada novo processamento o software foi fechado e reaberto. Após todos os processamentos realizados os dados foram analisados e dispostos no gráfico da Figura 4.9, que demonstra a repetitividade do software. O gráfico em questão demonstra a repetitividade relativa a média dos valores de cada pixel das imagens planificadas da íris.

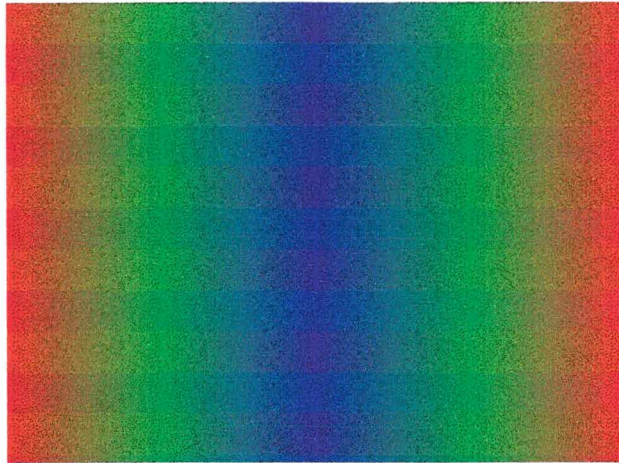


Figura 4.7 - Imagem Planificada da Íris Sintética I (Figura 4.4)

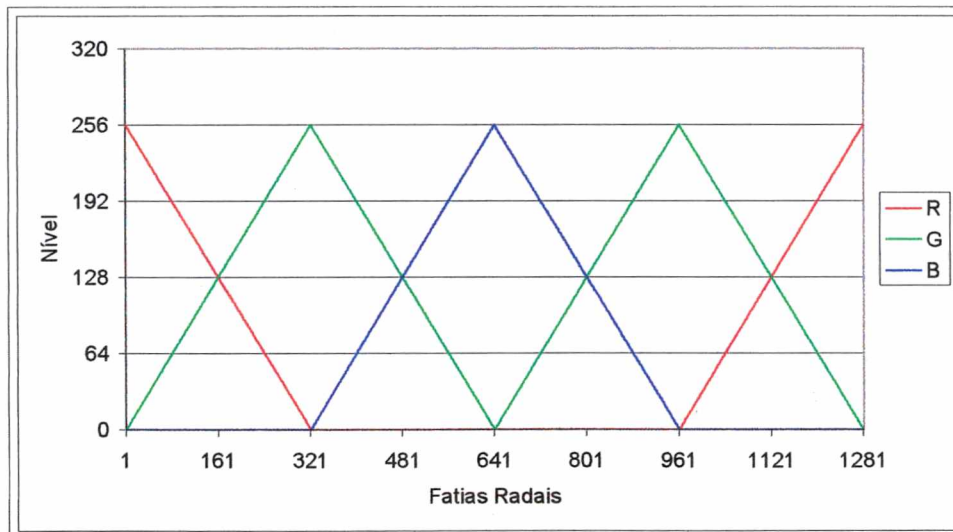


Figura 4.8 - Componentes RGB da planificação da imagem sintética (Figura 4.4)

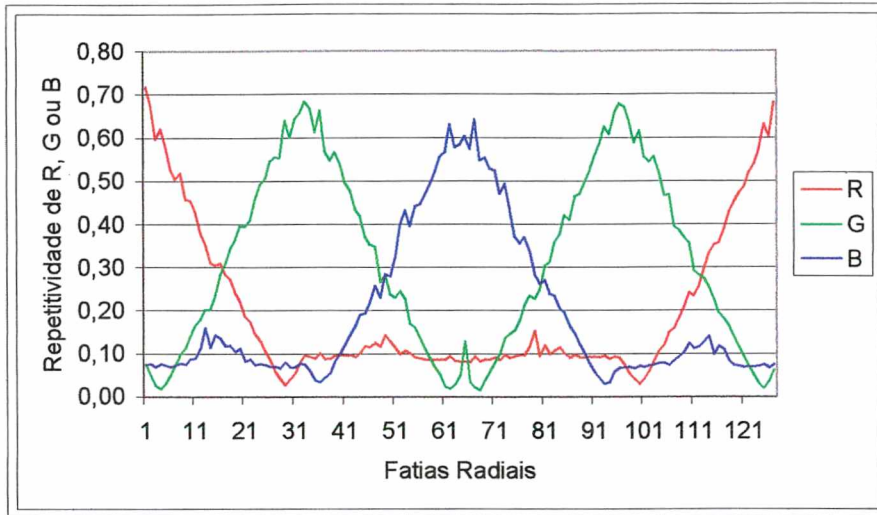


Figura 4.9 - Repetitividade da extração das componentes RGB da íris sintética (fatias radiais)

A Figura 4.10 também representa as componentes RGB extraídas da imagem da íris sintética. Neste caso, foram extraídas componentes de blocos de pixels com dimensão de 1 pixel vertical por 1280 pixels horizontais que formam uma série de 960 blocos de dados (anéis, figura 4.6).

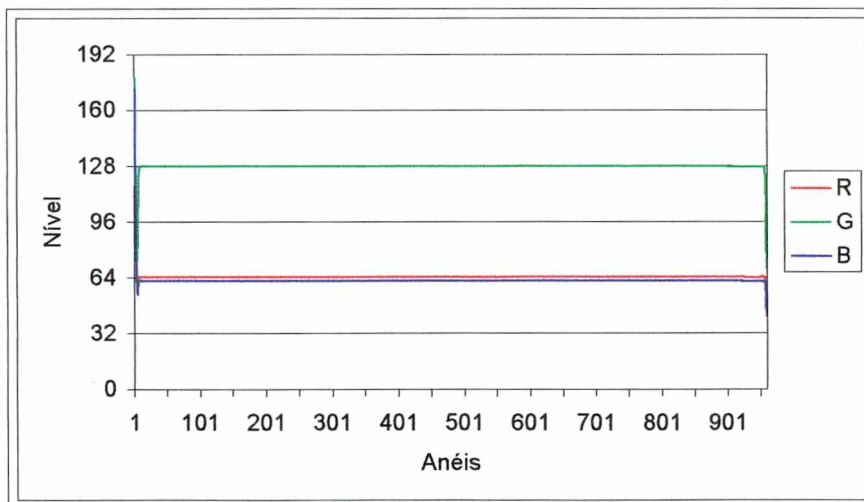


Figura 4.10 - Componentes RGB da planificação da imagem sintética (Figura 4.4)

Neste caso, a repetitividade foi demonstrada em dois gráficos. Como a repetitividade é muito maior nas fronteiras da imagem o primeiro bloco de pixel

está colocado num gráfico a parte para não mascarar os resultados dos outros blocos.

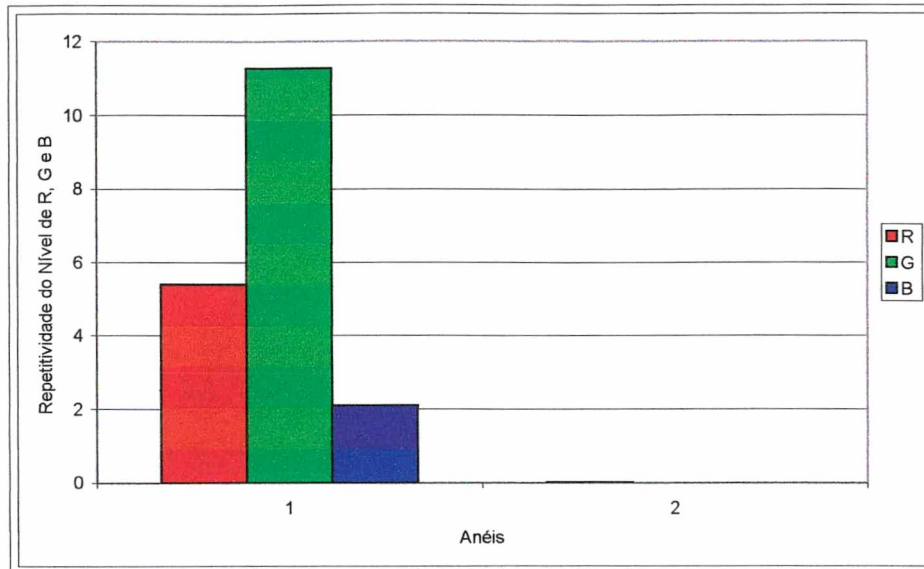


Figura 4.11 - Repetitividade da detecção da fronteira da imagem sintética

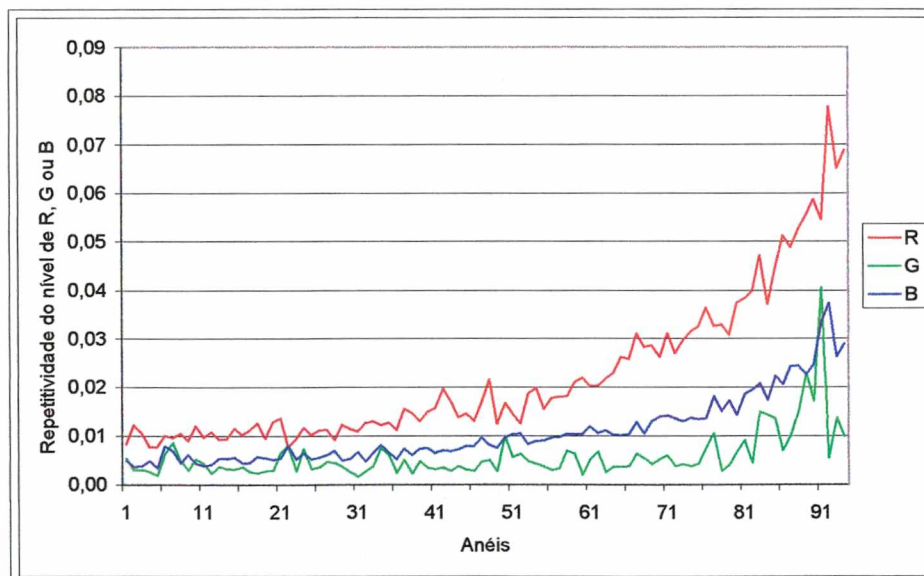


Figura 4.12 - Repetitividade da extração das componentes RGB da íris sintética (anéis)

4.7.2 Análise de Incertezas do Sistema Utilizando uma Prótese Ocular

Para avaliar a repetitividade do sistema quanto a elementos

ópticos/eletrônicos e mecânicos, foi utilizada uma prótese ocular. A prótese ocular é usada por pessoas para correções estéticas pós-cirurgias de evisceração e enucleação. Este artefato é praticamente idêntico a um olho verdadeiro no que diz respeito a sua forma, textura e coloração, permitindo avaliar alguns aspectos do sistema na ausência de movimentos e de variações devido a interações de ordem biológica.

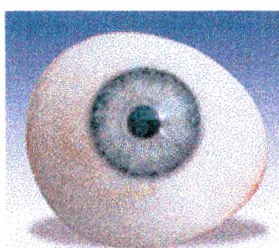


Figura 4.13 - Prótese ocular

Deve ficar claro que todos os experimentos realizados com a prótese ocular também incorporam a incerteza gerada pelo software de processamento de imagem, pois o mesmo é usado para processar as imagens capturadas. Para facilitar a visualização dos resultados será representada nos gráficos apenas a componente R extraída das imagens.

A análise da repetitividade do sistema foi realizada analisando dois tipos de conjuntos de pixels foram extraídos das imagens já planejadas: (a) blocos de 10 pixels verticais por 1280 pixels horizontais e (b) blocos de 960 pixels verticais por 10 pixels horizontais, denominados de “anéis” e de “fatias radiais”, respectivamente. Esta denominação será utilizada em todos os ensaios daqui a diante.

4.7.2.2 Incertezas Decorrentes do Processamento das Imagens Usando uma Prótese Ocular

O objetivo deste ensaio é avaliar as incertezas decorrentes do processo de detecção das fronteiras da íris, planificação e extração de componentes de imagens de uma prótese ocular. Este ensaio já foi realizado utilizando uma imagem sintética, mas é necessário fazê-lo com a imagem da prótese ocular para avaliar o desempenho do algoritmo ao tratar a imagem da prótese.

A fontes de incerteza que atuam neste ensaio são decorrentes apenas do algoritmo desenvolvido para o software de processamento de imagem, uma vez que é usada somente uma imagem para a análise.

Para avaliar quantitativamente a incerteza do processamento de imagem, foi utilizada uma única imagem fotográfica digital da prótese ocular, onde se detectou as fronteiras, por 20 vezes, extraindo as componentes das imagens já planificadas. A cada novo processo o programa foi encerrado e reiniciado.

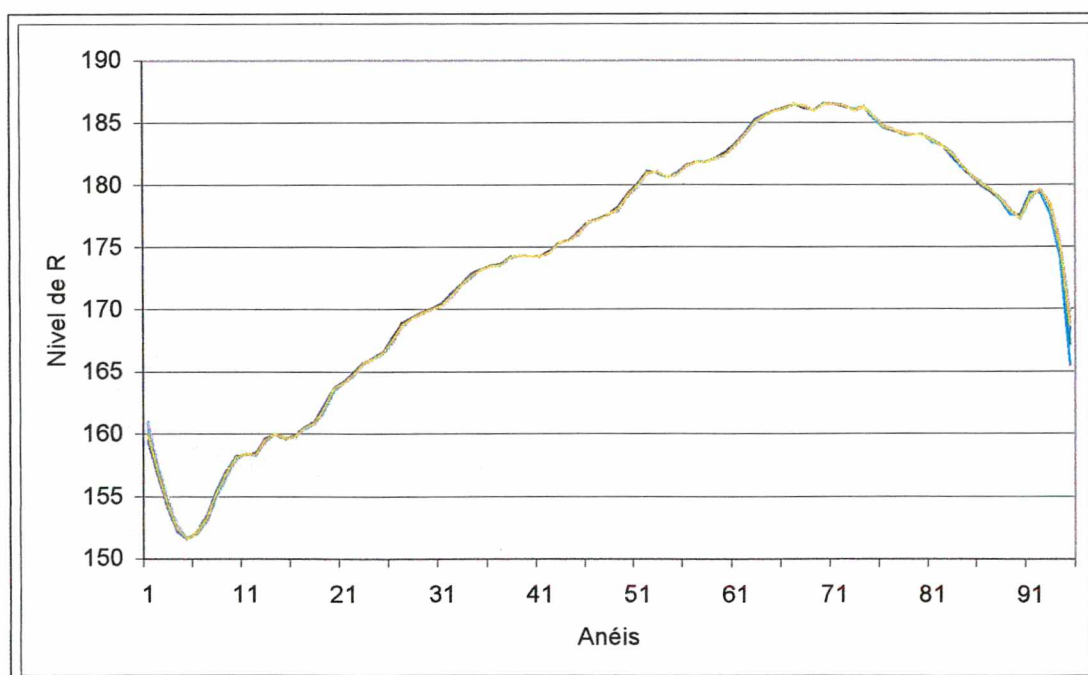


Figura 4.14 - Valor médio da componente R de anéis de uma imagem da prótese ocular

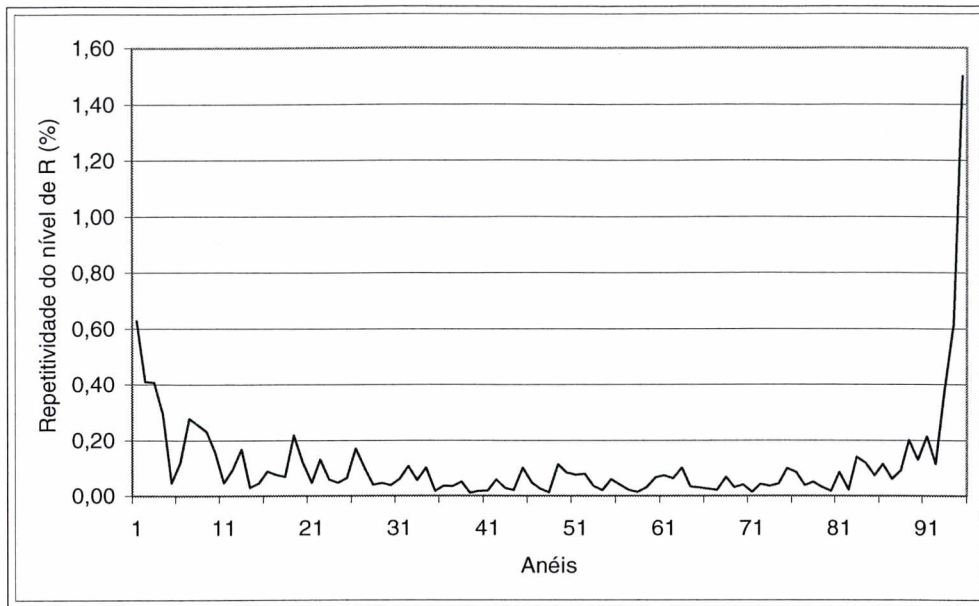


Figura 4.15 - Repetitividade na extração da componente R dos anéis extraídos de uma única imagem da prótese ocular

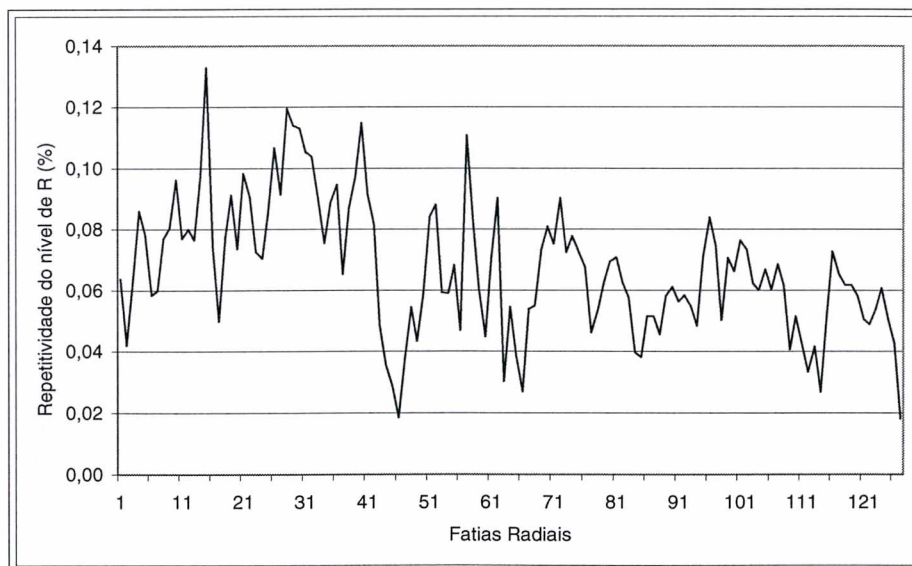


Figura 4.16 - Repetitividade na extração da componente R das fatias radiais extraídas de uma única imagem da prótese ocular

4.7.2.3 Incertezas Decorrentes de Variações da Intensidade Luminosa

Objetivo deste ensaio é avaliar a incerteza gerada pela variação da

intensidade luminosa do sistema de iluminação.

Além das incertezas decorrentes da variação de intensidade luminosa atuam também fontes de incertezas associadas:

- ao software de processamento de imagens;
- a câmera fotográfica digital;
- condições ambientais;
- ao operador.

Com a câmera fotográfica digital e a prótese fixas e sempre equidistantes, a intensidade luminosa é alterada através de variações controladas na tensão que alimenta a fonte de luz. A tensão é alterada de 210 a 225V e a prótese é fotografada a cada incremento de 1V. O resultado obtido após o processamento das imagens está representado na Figura 4.17.

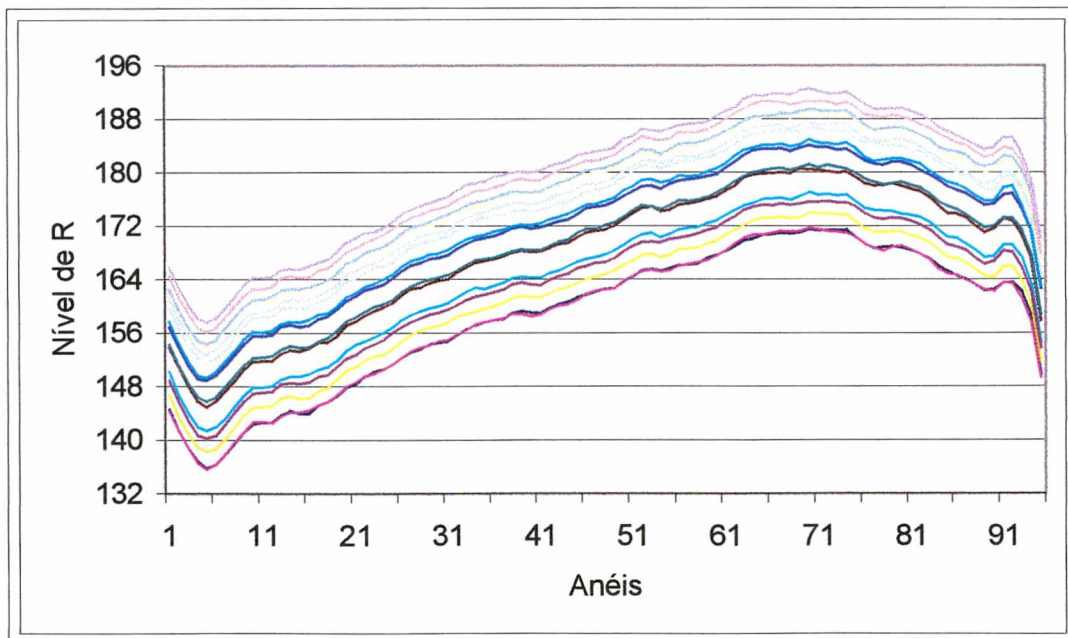


Figura 4.17 - Valor médio da componente R de anéis de imagens para diferentes tensões de alimentação do sistema de iluminação

Cada linha do gráfico corresponde a uma imagem. O aumento na tensão

de alimentação do sistema está associado ao aumento de nível da componente R nas imagens. A linha inferior demonstra a imagem quando é tensão aplicada no sistema é mínima e a linha superior é a imagem quando a tensão no sistema é máxima.

A Figura 4.18 representa o mesmo do gráfico da Figura 4.17 após uma normalização onde, para cada ponto, a componente R foi dividida pela intensidade, que corresponde ao valor médio das componentes R, G e B da imagem. Esta normalização se faz necessária para minimizar os efeitos das variações de intensidade luminosa.

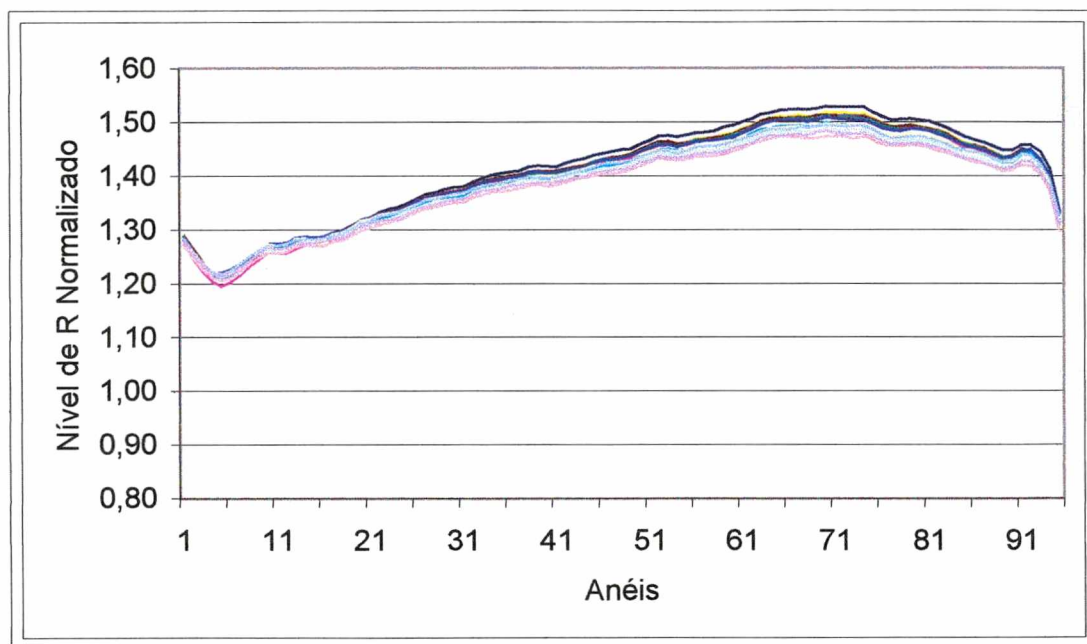


Figura 4.18 - Valor médio da componente R normalizada de anéis extraídos de imagens para diferentes tensões de alimentação do sistema de iluminação

Após a normalização, verifica-se que os valores típicos da repetitividade, diminuem significativamente, como demonstra a Figura 4.19.

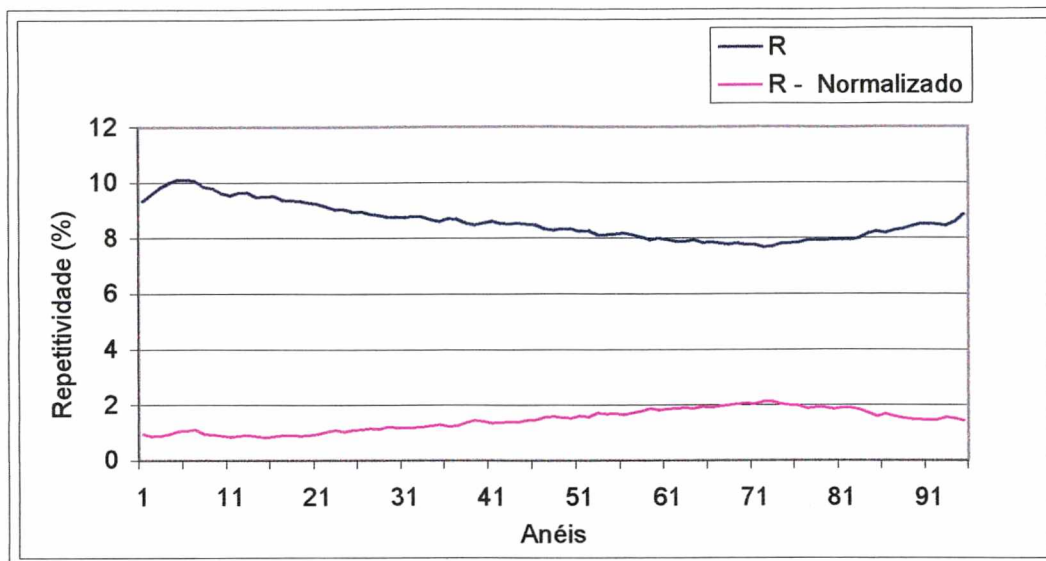


Figura 4.19 - Repetitividade da componente R e R normalizada de anéis extraídos de imagens para diferentes tensões de alimentação do sistema de iluminação

4.7.2.4 Incerteza Decorrente do Zoom da Câmera Digital

Como a câmera digital possui um sistema de zoom que utiliza componentes mecânicos e eletrônicos, foi feito um ensaio para verificar a influência da repetitividade do zoom quando posicionado para obter a maior ampliação do objeto a ser fotografado, pois é nesta situação que as imagens são obtidas.

Além das incertezas decorrentes da variação de posicionamento do zoom atuam também fontes de incertezas associadas:

- ao software de processamento de imagens;
- outras funções da câmera fotográfica digital;
- condições ambientais;
- ao operador.

Foram adquiridas quinze imagens da prótese, sendo que a cada nova aquisição, o sistema de zoom era alterado para a situação de menor ampliação e retornando em seguida para a posição de maior ampliação. A movimentação do zoom ocorre automaticamente cada vez que a câmera fotográfica é desligada. O zoom neste caso retorna para uma posição inicial, que não é a de maior ampliação da imagem.

Após o processamento das imagens o resultado pode ser analisado na Figura 4.20 e o gráfico com as componentes já normalizadas extraídas das imagens na Figura 4.21. As respectivas figuras demonstram as imagens extraídas em anéis

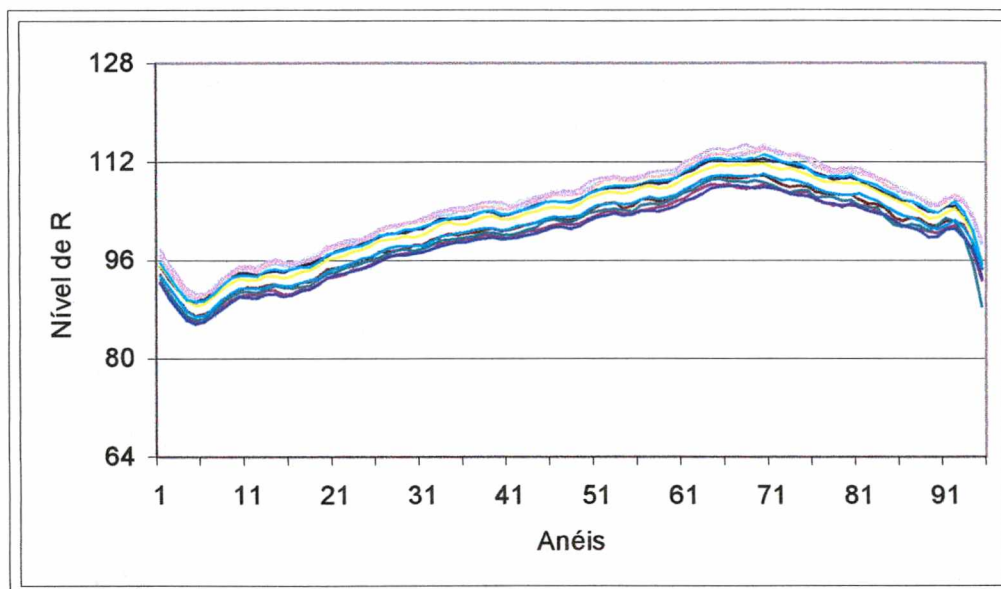


Figura 4.20 - Valor médio da componente R de anéis de diferentes imagens variando o zoom da câmera digital

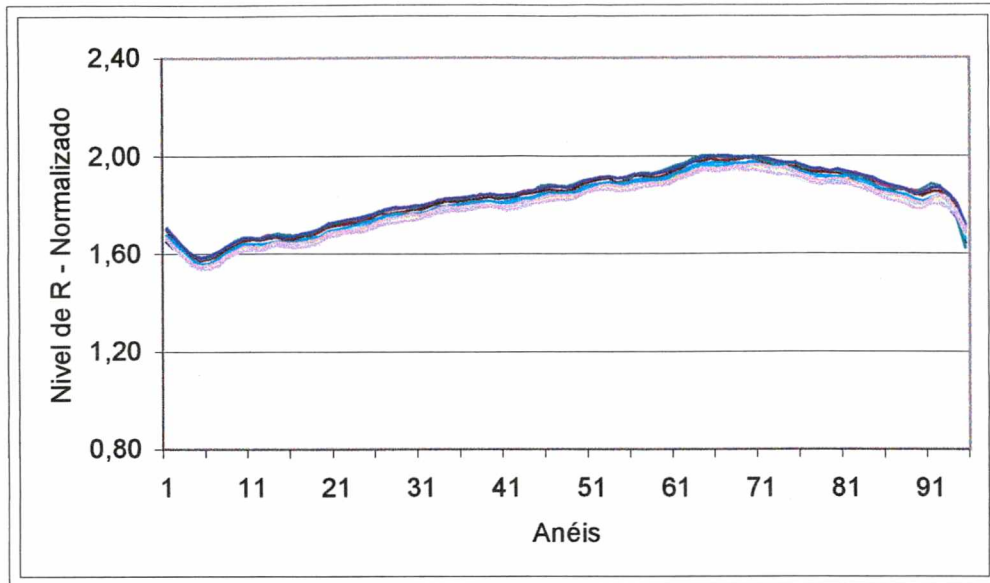


Figura 4.21 - Valor médio da componente R normalizada de anéis de diferentes imagens variando o zoom da câmera digital

A repetitividade das imagens antes e após a normalização estão demonstradas na Figura 4.22.

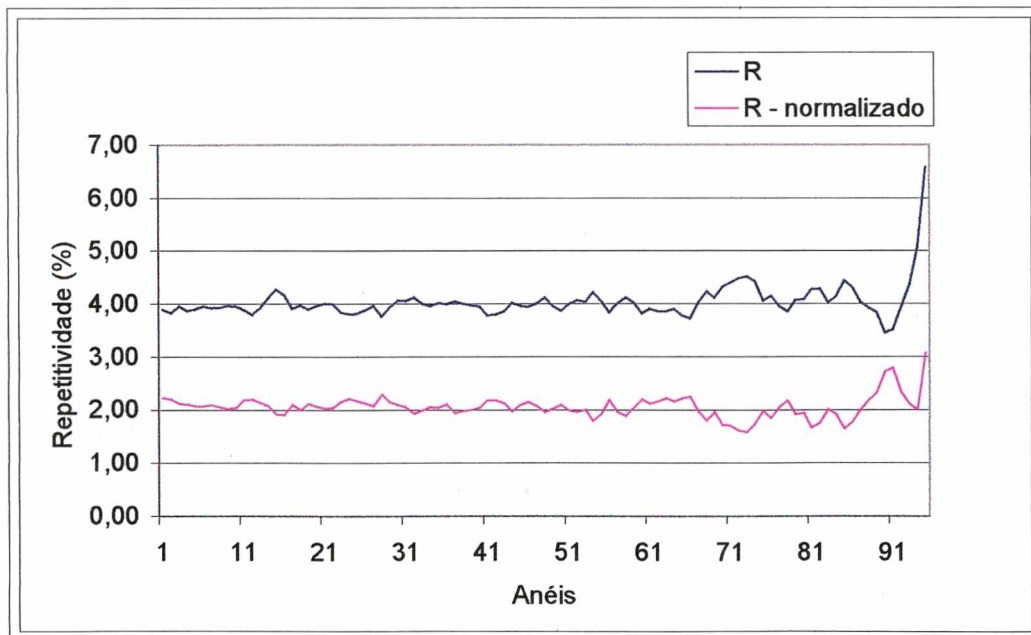


Figura 4.22 - Repetitividade na extração da componente R e R normalizada de anéis das imagens obtidas com variação no zoom da câmera fotográfica digital

As mesmas imagens foram processadas e extraídas em fatias radiais (Figura 4.23 e Figura 4.24). A repetitividade deste processo está representado na Figura 4.25.

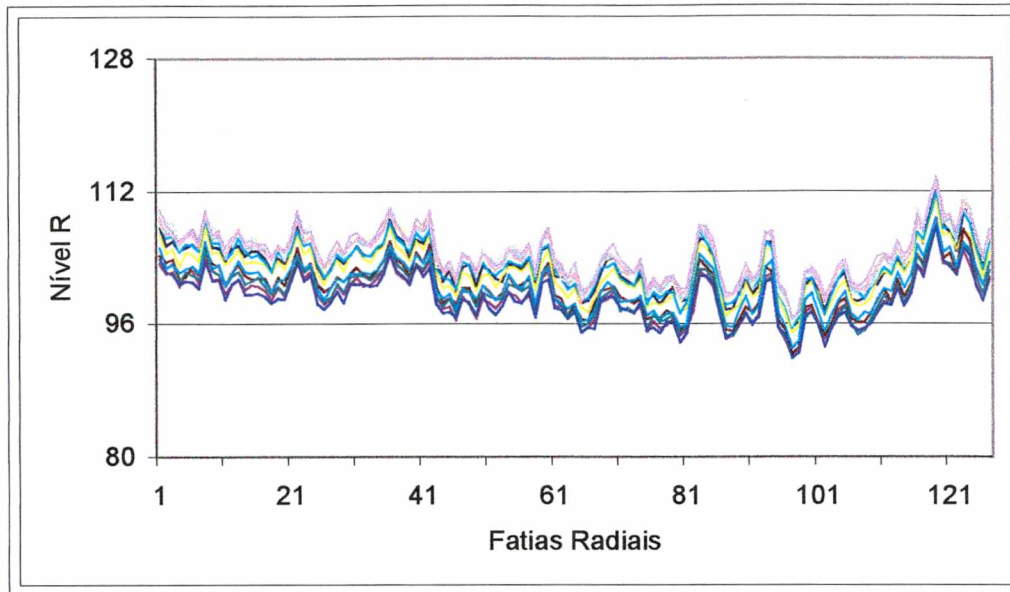


Figura 4.23 - Valor médio da componente R das fatias radiais de diferentes imagens variando o zoom da câmera digital

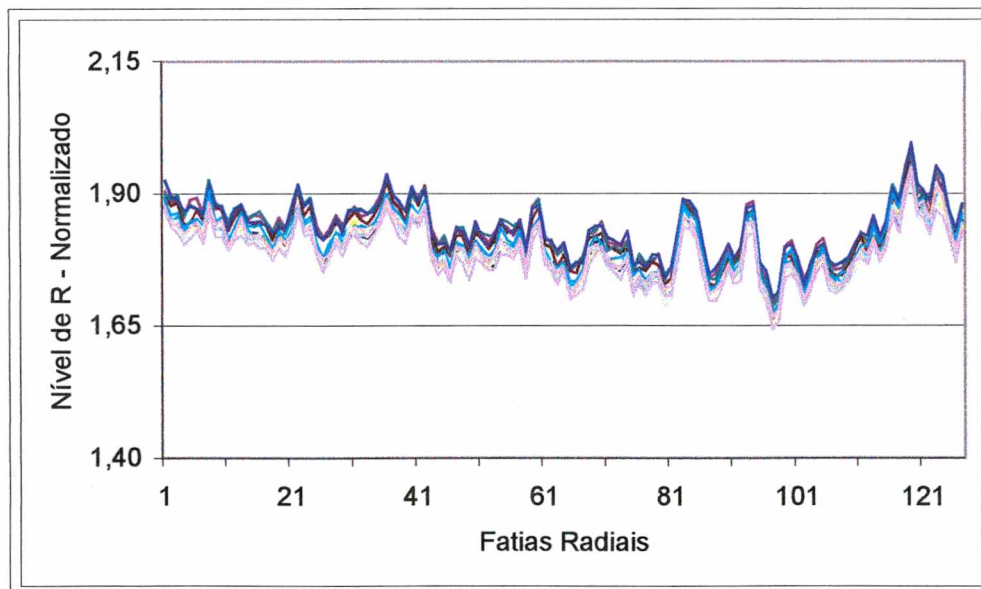


Figura 4.24 - Valor médio da componente R normalizada das fatias radiais de diferentes imagens variando o zoom da câmera digital

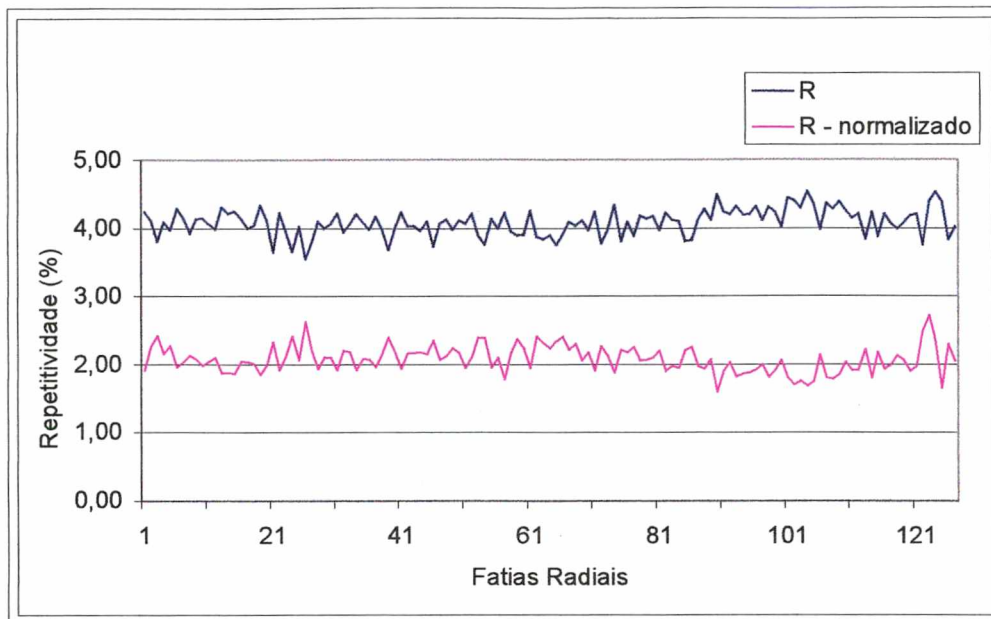


Figura 4.25 - Repetitividade da componente R e R normalizada das fatias radiais de diferentes imagens variando o zoom da câmera digital

4.7.2.5 Incertezas Associadas à Movimentação Angular do Olho em Relação à Câmera Digital

Um ensaio foi desenhado e executado com o objetivo de avaliar a incerteza pertinente a deslocamentos angulares do olho em relação à câmera fotográfica.

Além das incertezas decorrentes da variação dos deslocamentos angulares atuam também fontes de incertezas associadas:

- ao software de processamento de imagens;
- a câmera fotográfica digital;
- condições ambientais;
- ao operador.

Com a prótese fixada a um sistema de movimento angular, foram

adquiridas imagens com deslocamentos de 01 (um) grau até o limite de 10 (dez) graus. Foi mantida constante a iluminação e distância entre a câmera e a prótese. A câmera fotográfica também foi configurada para a manter o tempo de exposição constante.

Primeiro as imagens são avaliadas em blocos de pixels em forma de anéis. São analisados os blocos extraídos diretamente das imagens, e os blocos das imagens após o processo matemático de normalização das componentes extraídas das imagens já planificadas, Figuras 4.26 e 4.27, respectivamente. Também é calculada a repetitividade dos dois conjuntos de imagens. Estes resultados estão representados no gráfico da Figura 4.28, onde pode-se comparar a repetitividade antes e depois do processo de normalização das componentes extraídas das imagens. Nota-se novamente que a repetitividade diminui sensivelmente após o processo de normalização.

Verifica-se também que a repetitividade aumenta muito nas extremidades da imagem da íris. Este aumento da incerteza está atribuído à detecção imperfeita das fronteiras íris/pupila e íris/esclera pelo software de processamento de imagem.

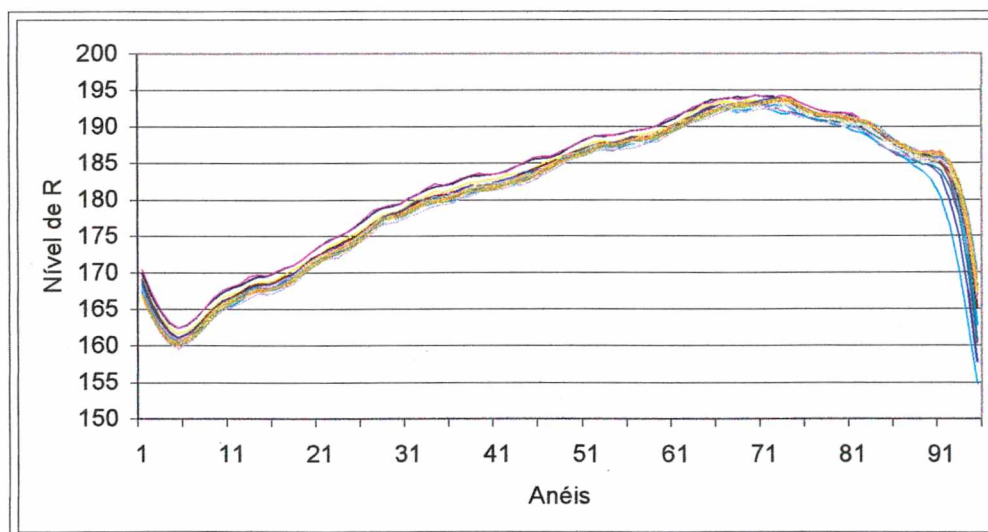


Figura 4.26 - Valor médio da componente R de anéis de diferentes imagens variando a posição angular do olho em relação à câmera digital

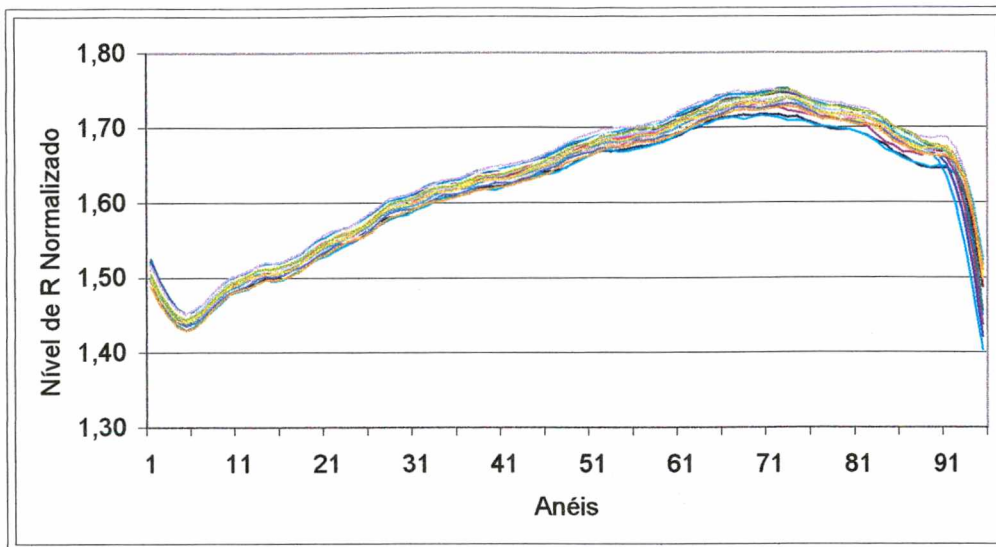


Figura 4.27 - Valor médio da componente R normalizada de anéis de diferentes imagens variando a posição angular do olho em relação à câmera digital

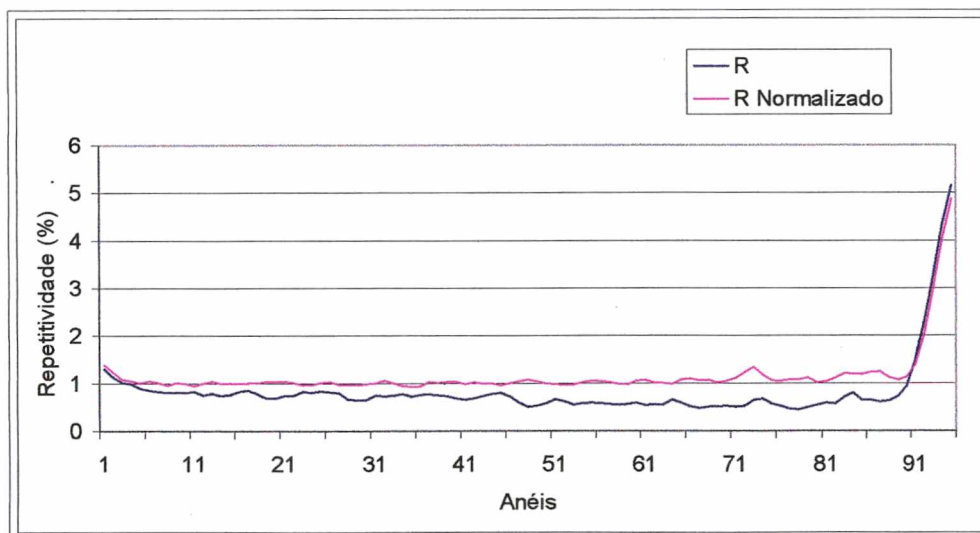


Figura 4.28 - Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizada de anéis de diferentes imagens variando a posição angular do olho em relação à câmera digital

Depois as imagens são avaliadas em blocos de pixels em forma de fatias radiais. São analisados os blocos extraídos diretamente das imagens, e após o processo matemático de normalização, Figuras 4.29 e 4.30, respectivamente.

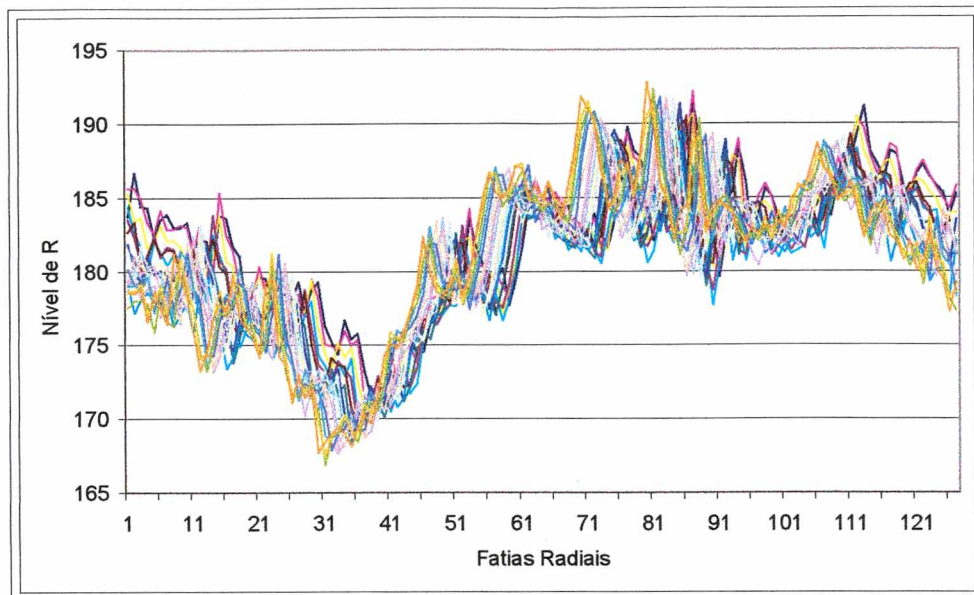


Figura 4.29 - Valor médio da componente R das fatias radiais de diferentes imagens variando a posição angular do olho em relação à câmera digital

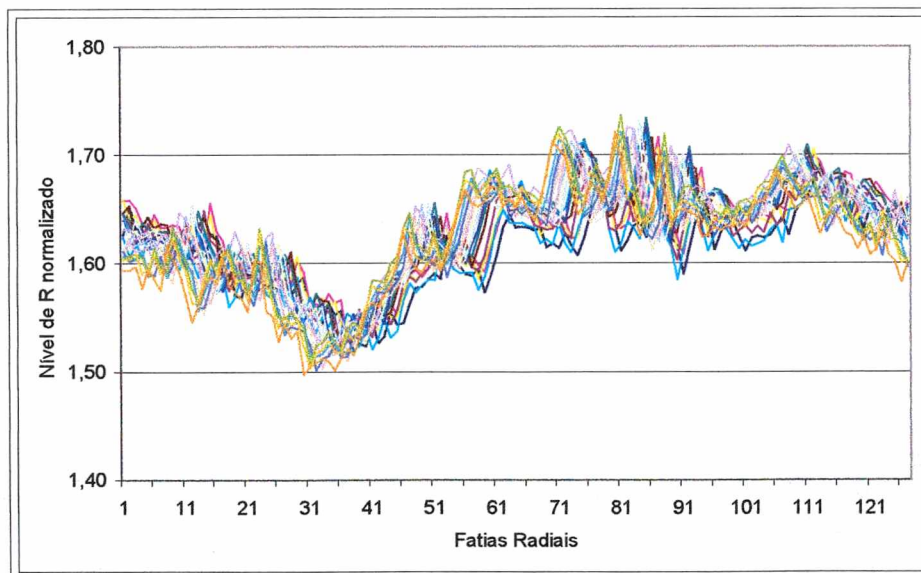


Figura 4.30 - Valor médio da componente R normalizada das fatias radiais de diferentes imagens variando a posição angular do olho em relação à câmera digital

Também é calculado a repetitividade dos dois conjuntos de imagens. Estes resultados estão representados no gráfico da Figura 4.31, onde pode-se comparar a repetitividade da componente R antes e depois do processo de

normalização. Nota-se agora que a repetitividade não diminui após o processo de normalização. Esta é, portanto uma fonte de incerteza crítica e requer cuidado especial.

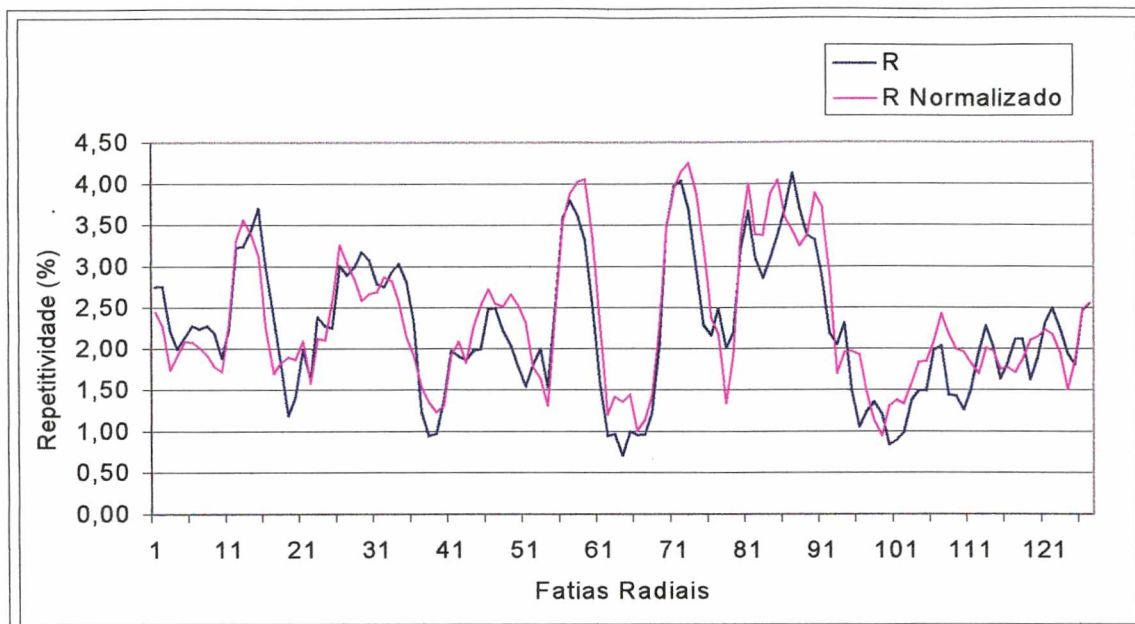


Figura 4.31 - Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizada das fatias radiais de diferentes imagens variando a posição angular do olho em relação à câmera digital

4.7.2.6 Incertezas Decorrentes das Variações de Distância Câmera/Olho e do Foco da Imagem

Este ensaio avalia a repetitividade devido às variações de distâncias entre a câmera e o objeto a ser fotografado e ao foco da câmera fotográfica.

Além das incertezas decorrentes da variação da distância câmera/olho e foco da imagem atuam também fontes de incertezas associadas:

- ao software de processamento de imagens;
- às outras funções da câmera fotográfica digital
- às variações na direção do feixe luminoso;

- às condições ambientais;
- ao operador.

Utilizando a mesma prótese dos ensaios anteriores variou-se a posição da câmera em onze milímetros. Como a profundidade de foco do sistema é pequena, a variação de poucos milímetros da distância entre a câmera e o objeto pode causar uma grande alteração nas componentes das imagens. Como o sistema de iluminação está acoplado à câmera fotográfica este ensaio também envolveu variações na direção do feixe luminoso.

Com a câmera configurada com velocidade de abertura constante e com a tensão de entrada no sistema controlada, capturou-se onze imagens uma a cada variação de um milímetro. A captura iniciou com a câmera a cinco milímetros mais próximos da prótese a partir do ponto focal inicial e terminou cinco milímetros mais afastados.

Neste ensaio à extração das componentes das imagens repetiu os procedimentos realizados no ensaio anterior. As Figuras 4.32 e 4.33 demonstram as componentes calculadas em blocos de anéis extraídos das imagens. Já a Figura 4.34 representa a repetitividade decorrente deste procedimento. As Figuras 4.35 e 4.36 representam as componentes em blocos de fatias radiais das imagens. Já a Figura 4.37 demonstra a repetitividade deste procedimento analisado através de fatias radiais das imagens.

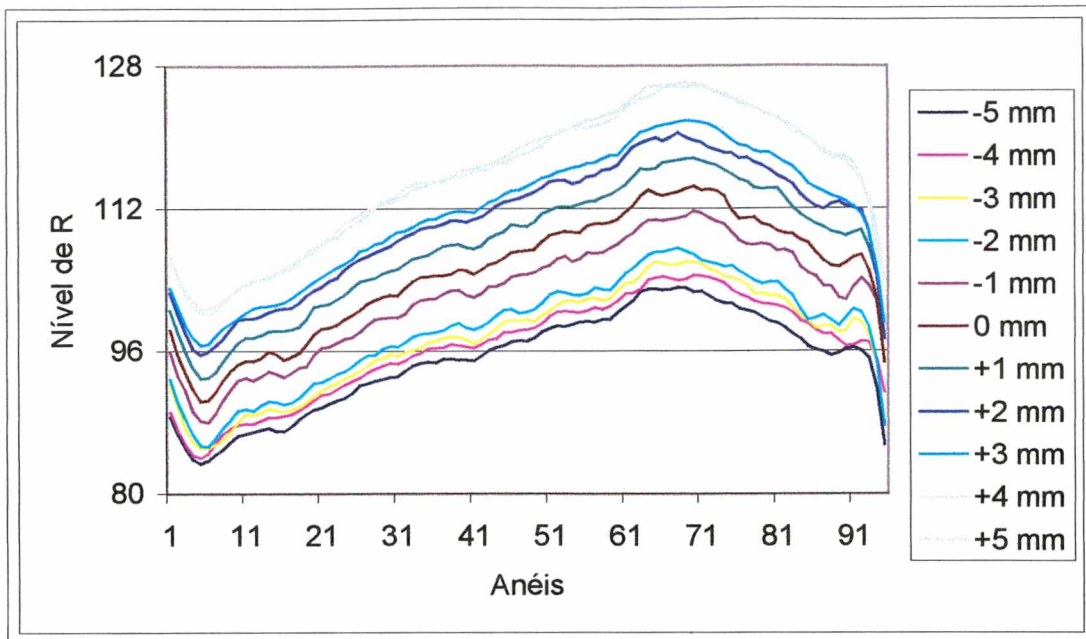


Figura 4.32 - Valor médio da componente R dos anéis de diferentes imagens variando a distância câmera/olho

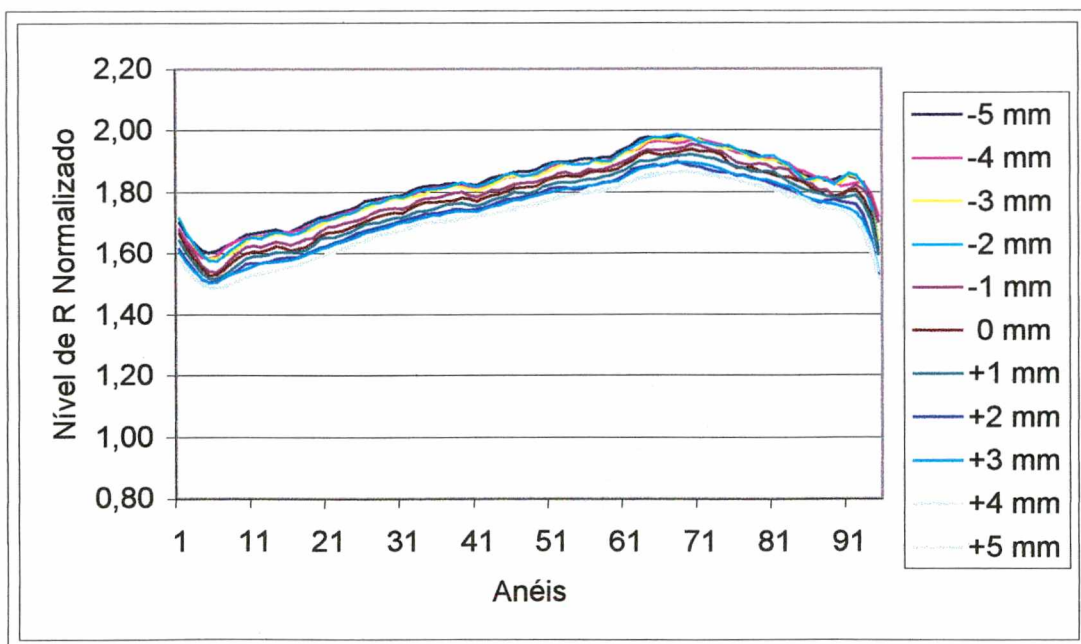


Figura 4.33 - Valor médio da componente R normalizada dos anéis extraídos de diferentes imagens variando a distância câmera/olho

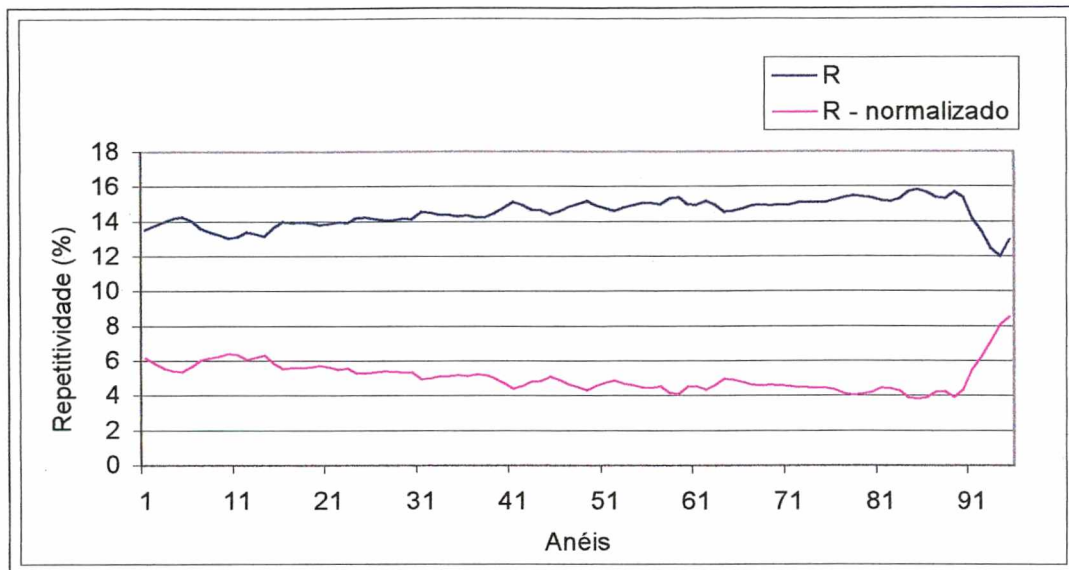


Figura 4.34 - Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizado dos anéis extraídos de diferentes imagens variando a distância câmera/olho

Como nos ensaio de números 01 e 02 a repetitividade pertinente as variações de intensidade luminosa neste ensaio, são compensadas pelo algoritmo de normalização do software aqui utilizado. Mas, as incertezas estão num patamar elevado e deve-se ter muito cuidado com esta variável.

Diferente do ensaio anterior, relativo aos deslocamentos angulares, as incertezas referentes a deslocamentos angulares entre câmera e objeto neste ensaio não são críticas (Figura 4.37). Isto indica que o sistema mecânico de deslocamento e posicionamento da câmera esta atuando de maneira satisfatória. Mas, a incerteza das fatias radiais, relativa a variações na distância e no foco é crítica, como ocorrem nos anéis, e devem ser bem controladas.

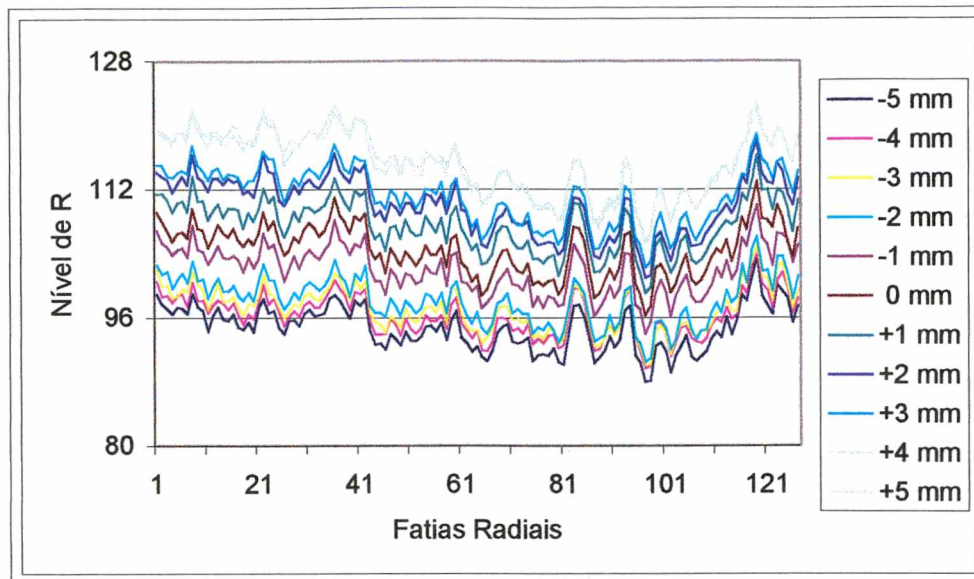


Figura 4.35 - Valor médio da componente R das fatias radiais extraídas de diferentes imagens variando a distância câmera/olho

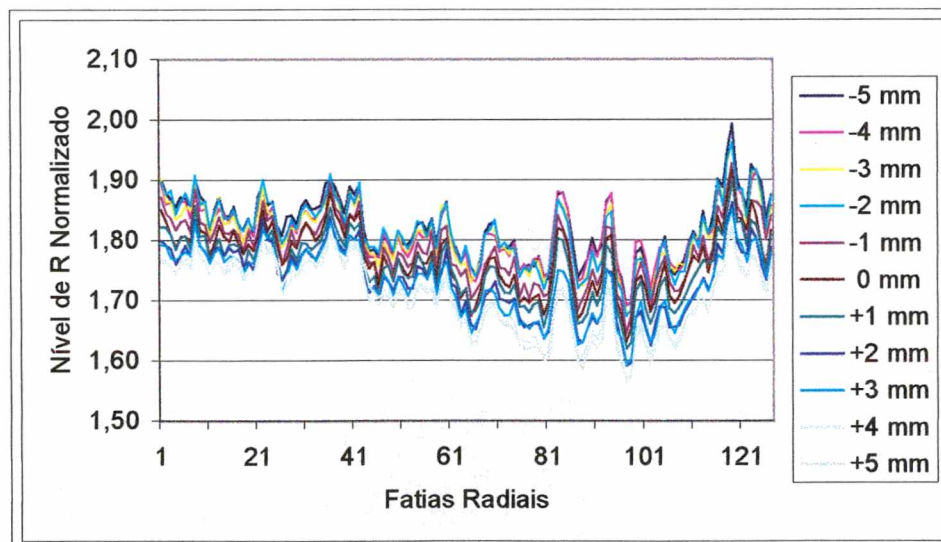


Figura 4.36 - Valor médio da componente R normalizada das fatias radiais extraídas de diferentes imagens variando a distância câmera/olho

A Figura 4.34 demonstra novamente um aumento da incerteza do algoritmo próximo às fronteiras da íris. Na Figura 4.37 esta incerteza está

incorporada a cada bloco de fatias radiais, já que os mesmos iniciam junto a fronteira externa⁵ da íris e terminam na fronteira interna⁶.

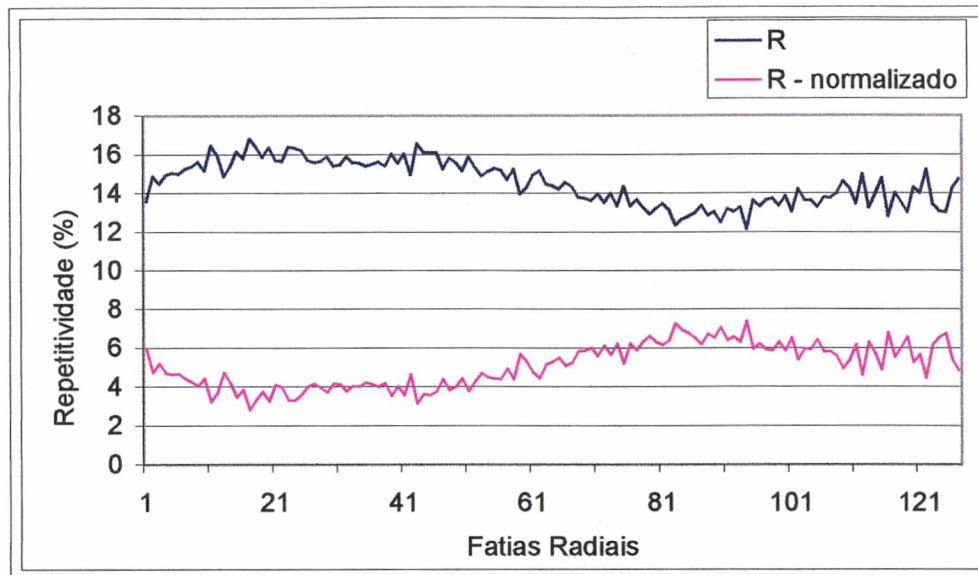


Figura 4.37 - Repetitividade do valor médio da componente R das fatias radiais extraídas de diferentes imagens variando a distância câmera/olho

4.7.3 Análise das Incertezas Decorrentes de Fatores Biológicos

A análise de incertezas trazidas pelo sistema biológico do ser humano é algo muito difícil de ser realizada. Amostras significativamente grandes são necessárias. Para avaliar a influência de fatores biológicos sobre as incertezas do sistema foram desenvolvidos e executados ensaios que consideraram as principais variações biológicas inerentes ao organismo humano. Para tal, o objeto fotografado foi o olho humano. Deve ficar claro que os resultados desta avaliação não podem ser estendidos para o ser humano em geral, mas representam o comportamento médio dos voluntários envolvidos.

⁵ Divisão entre a íris e a esclera

⁶ Divisão entre a íris e a pupila

Como o olho humano possui uma camada aquosa sobre toda a sua superfície e por ter uma forma aproximadamente esférica, o reflexo da fonte luminosa foi um grande problema, minimizado com uma configuração especial que permitiu deslocá-lo para dentro da pupila, uma vez que esta não é uma região de interesse neste estudo.

Para avaliar a influência das incertezas decorrentes do sistema foram realizados os ensaios descritos abaixo.

4.7.3.7 Incertezas do Software de Processamento de Imagem Usando uma Imagem da Íris Humana

O objetivo deste ensaio é avaliar as incertezas decorrentes do processo de detecção das fronteiras da íris, planificação e extração de componentes de imagens de uma íris humana. Este ensaio já foi realizado utilizando uma imagem sintética e uma prótese ocular, mas também é necessário fazê-lo com a imagem da íris humana para avaliar o desempenho do algoritmo neste caso.

A fontes de incerteza que atuam neste ensaio são decorrentes apenas do algoritmo desenvolvido para o software de processamento de imagem, uma vez que é usada somente uma imagem para a análise.

Para avaliar quantitativamente a incerteza do processamento de imagem, foi utilizada uma única imagem fotográfica digital da íris, onde se detectou as fronteiras, por 20 vezes, extraindo as componentes das imagens já planificadas.

A cada novo processo o programa foi encerrado e reiniciado.

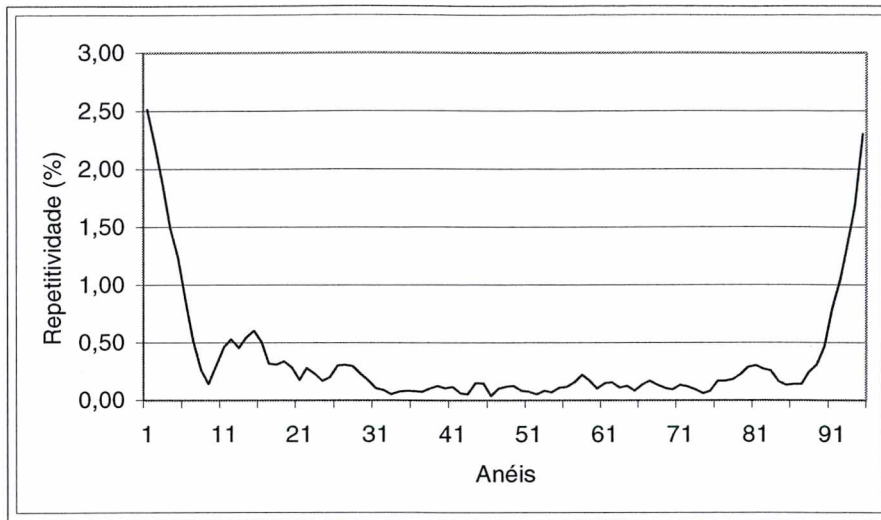


Figura 4.38 - Repetitividade na extração da componente R dos anéis extraídas de uma única imagem da íris humana

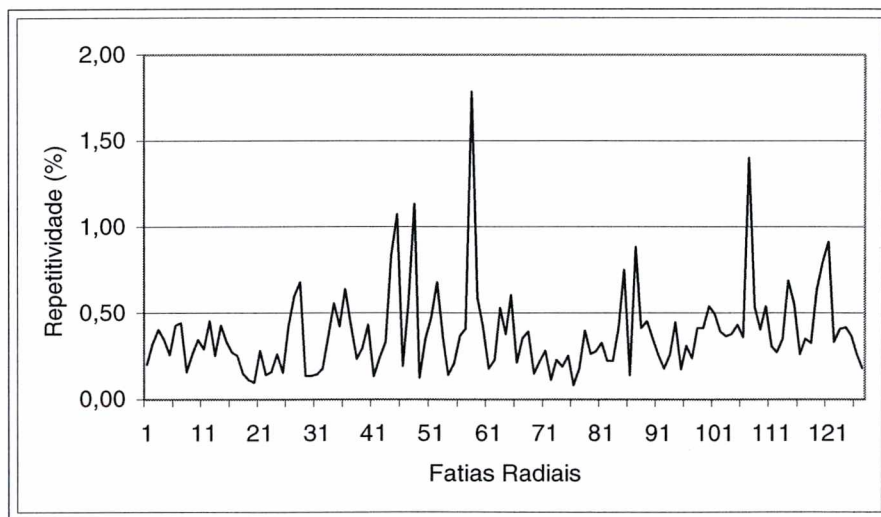


Figura 4.39 - Repetitividade na extração da componente R das fatias radiais extraídas de uma única imagem da íris humana

Nota-se que a incerteza do algoritmo de detecção das fronteiras da íris, planificação e extração das componentes das imagens é maior neste caso se comparado com o ensaio realizado com a imagem da prótese que por sua vez tem incertezas maiores se comparado ao ensaio realizado com a imagem

sintética. Isto é devido ao aumento na complexidade das imagens aqui citadas.

4.7.3.8 Incertezas Decorrentes da Dilatação da Pupila

Este experimento tem como o objetivo verificar as possíveis incertezas geradas por variações na dilatação da pupila. Para uma mesma intensidade de luz a dilatação da pupila está diretamente relacionada com a sensibilidade do organismo humano. Interações medicamentosas alimentares ou até mesmo o estado emocional da pessoa, podem variar esta sensibilidade [7]. Quanto mais sensível estiver o organismo maior será a contração da pupila quando sensibilizada com a mesma intensidade de energia luminosa.

Além das incertezas decorrentes da variação no tamanho da pupila, atuam também as fontes de incertezas associadas:

- ao software de processamento de imagens;
- à distância câmera/olho e de foco;
- às outras funções da câmera fotográfica digital;
- às condições ambientais;
- às outras variações biológicas;
- ao operador.

Neste ensaio foram adquiridas imagens de um mesmo olho de uma mesma pessoa. Estas imagens foram capturas num curto período de tempo. O voluntário manteve sempre a cabeça apoiada no posicionador de faces, durante a aquisição de todas as imagens. Configurada com o tempo de exposição constante a câmera fotográfica também foi mantida fixa e imóvel. A intensidade luminosa foi alterada variando-se a tensão de alimentação na entrada da fonte de luz.

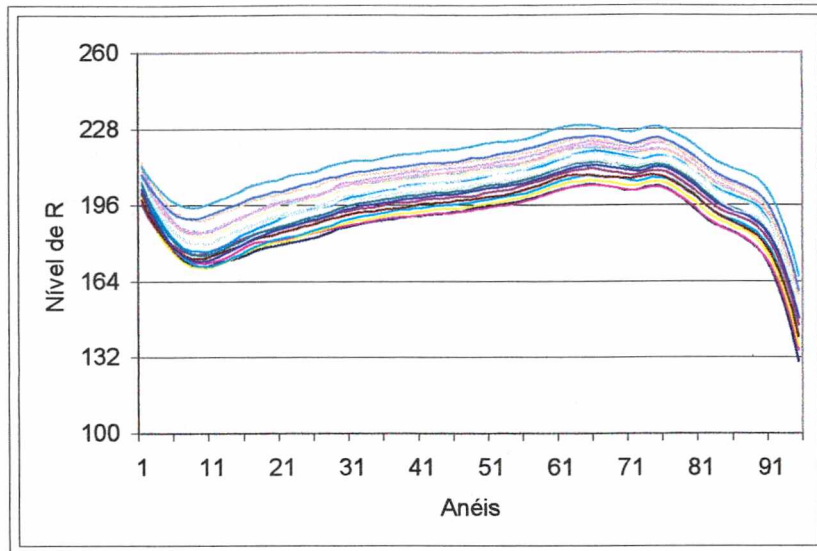


Figura 4.40 - Valor médio da componente R dos anéis extraídos de diferentes imagens variando o tamanho da pupila

A planificação da imagem através do software tem dentre outros o objetivo de compensar as variações decorrentes de alterações do tamanho da pupila, que conseqüentemente geram variações no tamanho da superfície da íris já que a mesma está relacionada de maneira intrínseca com a pupila.

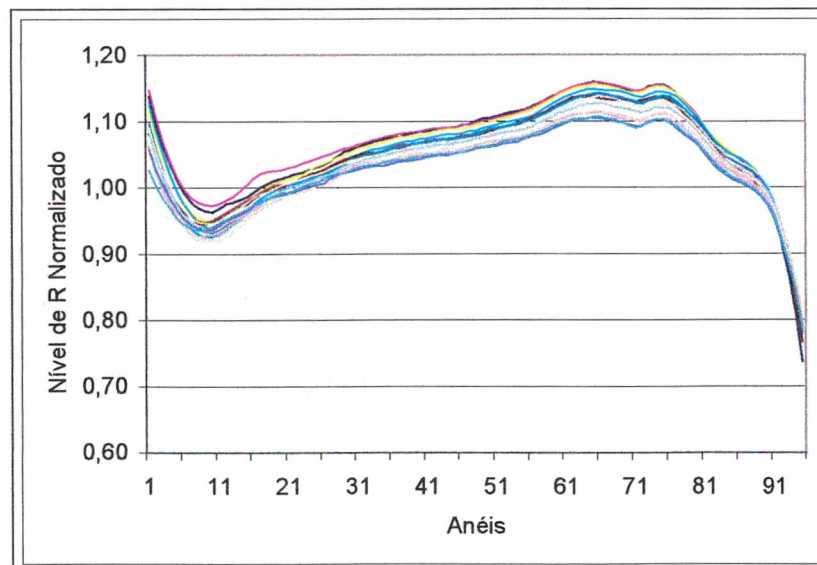


Figura 4.41 - Valor médio da componente R normalizada dos anéis extraídos de diferentes imagens variando o tamanho da pupila

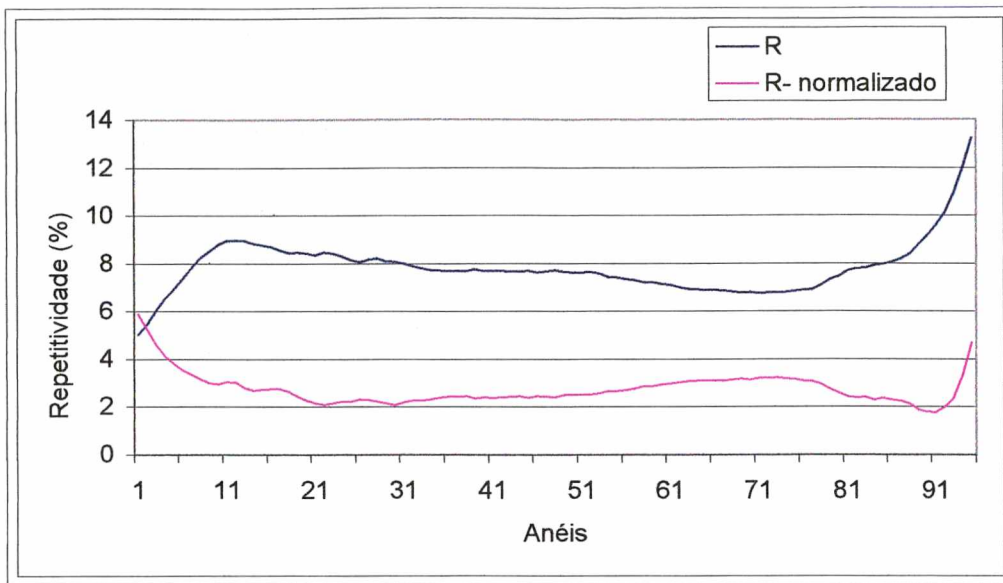


Figura 4.42 - Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizada dos anéis extraídos de diferentes imagens variando o tamanho da pupila

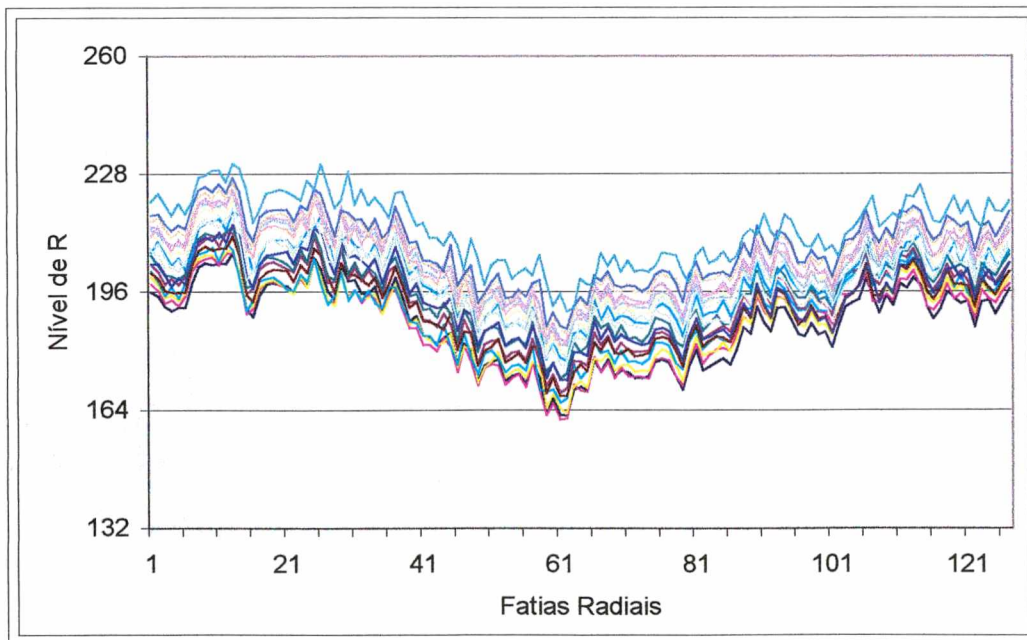


Figura 4.43 - Valor médio da componente R das fatias radiais extraídas de diferentes imagens variando o tamanho da pupila

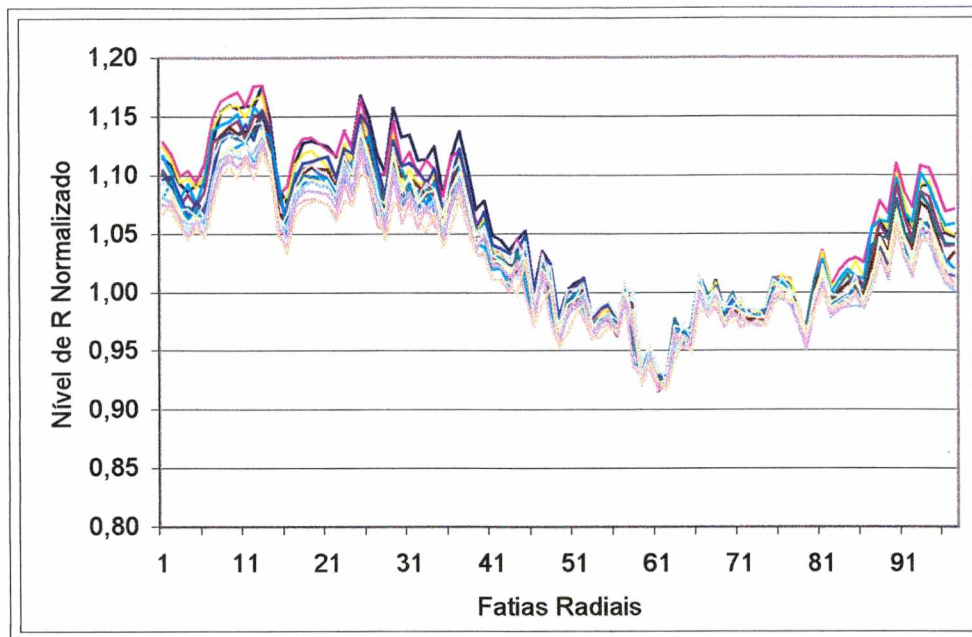


Figura 4.44 - Valor médio da componente R normalizada das fatias radiais extraídas de diferentes imagens variando o tamanho da pupila

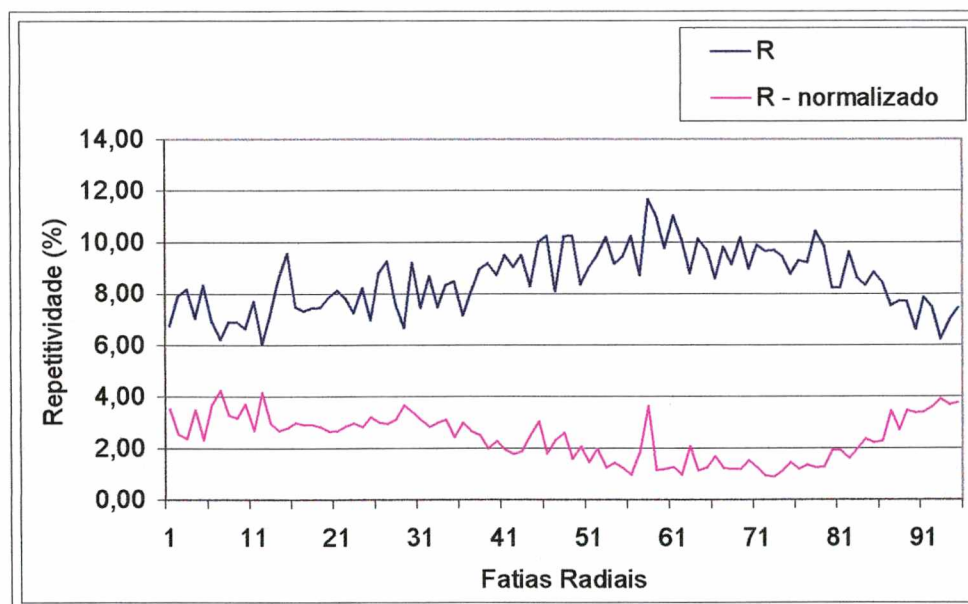


Figura 4.45 - Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizada das fatias radiais extraídas de diferentes imagens variando o tamanho da pupila

Analisando a repetitividade nos gráficos das Figura 4.45 e 4.42 conclui-se que, esta é outra fonte de incerteza que pode influir demasiadamente no

resultado final da medição e inspira cuidado especial.

4.7.3.9 Incertezas decorrentes do re-posicionamento da cabeça

Este ensaio tem como objetivo analisar as incertezas decorrentes do re-posicionamento da cabeça ao adquirir uma nova imagem.

Além das incertezas decorrentes da variação re-posicionamento da cabeça, atua também as fontes de incertezas associadas:

- ao software de processamento de imagens;
- à distância câmera/olho e de foco;
- às outras funções da câmera fotográfica digital;
- às variações biológicas;
- às condições ambientais;
- ao operador.

Neste ensaio foram adquiridas vinte imagens do olho esquerdo de um mesmo voluntário. A câmera fotográfica foi configurada para manter o tempo de exposição fixo e o sistema de zoom configurado para proporcionar a maior ampliação do objeto. A iluminação e a tensão da rede também são controladas e mantidas constantes.

A cada nova foto, o voluntário retirava a cabeça do posicionador de faces e a re-posicionava novamente, este procedimento foi usado para analisar as incertezas geradas por possíveis deslocamentos angulares e de distância dentro dos níveis considerados normais.

Nota-se que após a normalização a incerteza, nos anéis, diminui sensivelmente, mas ainda é crítica junto às fronteiras interna e externa da íris.

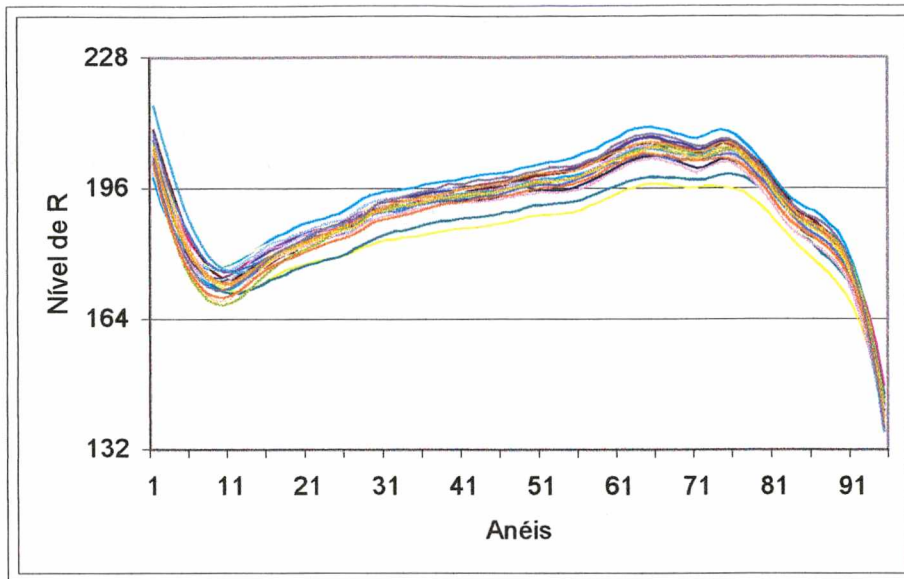


Figura 4.46 - Valor médio da componente R dos anéis extraídos de diferentes imagens obtidas a cada novo posicionamento da cabeça do voluntário

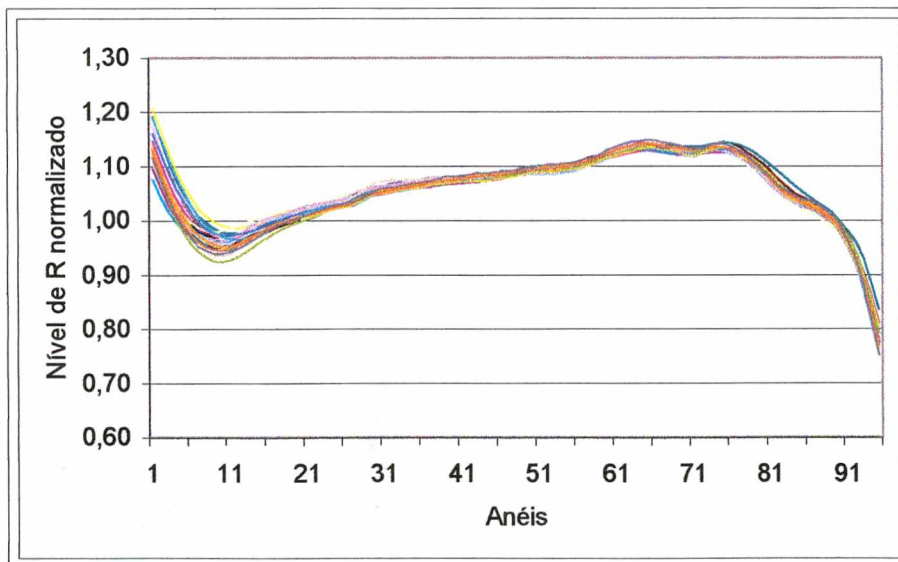


Figura 4.47 - Valor médio da componente R normalizada dos anéis extraídos de diferentes imagens obtidas a cada novo posicionamento da cabeça do voluntário

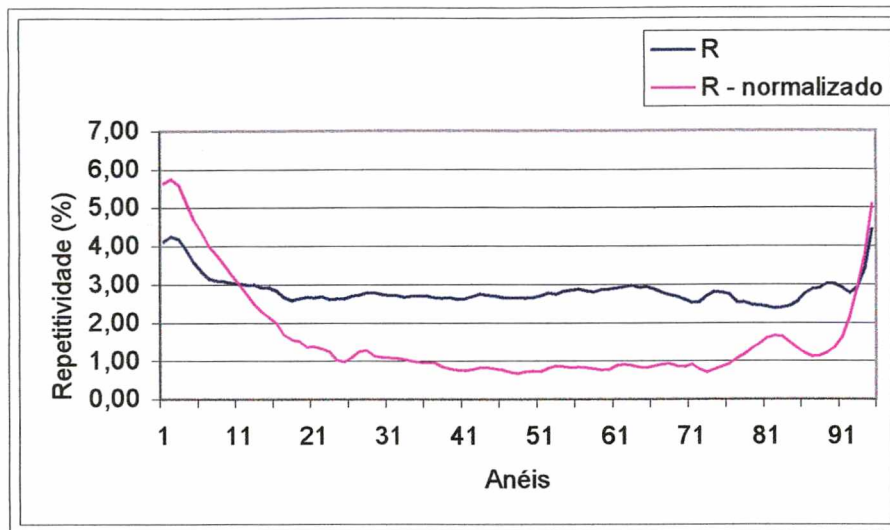


Figura 4.48 - Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizada dos anéis extraídos de diferentes imagens obtidas a cada novo posicionamento da cabeça do voluntário

As análises dos blocos representados por fatias radiais servem para verificar a repetitividade do sistema, com relação às variações de posição e de rotação do olho em relação à câmera fotográfica.

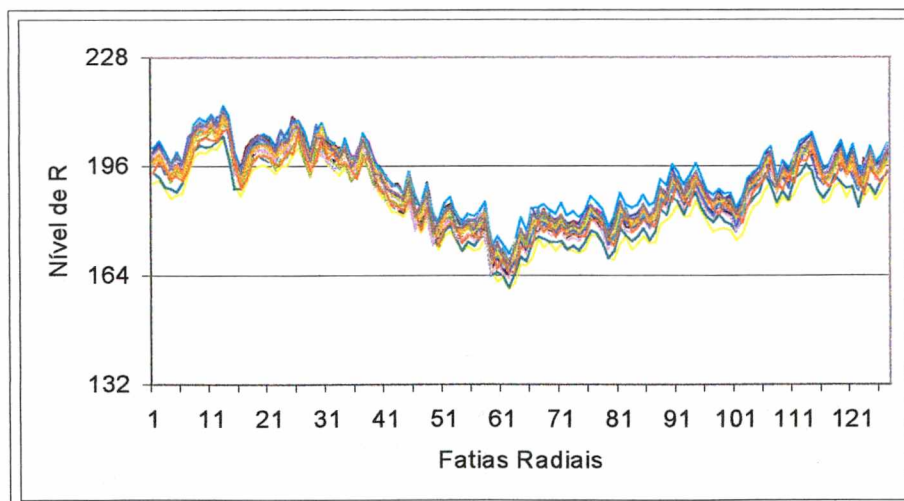


Figura 4.49 - Valor médio da componente R das fatias radiais extraídas de diferentes imagens obtidas a cada novo posicionamento da cabeça do voluntário

As normalizações das componentes extraídas das imagens, como nos ensaios anteriores, visam corrigir nas imagens variações na intensidade de

luminosidade. O valor da repetitividade nas fatias radiais após a normalização não decresce tanto como na análise dos anéis, pois está associado à incerteza decorrente das variações no posicionamento da íris (Figura 4.51).

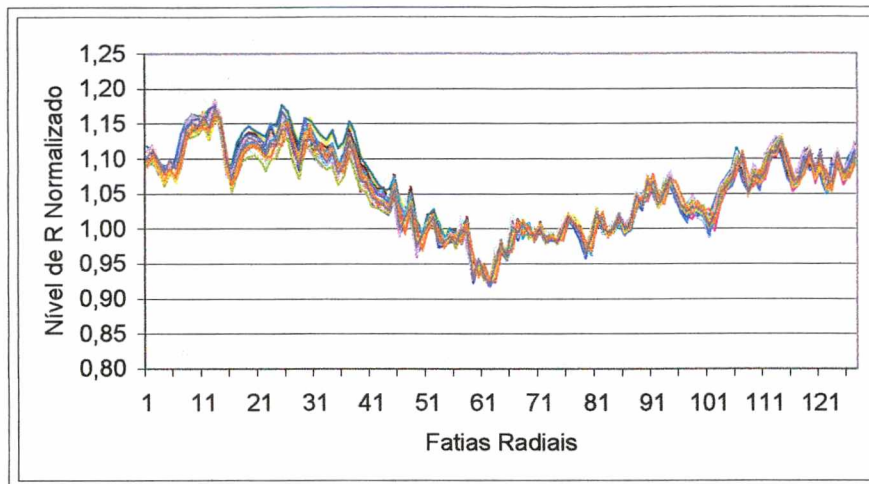


Figura 4.50 - Valor médio da componente R das fatias radiais extraídas de diferentes imagens obtidas a cada novo posicionamento da cabeça do voluntário

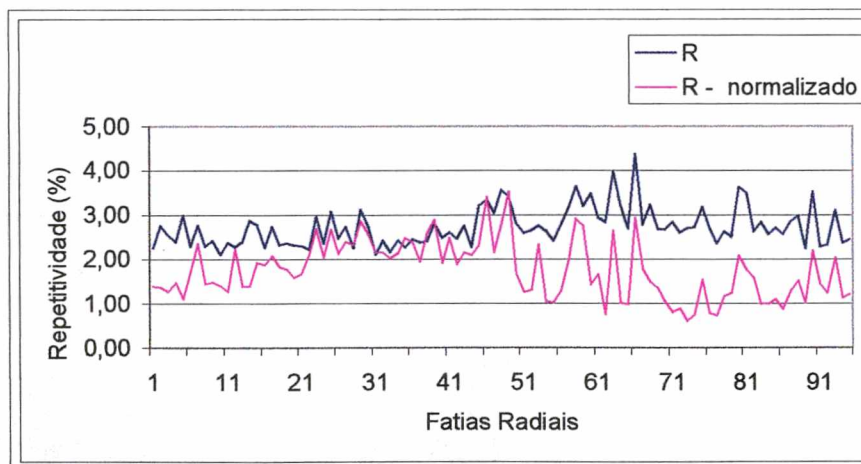


Figura 4.51 - Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizada das fatias radiais extraídas de diferentes imagens obtidas a cada novo posicionamento da cabeça do voluntário

4.7.4 Análise global das incertezas do sistema

Os ensaios realizados anteriormente tiveram como objetivo avaliar a repetitividade do sistema quando submetido a diversos grupos de fontes de

incertezas previamente delimitadas. É necessário combinar estas incertezas para se obter uma única incerteza para o sistema.

Durante a realização dos ensaios, as imagens foram sempre analisadas em blocos de pixels padronizados. Os conjuntos de dados que foram extraídos das imagens planejadas tinham dimensões de: (a) blocos de 10 pixels verticais por 1280 pixels horizontais denominados anéis e (b) blocos de 960 pixels verticais por 10 pixels horizontais denominados fatias radiais. Para determinar a repetitividade do sistema como um todo será obedecido o mesmo critério. A avaliação da repetitividade geral do sistema também foi realizada separadamente para cada tipo de blocos de pixels.

A repetitividade foi calculada pela soma quadrática dos desvios padrão experimentais ou incerteza padrão Tipo A (Equação 4.2) multiplicada pelo valor do coeficiente “t” de *student* que foi determinado pelo número de graus de liberdade efetivos (v_{ef}) [15], que por sua vez é determinado pela equação de Welch-Satterthwaite (Equação 4.3).

$$\frac{u_c^4}{v_{ef}} = \frac{u_1^4}{v_1} + \frac{u_2^4}{v_2} + \dots + \frac{u_n^4}{v_n} \quad (4.3)$$

onde:

u_c = é a incerteza padrão combinada

u_1, u_2, \dots, u_n . são as incertezas padrão de cada uma das “n” fontes de incertezas;

v_1, v_2, \dots, v_n são os números de graus de liberdade da cada uma das “n” fontes de incertezas;

v_{ef} é o número de graus de liberdade efetivo associado à incerteza padrão combinada.” (modificado de [15])

Todas as incertezas padrão Tipo A (desvios padrão) determinadas durante os ensaios foram agrupadas em dois gráficos, separados por tipos de blocos de pixels, possibilitando assim a determinação da(s) fonte(s) de incerteza(s) mais significativa(s).

A avaliação das incertezas dos conjuntos em forma de anéis e em forma de fatias radiais estão representadas nas Figura 4.52 e Figura 4.53, respectivamente. Os gráficos em questão representam a incerteza padrão das diversas fontes de incertezas analisadas nos ensaios. As incertezas foram dispostas no gráfico 3D com o intuito de enfatizar alguns aspectos considerados relevantes. Pode-se notar que próximo aos anéis iniciais e finais as incertezas aumentam significativamente, principalmente no caso dos ensaios das incertezas do software de processamento de imagem.

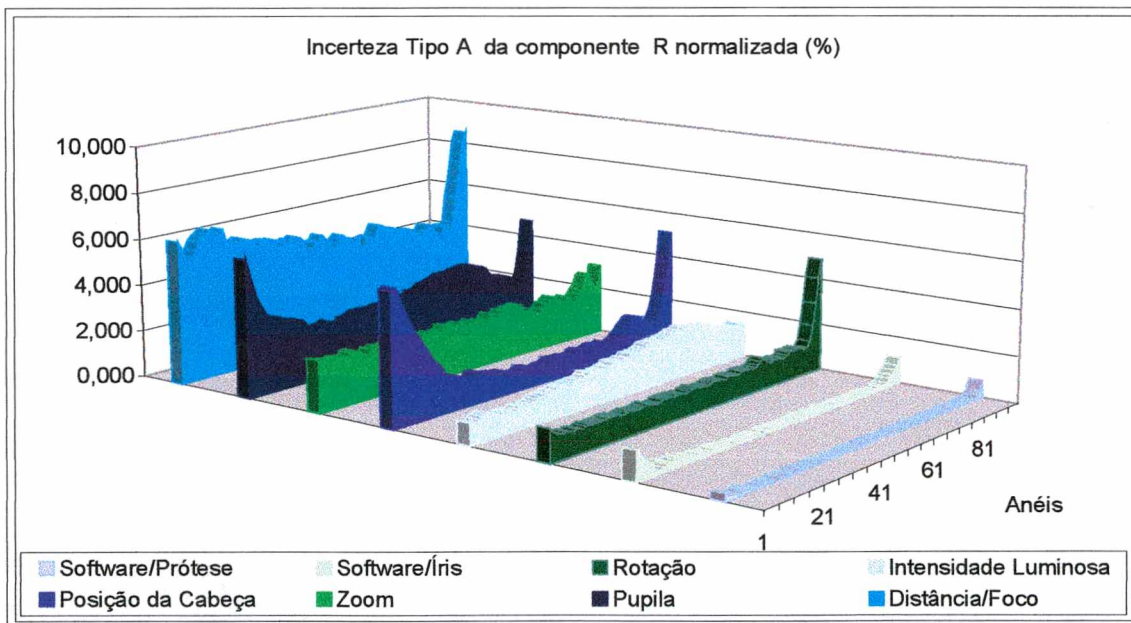


Figura 4.52 - Incertezas padrão Tipo A dos anéis das imagens dos diversos ensaios realizados em % do valor nominal

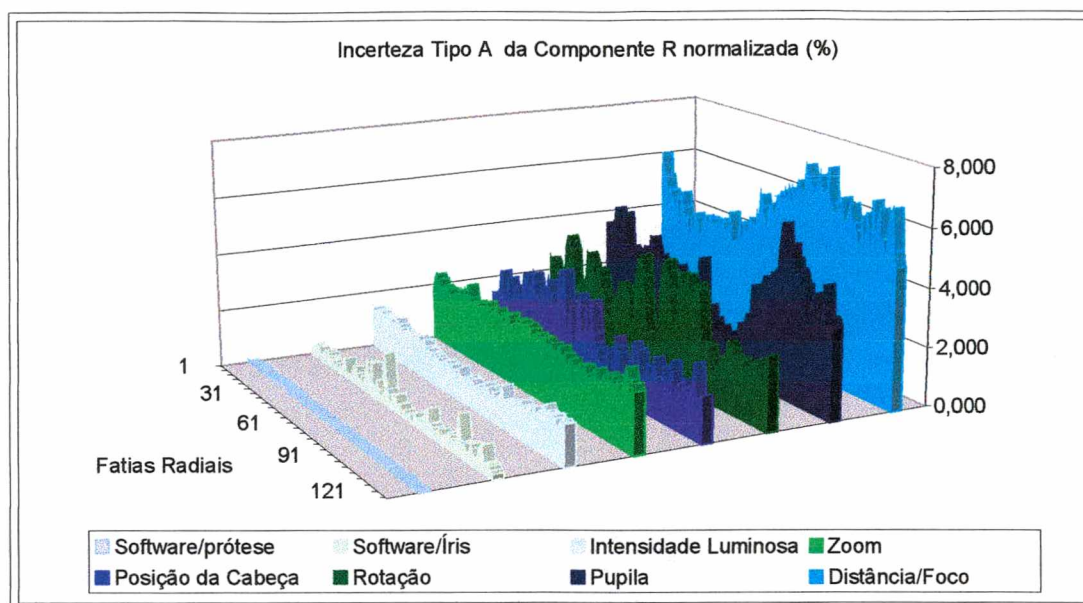


Figura 4.53 - Incertezas padrão Tipo A das fatias radiais das imagens dos diversos ensaios realizados em % do valor nominal

Para cada ensaio realizado mais de uma fonte de incerteza incidia simultaneamente sobre o sistema, sendo que, os efeitos combinados de algumas destas foram avaliados. Uma das fontes de incertezas sempre presentes em todas as medições realizadas foi à incerteza do software de processamento de imagem, já que este era indispensável para a realização dos mesmos. Nos gráficos das Figuras 4.52 e 4.53 os ensaios software/prótese e software/íris representam a incerteza Tipo "A" do software de processamento de imagem quando analisado repetidamente uma imagem da prótese ocular e uma imagem da íris humana, respectivamente.

Como as fontes de incertezas, neste caso, são consideradas estatisticamente independentes⁷ as incertezas geradas por estas são combinadas utilizando a equação 4.4 da soma quadrática do desvio padrão [10]. Esta mesma equação pode ser usada para estimar separadamente uma componente se as demais são conhecidas.

⁷ "Independência: duas variáveis são consideradas estatisticamente independentes, se sua distribuição de probabilidade conjunta é o produto de suas distribuições de probabilidade individuais." [10]

$$s_a = \sqrt{s_b^2 + s_c^2 \dots + s_n^2} \quad (4.4)$$

A Figura 4.54 mostra as diversas incertezas da componente R dos anéis dos ensaios realizados anteriormente, após a eliminação das componentes de incerteza associada ao software de processamento de imagem. Nos ensaios da intensidade luminosa, zoom, rotação e distância/foco foi deduzida a parcela da incerteza do software de processamento de imagem referente à imagem da prótese. Já nos ensaios da pupila e do posicionamento da cabeça foi deduzida a parcela da incerteza do software de processamento de imagem referente à imagem da íris humana. As demais incertezas continuam inclusas no gráfico em questão.

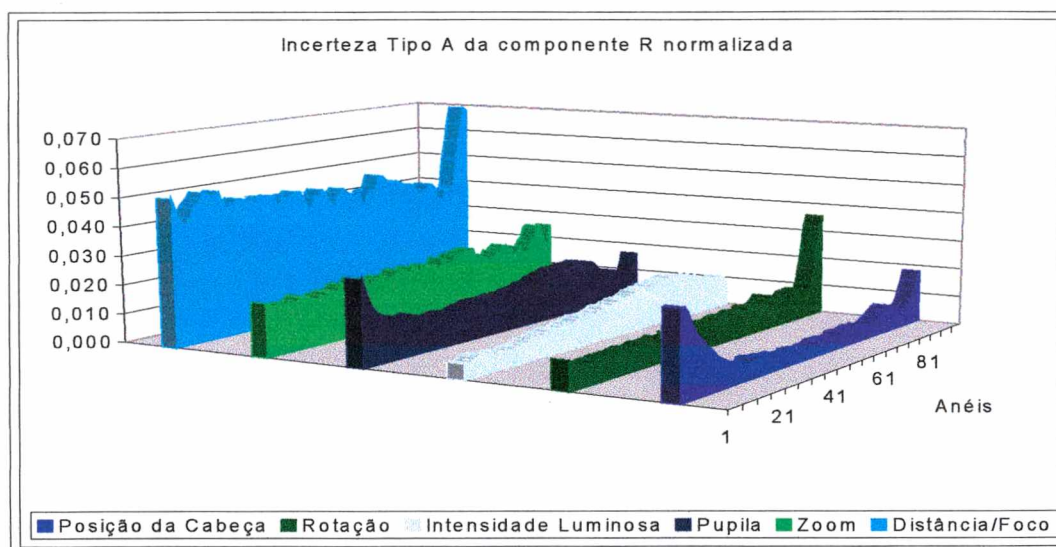


Figura 4.54 - Incertezas Padrão Tipo A dos anéis das imagens dos diversos ensaios realizados extraída as incertezas do software de processamento de imagem

Nas Figuras 4.55 e 4.56 estão relacionadas as incertezas já desassociadas dos respectivos ensaios. A incertezas software/prótese se refere às incertezas decorrentes do ensaio que avaliou as incertezas do software de processamento de imagem utilizando a imagem de uma prótese ocular. A incerteza software/íris se refere às incertezas decorrentes do ensaio que avaliou as incertezas do software de processamento de imagem utilizando a imagem da íris humana.

Nas Figuras 4.55 e 4.56 também estão relacionadas as incertezas obtidas com o auxílio da Equação 4.4. Nas incertezas da componente R dos anéis e das fatias radiais das imagens decorrentes da intensidade luminosa, zoom, distância/foco e rotação foram eliminadas as incertezas decorrentes da avaliação do software de processamento de imagem com imagem da prótese ocular. Das incertezas da componente R decorrentes da posição da cabeça foram eliminadas as incertezas decorrentes da avaliação do software de processamento de imagem com imagem da íris humana. Nas incertezas decorrentes da variação no tamanho da pupila foram eliminadas as incertezas decorrentes da avaliação do software de processamento de imagem com imagem da íris humana e as incertezas decorrentes de variações na intensidade luminosa.

Em todas as incertezas estão inclusas as parcelas pertinentes a incerteza da câmera fotográfica (quantização, ruído eletrônico, compressão da imagem e foco), posição (fixação da câmera fotográfica) e do meio ambiente (iluminação ambiente), na incerteza da pupila e posicionamento da cabeça estão inclusos também a parcela de incerteza pertinente a fatores biológicos (movimento dos olhos, umidade do globo ocular e alterações do organismo).

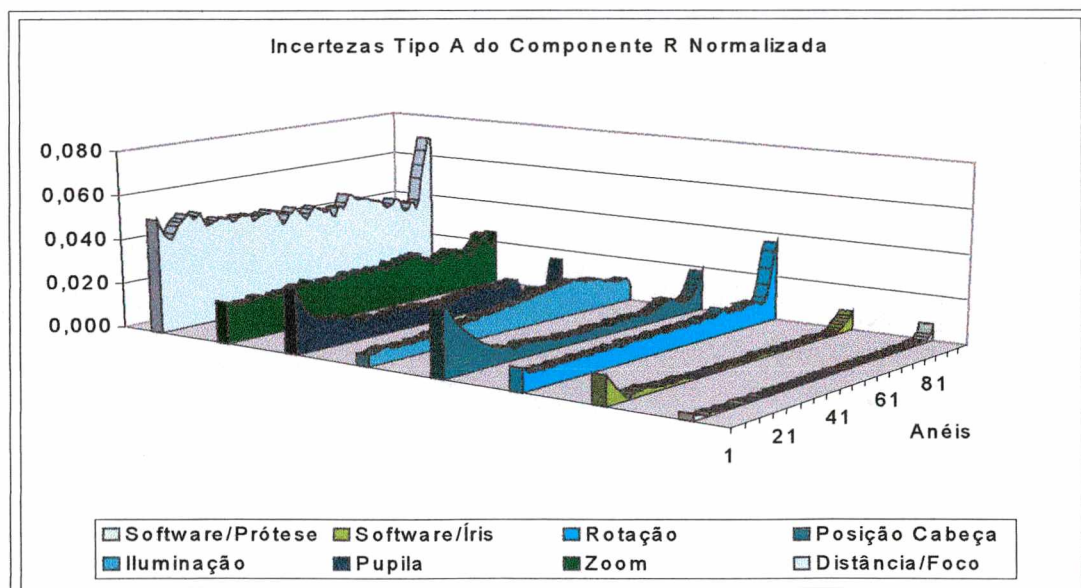


Figura 4.55 - Incertezas Tipo A final dos anéis das imagens dos diversos ensaios realizados

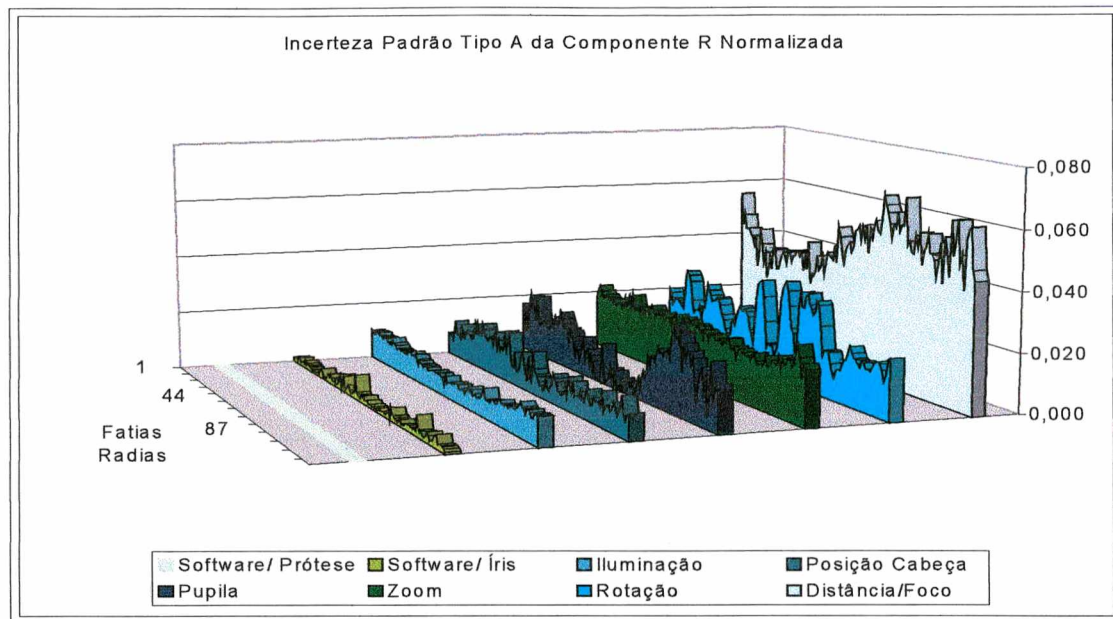


Figura 4.56 - Incertezas Tipo A das fatias radiais das imagens dos diversos ensaios que foram consideradas influentes

As incertezas dos ensaios, estimadas separadamente para os anéis e em fatias radiais, demonstram que existe diferença entre as fontes de incerteza que mais influem no sistema em cada caso. No caso das incertezas decorrentes da rotação, que avaliou a influência da posição angular do olho em relação à câmera fotográfica, a incerteza é menor quando as imagens são analisadas em blocos de pixels em forma anéis.

As fontes de incerteza mais significativas são relativas a repetitividade da distancia/foco da imagem, da posição angular do olho em relação à câmera fotográfica (rotação) e de interações de ordem biológica (variação do tamanho da pupila).

4.8 Recomendações de Uso do Sistema

Analisando as diversas fontes de incertezas que atuam sobre o sistema algumas recomendações são úteis para se otimizar o desempenho metrológico

do sistema:

- O tamanho da pupila é algo crítico. Para minimizar a incerteza decorrente deste fato é recomendado que, ao fotografar a íris, o voluntário permaneça por pelo menos, cinco segundos, com o olho aberto e iluminado com a mesma intensidade luminosa que será utilizada para se obter a imagem. Este tempo de exposição à luz deve ser mantido constante para todas as fotos a serem adquiridas. Além disso, deve-se sempre utilizar a mesma intensidade luminosa para fotografar a íris.
- Deve-se manter o ambiente livre de outras fontes luminosas a não ser a utilizada para iluminar o olho para a obtenção da fotografia. Qualquer outra fonte de luz pode alterar os resultados de maneira significativa.
- A posição da cabeça do voluntário em relação à câmera fotográfica digital deve ser sempre a mesma, isto inclui a distância entre a câmera e o olho, que é uma variável crítica, e uma atenção especial deve ser dada à posição angular entre os mesmos. Para ser possível o re-posicionamento da cabeça é necessário anotar os valores de posição XYZ do equipamento.
- O zoom da câmera digital deve sempre ser posicionado para se obter a maior ampliação, pois como a câmera não possui um sistema de referência do zoom isto ajudará a mantê-lo sempre numa mesma posição.

4.9 Incerteza típica do sistema

Em todos os ensaios que foram realizados mais de uma fonte de incerteza interagiu simultaneamente no sistema. Como está se tratando somente de incertezas Tipo A é muito difícil conseguir separar todas as fontes

de incertezas do sistema. Somente foi possível fazê-lo com as incertezas decorrentes do software de processamento de imagem. Mas, é necessário se obter uma incerteza combinada de todos os fatores para que se possa realmente avaliar o sistema como um todo. Para isso foi fotografado, por repetidas vezes, o olho de um voluntário, em um período de tempo curto o suficiente para que as variações naturais características da íris não ocorressem, seguindo todas as recomendações descritas no item 4.8, sendo considerado a incerteza típica do sistema.

Como em todos os demais ensaios já realizados as imagens adquiridas foram tratadas pelo software de processamento de imagem em blocos de pixels em forma de anéis e de fatias radiais.

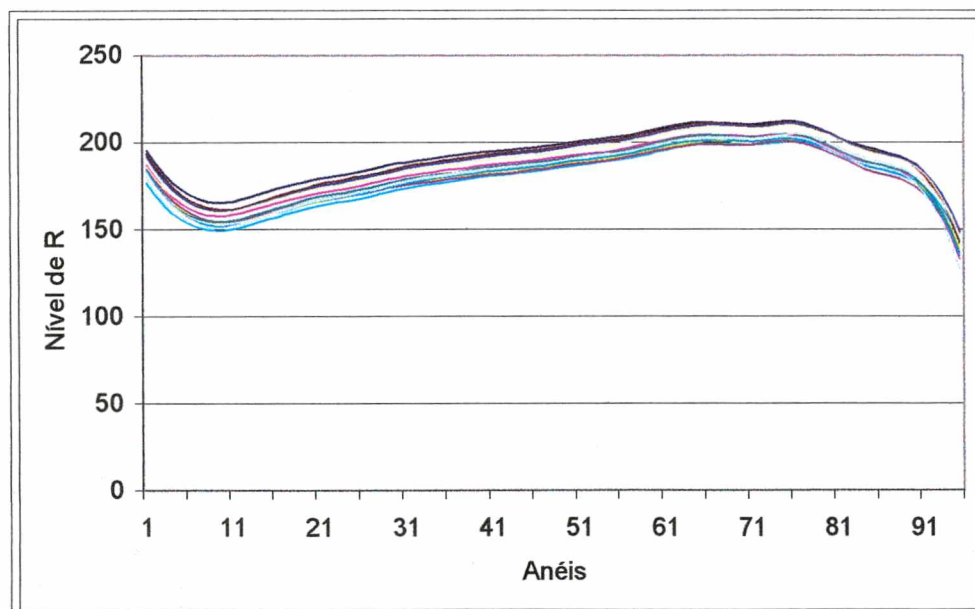


Figura 4.57 - Valor médio da componente R dos anéis extraídos das imagens do olho do voluntário

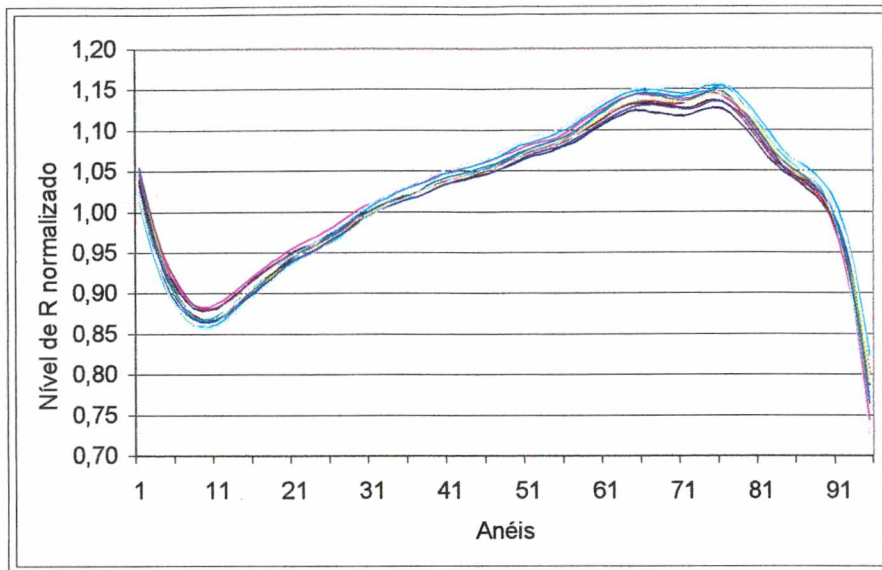


Figura 4.58 - Valor médio da componente R normalizada dos anéis extraídos das imagens do olho do voluntário

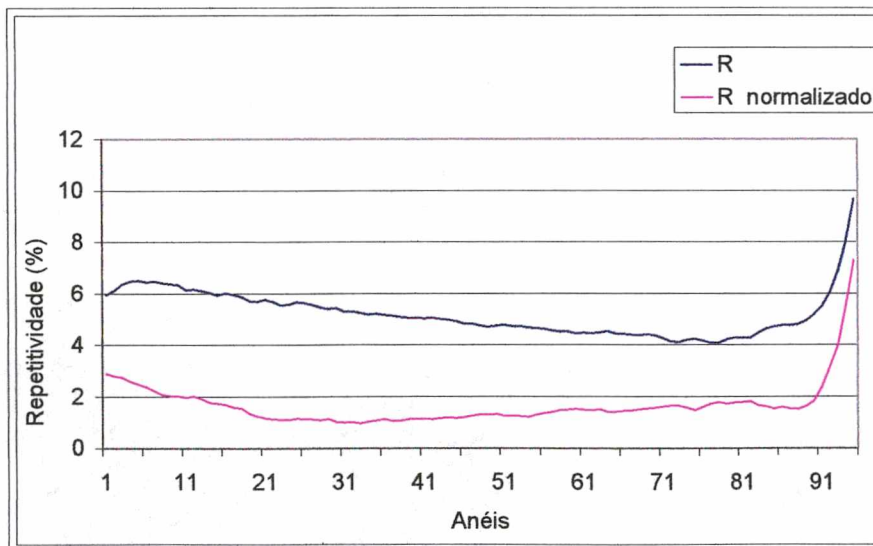


Figura 4.59 -Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizada dos anéis extraídos das imagens do olho do voluntário

Com relação aos anéis extraídos das imagens, foram utilizados os seguintes critérios para determinar a incerteza típica do sistema:

1. Descartaram-se 40 pixels da parte inferior da imagem planificada que corresponde à área próxima à pupila. Isto é necessário para não prejudicar a análise das componentes do restante da imagem já que nesta região a incerteza é muito alta comparada com o restante da imagem.
2. Considerou-se a incerteza da componente R dos anéis extraídos das imagens é igual ao maior valor percentual da repetitividade dentre todos os anéis extraídos das imagens planificadas, neste caso, aproximadamente 3% ou seja, assume-se que cada anel tem a incerteza igual à $\pm 3\%$ do valor médio da componente R do anel.
3. Por sua vez, as componentes G, B, H, S ou I dos anéis extraídos das imagens também possuem suas próprias incertezas, apresentadas Tabela 4.1:

Tabela 4.1 Incertezas percentuais típicas do valor médio das componentes nos anéis extraídos das imagens da íris humana

Componente	Incerteza percentual típica dos valores médios das componentes nos anéis extraídos das imagens
R	3%
G	3%
B	4%
H	11%
S	25,0%
I	3%

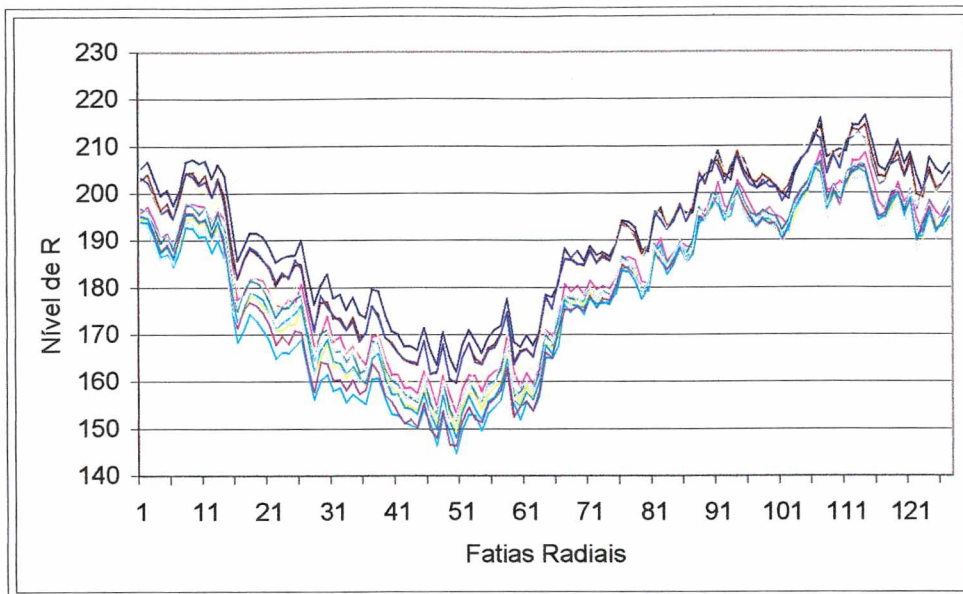


Figura 4.60 - Valor médio da componente R das fatias radiais extraídas das imagens do olho do voluntário

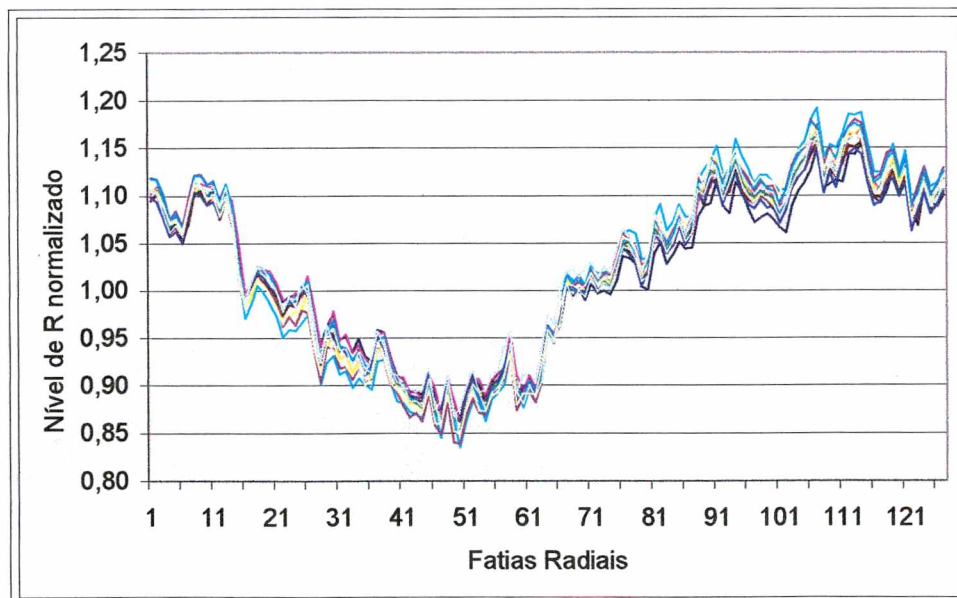


Figura 4.61 - Valor médio da componente R normalizada das fatias radiais extraídas das imagens do olho do voluntário

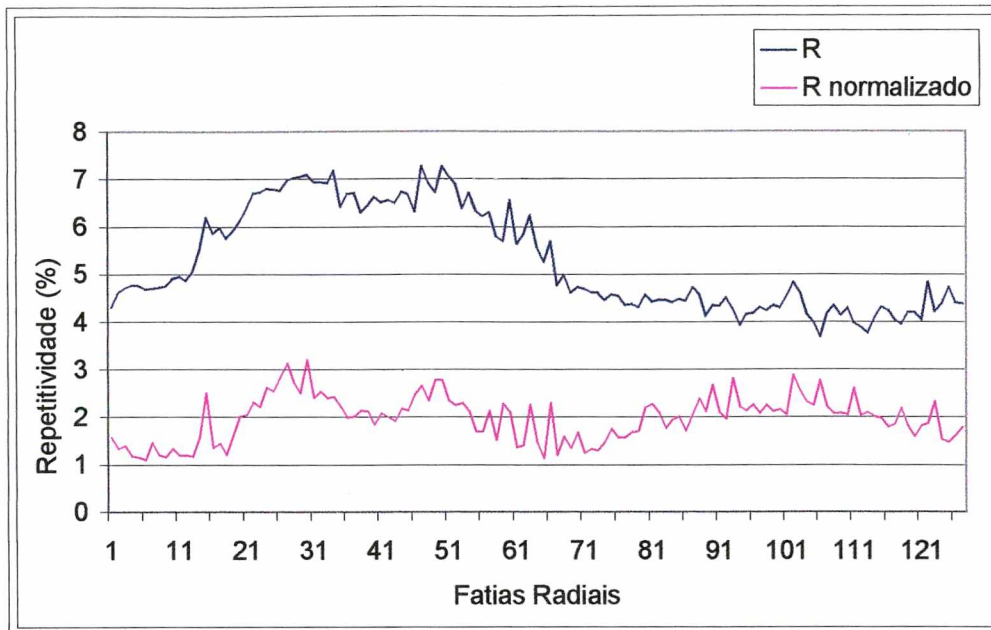


Figura 4.62 - Repetitividade do valor médio da componente R e R normalizada das fatias radiais extraídos das imagens do olho do voluntário

Com relação às fatias radiais extraídas das imagens foram utilizados os seguintes critérios para determinar a incerteza típica do sistema:

1. Consideram-se, por motivo de segurança, que as incertezas da componente R das fatias radiais extraídas das imagens é igual ao maior valor percentual da repetitividade encontrada dentre todas as fatias radiais, neste caso, aproximadamente 3,5% ou seja, assume-se que cada fatia radial extraída das imagens tem a incerteza igual à $\pm 3,5\%$ do valor médio da componente R da fatia radial.
2. Por sua vez, as componentes G, B, H, S ou I das fatias radiais extraídas das imagens também possuem suas próprias incertezas, apresentadas na Tabela 4.2:

Tabela 4.2 Incertezas percentuais típicas do valor médio das componentes nas fatias radiais extraídas das imagens da íris humana

Componente	Incerteza percentual típica dos valores médios das componentes nas fatias radiais extraídas das imagens
R	3,5%
G	3,5%
B	4,0%
H	15,0%
S	25,0%
I	3,5%

Capítulo 5

Glucoliris na Prática: um Estudo de Caso

Um estudo de caso foi realizado para avaliar, de forma preliminar, a existência de correlação entre o nível da glicemia e parâmetros extraídos das imagens obtidas dos olhos de um voluntário.

5.1 O Procedimento Experimental

O procedimento de aquisição das imagens da íris do voluntário seguiu rigorosamente as recomendações da Seção 4.8. Estes estudos foram realizados com imagens adquiridas de um único voluntário, diabético insulino-dependente, e foram fotografadas as íris esquerda e direita do mesmo. Cada íris foi fotografada três vezes a cada nova leitura da glicemia obtida pelo glucômetro. Em função da disponibilidade limitada do voluntário e por falta de equipamento hospitalar, foram capturadas imagens em dias e horários distintos, quando foram obtidas três diferentes medições do nível de glicemia do voluntário: 54 mg/dl, 170 mg/dl e 400 mg/dl.

Todas as imagens foram capturadas num laboratório com paredes pintadas de preto onde foi possível a eliminação de todas as outras fontes de

energia luminosa existentes do ambiente. Todas as imagens foram obtidas com a tensão da rede controlada e praticamente constante. O voluntário também permanecia com o olho aberto e exposto à energia luminosa do sistema por aproximadamente cinco segundos antes de cada imagem ser capturada.

A câmera fotográfica digital foi configurada com o zoom para obter a máxima ampliação da íris, com o tempo de exposição fixo e com a máxima resolução.

5.2 Processamento das Imagens Obtidas

As imagens obtidas foram processadas de maneira similar aos ensaios realizados no Capítulo 4. As imagens foram inicialmente separadas por íris (esquerda e direita) e por valor de glicemia. Para as imagens adquiridas da mesma íris e com o mesmo valor de glicemia, foram extraídas as médias das componentes RGB e HSI dos blocos de pixels em forma de anéis e de fatias radiais e armazenadas em planilhas do MS-Excel. Cada planilha do MS-Excel, além de conter os valores médios das componentes dos anéis e das fatias radiais da mesma íris e com o mesmo valor de glicemia, também contém as informações do paciente e do valor de glicemia associada a cada imagem.

O valor médio das componentes de cada anel ou fatia radial de cada imagem foi normalizado dividindo-os pela média aritmética da componente "I" pertencente a todos os pixels daquela imagem. Por fim, obteve-se a média aritmética das componentes normalizadas dos diversos anéis e fatias radiais das imagens da mesma íris e com o mesmo valor de glicemia. Os valores resultantes das componentes R, G, B, H, S e I extraídos dos anéis estão representados nos gráficos a seguir, iniciando pela íris direita e logo após os valores das componentes da íris esquerda:

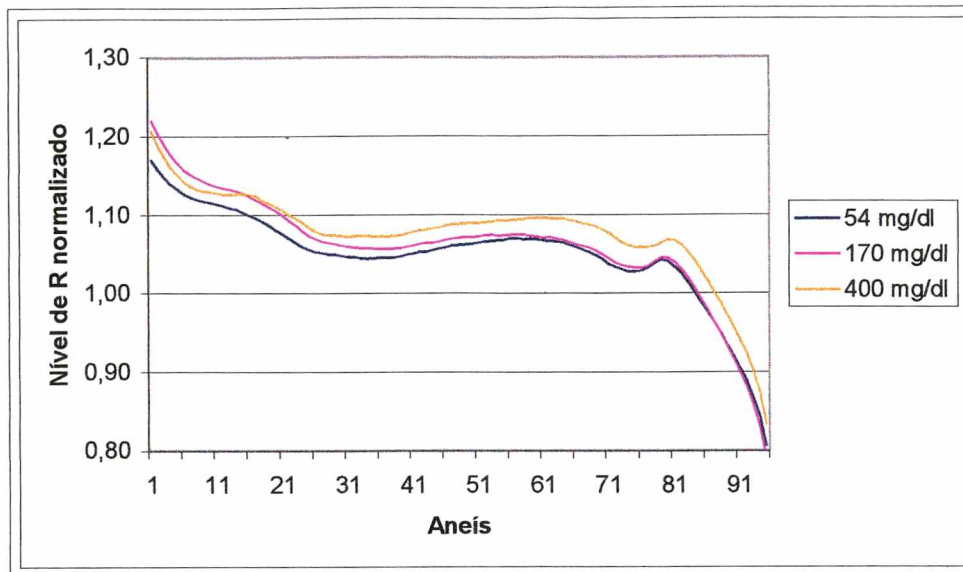


Figura 5.1 - Valor médio da componente R dos anéis extraídos das imagens da íris direita do voluntário para diferentes valores de glicemia

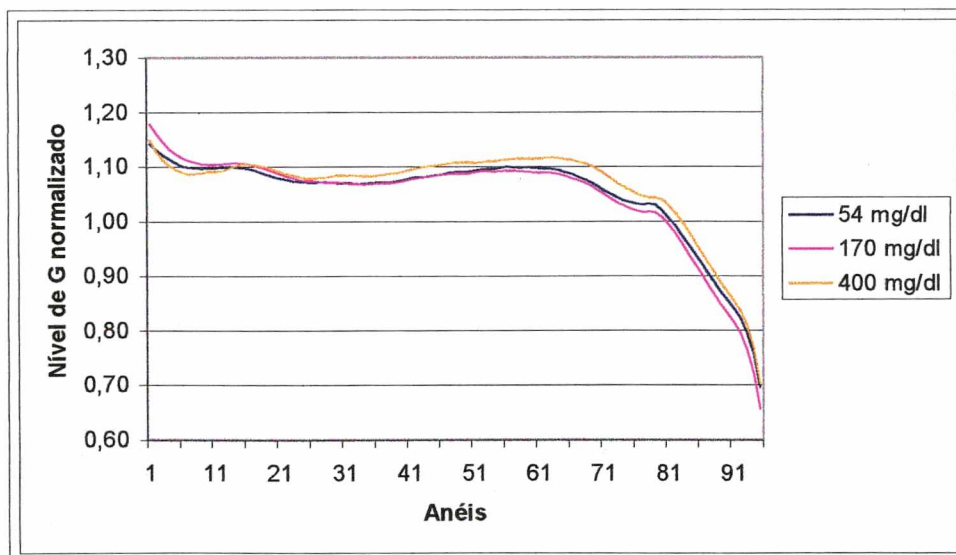


Figura 5.2 - Valor médio da componente G dos anéis extraídos das imagens da íris direita do voluntário para diferentes valores de glicemia

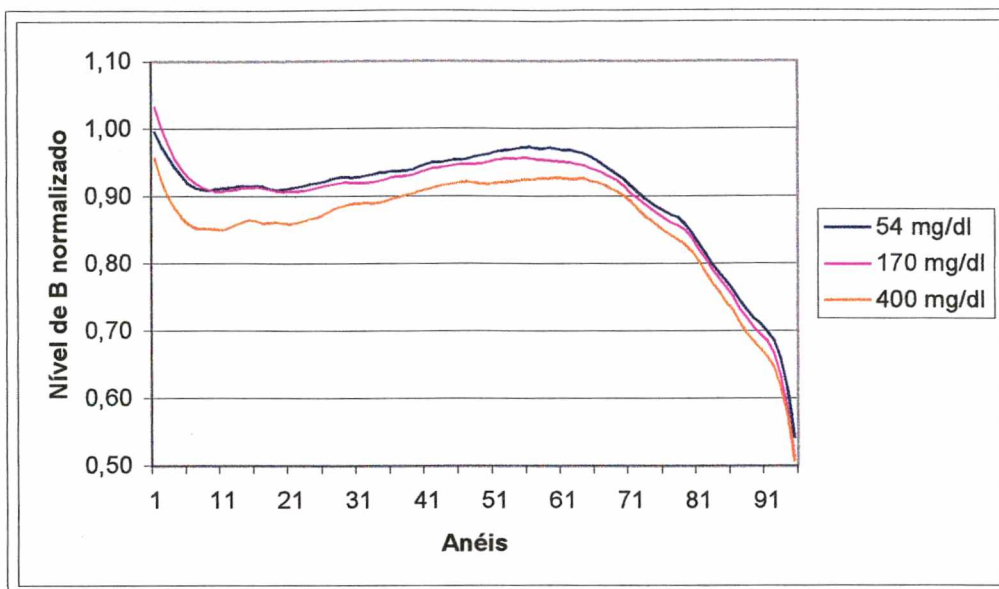


Figura 5.3 - Valor médio da componente B dos anéis extraídos das imagens da íris direita do voluntário para diferentes valores de glicemia

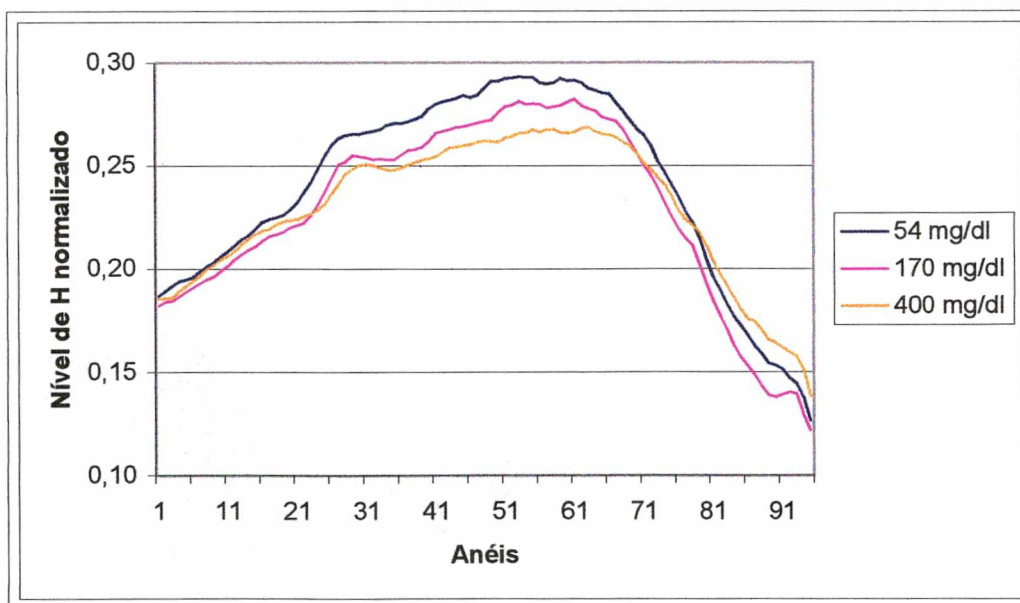


Figura 5.4 - Valor médio da componente H dos anéis extraídos das imagens da íris direita do voluntário para diferentes valores de glicemia

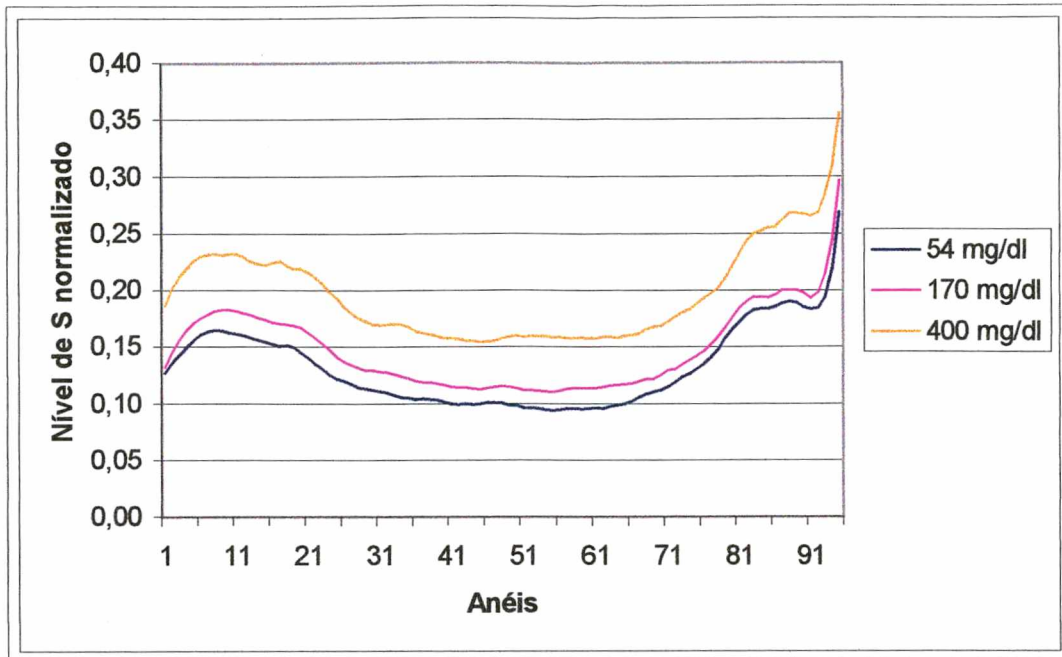


Figura 5.5 - Valor médio da componente S dos anéis extraídos das imagens da íris direita do voluntário para diferentes valores de glicemia

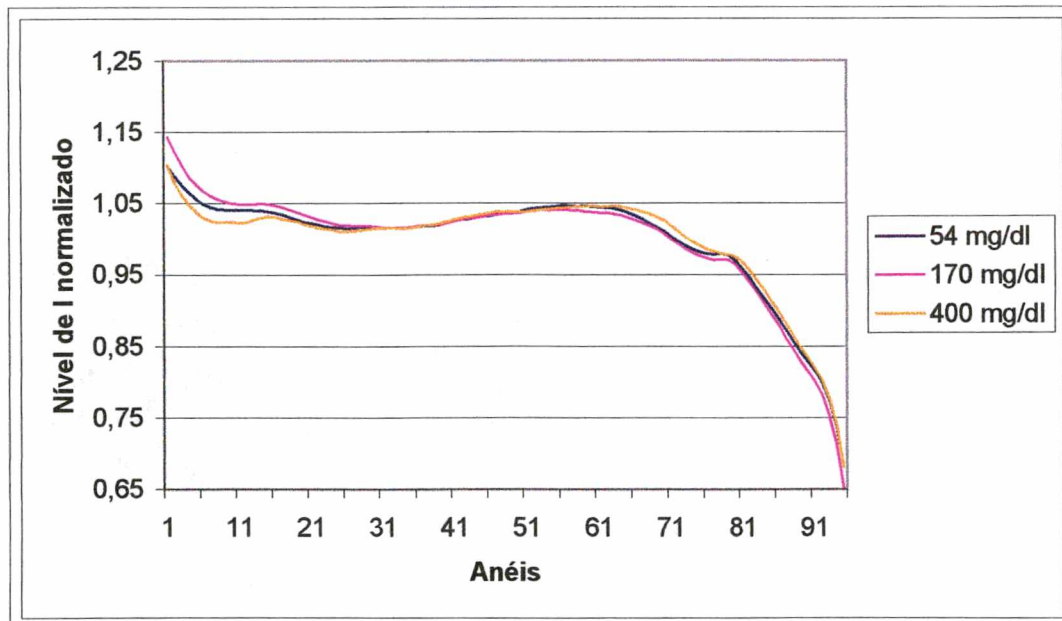


Figura 5.6 - Valor médio da componente I dos anéis extraídos das imagens da íris direita do voluntário para diferentes valores de glicemia

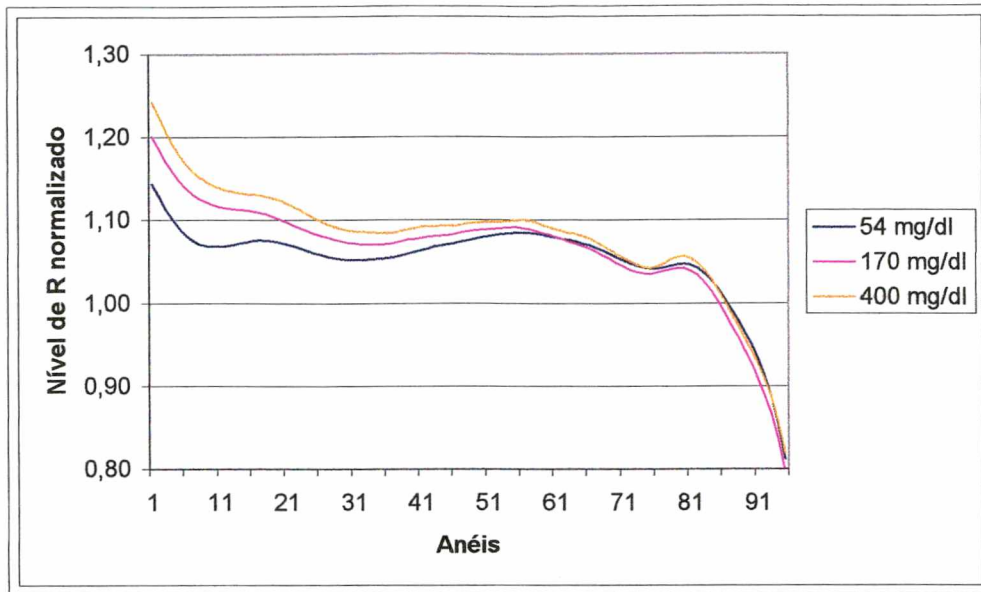


Figura 5.7 - Valor médio da componente R dos anéis extraídos das imagens da íris esquerda do voluntário para diferentes valores de glicemia

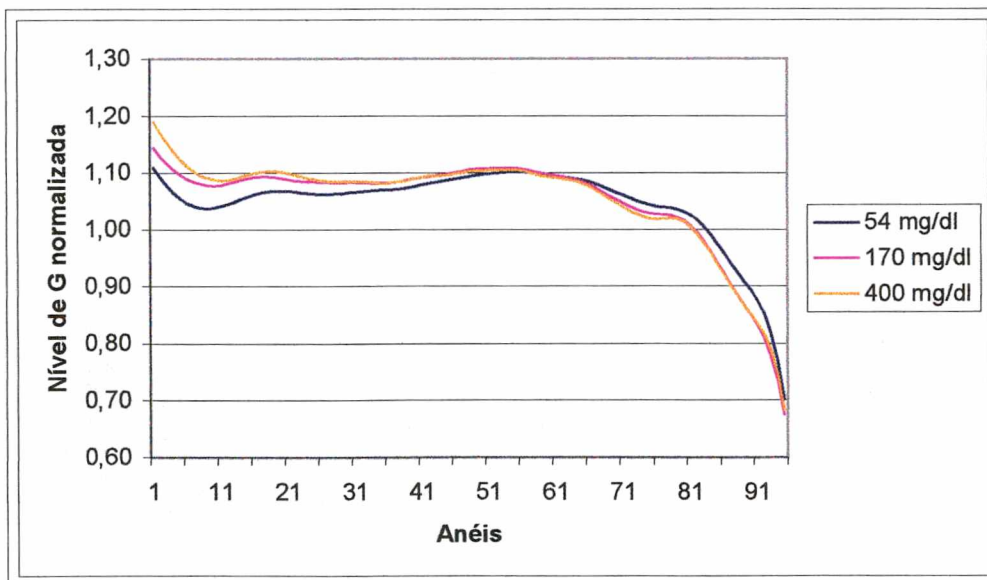


Figura 5.8 - Valor médio da componente G dos anéis extraídos das imagens da íris esquerda do voluntário para diferentes valores de glicemia

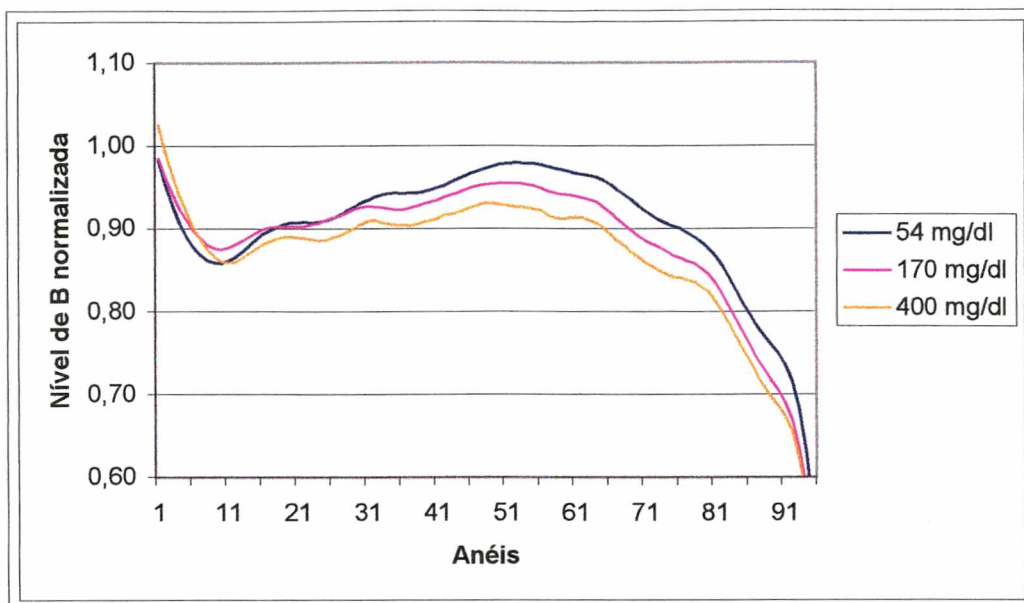


Figura 5.9 - Valor médio da componente B dos anéis extraídos das imagens da íris esquerda do voluntário para diferentes valores de glicemia

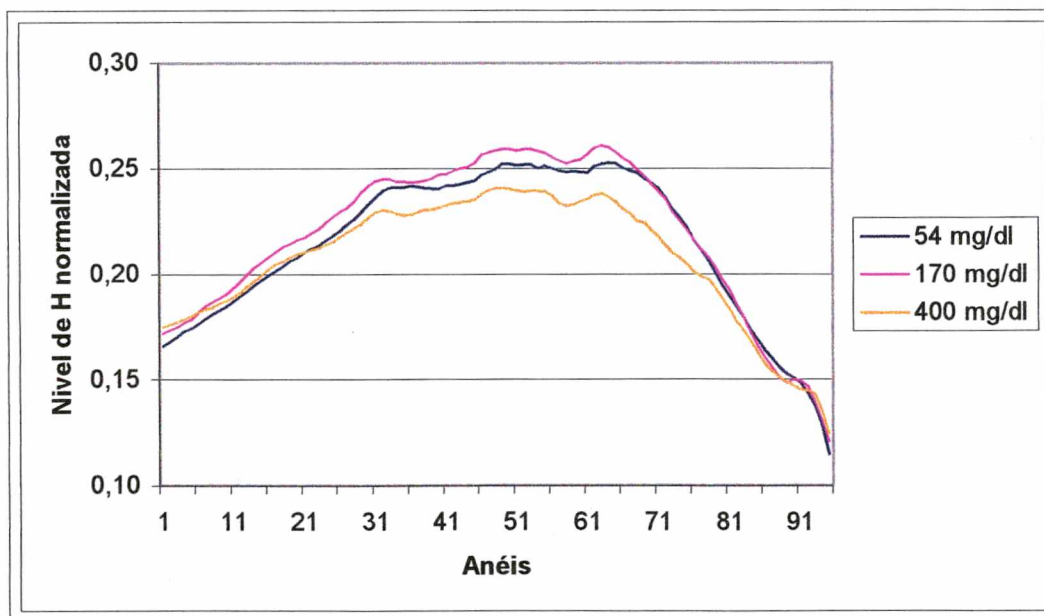


Figura 5.10 - Valor médio da componente H dos anéis extraídos das imagens da íris esquerda do voluntário para diferentes valores de glicemia

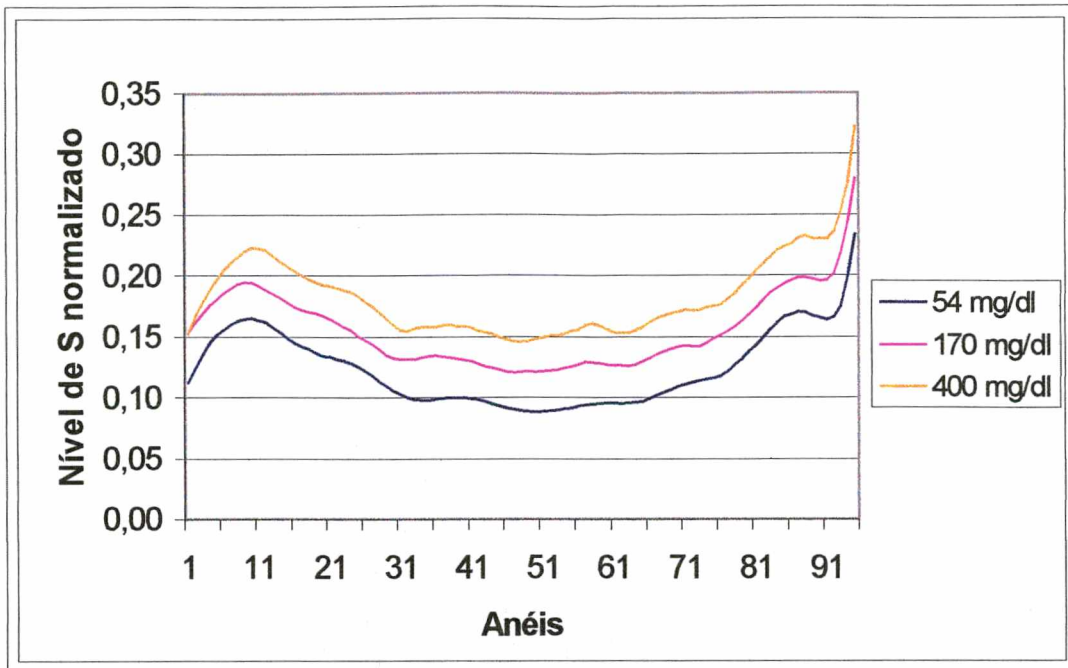


Figura 5.11 - Valor médio da componente S dos anéis extraídos das imagens da íris esquerda do voluntário para diferentes valores de glicemia

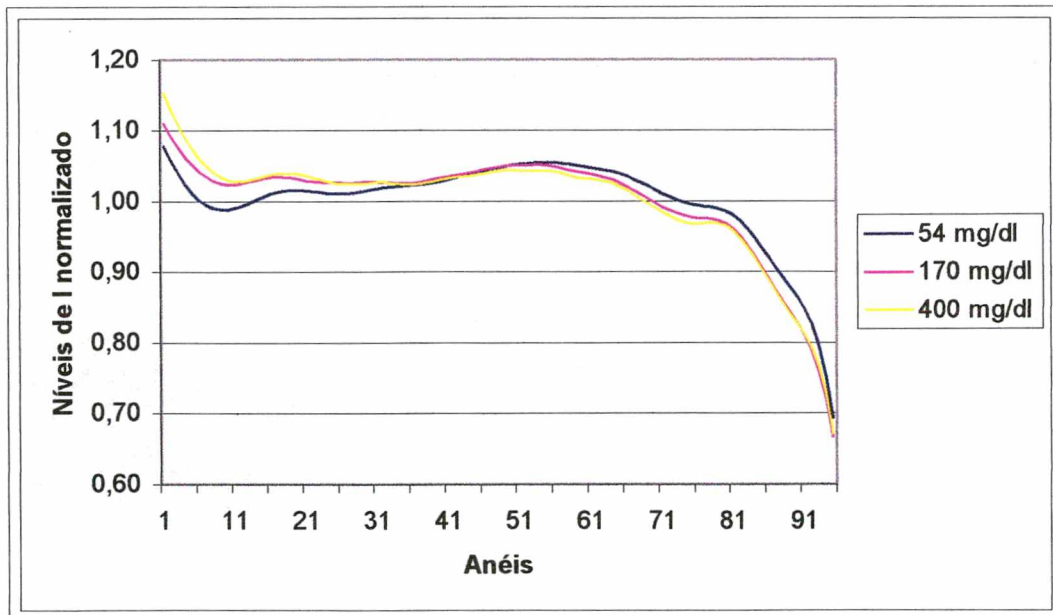


Figura 5.12 - Valor médio da componente I dos anéis extraídos das imagens da íris esquerda do voluntário para diferentes valores de glicemia

5.3 Análise dos Resultados Obtidos

Ao analisar os gráficos dos valores médios das componentes RGB e HSI extraídas em forma de anéis das imagens das íris do voluntário é possível já a olho nu verificar uma certa tendência de resultados positivos em alguns dos gráficos.

Na região central do gráfico da componente B normalizada da íris esquerda verifica-se que quanto maior o valor da glicemia maior também o valor da componente B normalizada. Isto também ocorre no gráfico da componente R normalizada, mas com menor intensidade. Ao incluir nestes gráficos as incertezas pertinentes a cada componente, verifica-se que o valor das componentes associado a um certo nível de glicemia se sobrepõe, em parte, às incertezas dos outros valores de glicemia. Isto ocorre porque a incerteza do sistema está num patamar ainda elevado.

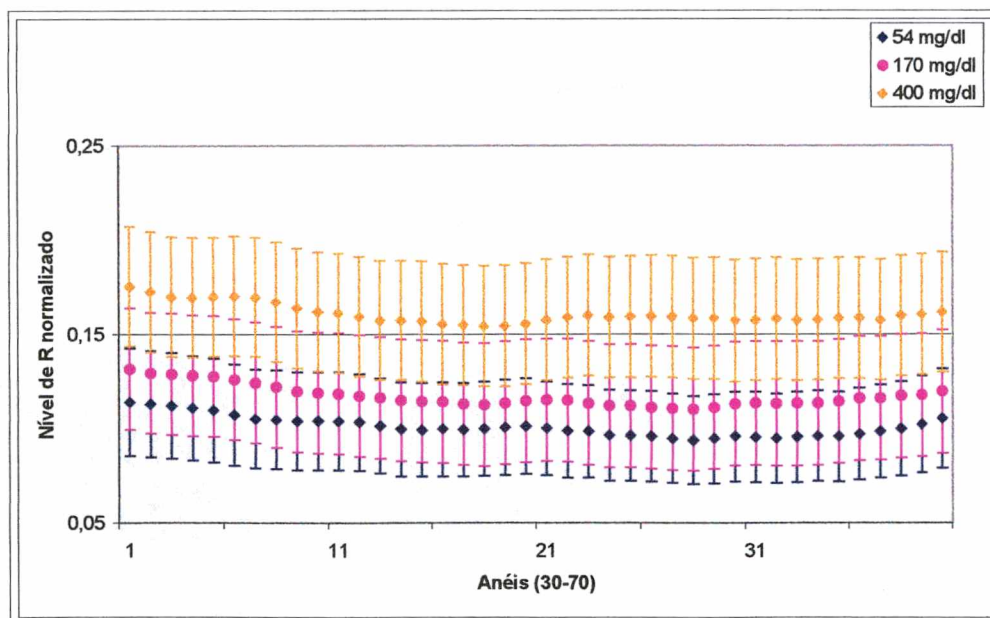


Figura 5.13 - Valor da componente R normalizada dos anéis de número 30 a 70 extraídos das imagens associados com diferentes valores de glicemia com incertezas para um valor de probabilidade de 95%

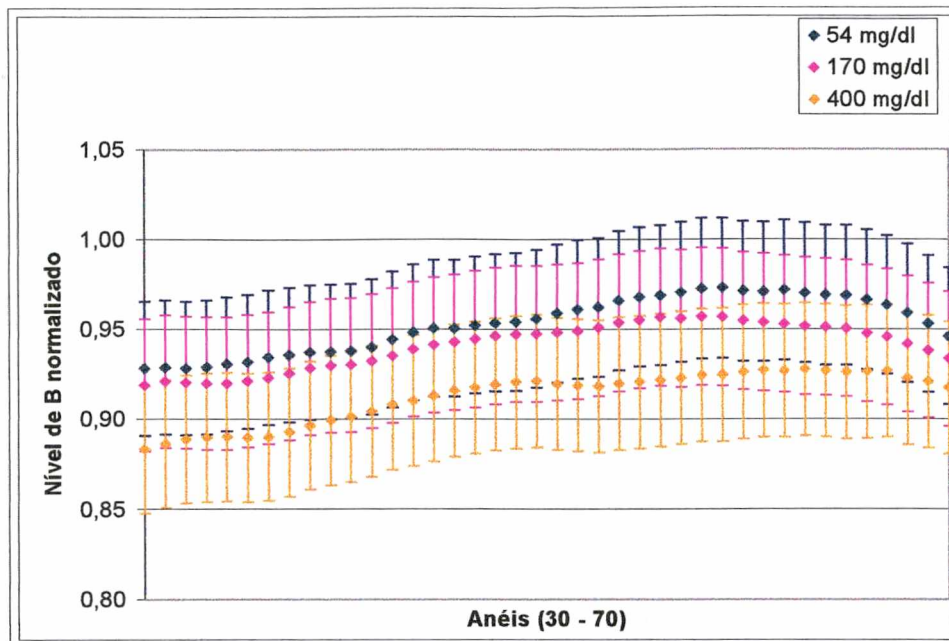


Figura 5.14 - Valor da componente B normalizada dos anéis de número 30 a 70 extraídos das imagens associados com diferentes valores de glicemia com incertezas para um valor de probabilidade de 95%

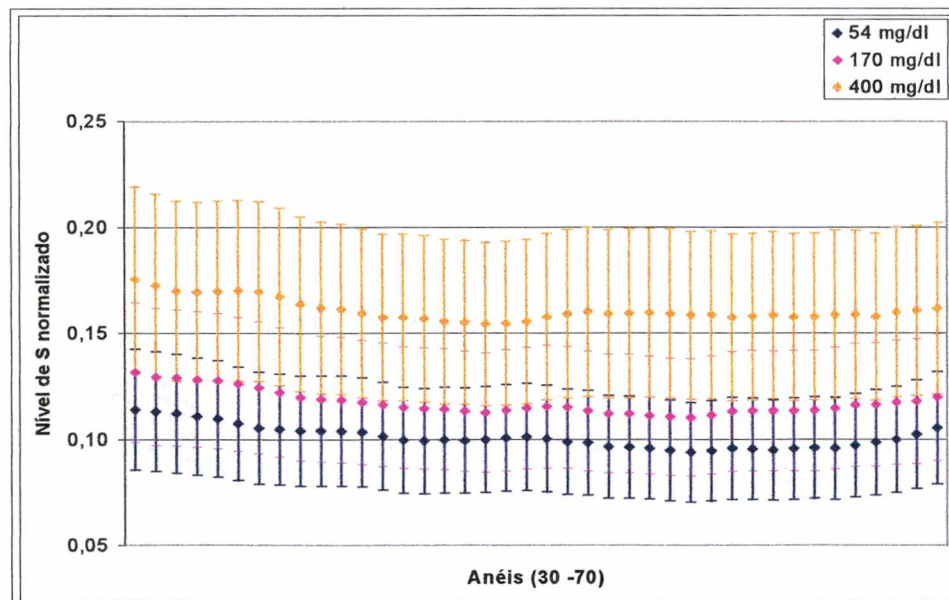


Figura 5.15 - Valor da componente S normalizada dos anéis de número 30 a 70 extraídos das imagens associados com diferentes valores de glicemia com incertezas para um valor de probabilidade de 95%

No gráfico acima (Figura 5.13) que representa a componente S normalizada dos anéis extraídos das imagens da íris direita do voluntário, já associada à incerteza de 25% do valor médio de cada anel para um fator de probabilidade de 95%, as incertezas não se sobrepõem tanto como nos gráficos que representam as componentes R e B. Mesmo com a incerteza associada a componente S estando num patamar muito elevado, de 25%, esta é uma das componentes da imagem da íris que pode trazer os resultados esperados da correlação do nível glicose no sangue com alterações na íris humana. Não deve-se descartar, neste momento, nenhuma das outras componentes, mas sim procurar maneiras de minimizar as incertezas associadas a cada uma delas.

São necessários muitos mais dados para que se tenha um resultado cientificamente confiável, mas estes primeiros resultados são de grande valia, pois abrem as portas para uma pesquisa mais aprofundada no assunto.

Capítulo 6

Considerações Finais

Esta dissertação é um primeiro passo no desenvolvimento de um sistema não invasivo para quantificação da glicemia. Foram desenvolvidas versões piloto do sistema mecânico, do sistema óptico/eletrônico e do software de processamento de imagens e extração de parâmetros.

Ao final deste trabalho é possível extrair algumas conclusões:

Quanto ao sistema mecânico:

- Atendeu às principais necessidades impostas. Porém, deve ser revisado o sistema de deslocamento e de fixação da câmera fotográfica digital para facilitar o re-posicionamento em relação ao olho, minimizando as incertezas;
- Recursos adicionais devem ser implementados para facilitar o re-posicionamento da face.

Quanto ao sistema óptico/eletrônico:

- A componente ótica respondeu muito bem aos seus propósitos até o momento, e os conceitos do sistema de iluminação devem ser mantidos;

- A câmera fotográfica serviu aos propósitos iniciais desta pesquisa, mas para realizar uma pesquisa mais aprofundada, que exigirá imagens de melhor qualidade, é necessária uma câmera fotográfica digital, ou mesmo uma câmera de TV digital de melhor resolução que trabalhe com níveis mais baixos de luminosidade. Assim, será reduzido um problema enfrentado pelos voluntários que foram submetidos a uma carga de intensidade luminosa bastante forte para ser possível obter imagens nítidas da íris;
- Deve ser alterado o sistema de fixação da fibra óptica e do espelho que re-direciona o feixe luminoso. Este último deve ser fixado a um sistema graduado para facilitar o ajuste e garantir uma melhor repetitividade do processo;
- Com a substituição da câmera fotográfica digital deve ser avaliada a substituição da fonte de iluminação por uma de menor intensidade, grande homogeneidade e estabilidade do espectro da luz (temperatura da cor).

Quanto ao software de processamento de imagens e extração de parâmetros:

- É a parte principal do sistema. Foi desenvolvido em Visual Basic 6.0 e roda em plataforma Windows. Respondeu de maneira adequada a maioria das funções para o qual foi desenvolvido;
- O algoritmo de detecção das fronteiras responde bem, mas necessita de alguns complementos. Seria interessante, para diminuir as incertezas, implantar neste software um algoritmo que faça o correto alinhamento entre diferentes imagens de uma mesma íris.

Quanto às fontes de incertezas das componentes extraídas das imagens em forma de anéis:

- As incertezas obtidas nos anéis das imagens são menores que nas fatias radiais, isto porque a influência da rotação do olho em relação à câmera fotográfica é praticamente nula;
- A incerteza de maior influência nos anéis está relacionada às variações na distância/foco e ao tamanho da pupila, esta última pode ser minimizada com o controle da intensidade luminosa;
- A incerteza decorrente do re-posicionamento da cabeça também influi muito na incerteza dos anéis. Para minimizar esta incerteza deve ser otimizado o sistema de fixação de faces do Glucolris e/ou utilizados algoritmos eficientes para alinhar as imagens.

Quanto às fontes de incertezas das componentes extraídas das imagens em forma de fatias radiais:

- As incertezas obtidas nas fatias radiais das imagens são maiores do que as obtidas nos anéis, isto porque a influência da rotação do olho em relação à câmera fotográfica atua diretamente nesta situação;
- A incerteza de maior influência nas fatias radiais, como nos anéis, está relacionada às variações na distância/foco, que pode ser minimizada com o controle da distância da câmera/olho, mas não é possível controlar as variações biológicas que possam de alguma maneira influenciar;
- A incerteza decorrente da rotação também influi muito na incerteza das fatias radiais. Para minimizar esta incerteza deve ser otimizado o sistema de fixação de faces do Glucolris e/ou utilizados algoritmos eficientes para alinhar as imagens.

Quanto ao estudo de caso do Capítulo 5:

- Quanto aos valores de glicemia associados às imagens da íris do voluntário, há evidências de que de fato existe uma relação entre a concentração de glicose no sangue e alterações na coloração e estrutura da íris humana, contradizendo o que dizem os pesquisadores da iridologia [7] [8] [9];
- Certa cautela é necessária com relação aos resultados obtidos, uma vez que as poucas medições no estudo de caso relatado no Capítulo 5 foram realizadas em dias e horários diferentes, e a íris do voluntário poderia estar afetada por outras reações do organismo e não somente por variações da glicemia [7] [8] [9];
- É necessário realizar um grande número de ensaios controlados, envolvendo medições realizadas num período curto de tempo, variando de forma controlada a glicemia de voluntários de maneira criteriosa, partindo do estado de hiperglicemia até atingir a hipoglicemia, obtendo-se várias imagens da íris durante este período.

A avaliação da correlação da glicemia, com variações na coloração da íris humana está apenas começando. É necessário que seja feito um estudo muito mais minucioso. Mas há uma esperança para as pessoas diabéticas que num futuro não muito distante, possam a vir medir a glicemia de maneira simples, indolor e por um custo mínimo.

6.1 Sugestões para Trabalhos Futuros

Em virtude dos primeiros resultados positivos obtidos nesta dissertação, estão relacionadas abaixo sugestões para trabalhos futuros que podem complementar esta pesquisa:

- Implantar as melhorias para o sistema que foram descritas

anteriormente. Isto deve ocorrer sem interrupção dos trabalhos, tendo em vista que, já está sendo desenvolvida outra dissertação de mestrado, como continuidade deste trabalho por um outro aluno deste mesmo curso de pós-graduação;

- Adquirir imagens das íris de voluntários diabéticos em quantidade suficiente para poder ser realizado um trabalho estatístico de correlação dos valores de glicemia com os parâmetros extraídos das imagens. Estas imagens deverão ser adquiridas de maneira controlada, como descrito anteriormente;
- Desenvolver um sistema portátil do Glucoliris para facilitar o transporte e a maneabilidade do equipamento. Desta forma, será facilitada a realização de medições fora do ambiente laboratorial, como realizar medições em hospitais, e
- Desenvolver um sistema baseado no Glucoliris, para detectar a hipoglicemia de modo não invasivo.

Adicionalmente este sistema abre a possibilidade de realizar outras pesquisas que relacione características da íris com partes do organismo humano, como:

- Comprovar cientificamente se existe relação ou não entre uma série de disfunções do organismo com supostos sinais da íris, como por exemplo, hepatite ou câncer;
- Quantificar outras substâncias presentes no organismo através de imagens da íris, que até o momento somente são possíveis por meio de exames laboratoriais.

Referências Bibliográficas

- [1] **Associação Nacional de Assistência ao Diabético**,
<http://www.netcomp.com.br/anad/diabetes.htm>, Agosto de 1999
- [2] Cecil, R. L. et al, **Cecil Textbook of Medicine**, 19th ed., Volume 2, W. B. Saunders Co, Philadelphia, PA, USA, 1988
- [3] **Manual Merck de Medicina: Diagnóstico e Tratamento**, Robert Berkow, Editor Chefe, Livraria Roca Ltda, São Paulo, SP, Brasil, 1989
- [4] Ogliari, B., **Sistema Para Detecção de Neuropatia Autonômica Diabética Através da Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca**, Dissertação, Departamento de Engenharia Elétrica, UFSC, Florianópolis, Brasil, 1999
- [5] **World Health Organization - WHO**, Fact Sheet n° 138, Reviewed November 1999
- [6] **World Health Organization - WHO**, Fact Sheet n° 236, Reviewed November 1999
- [7] Batello, C. , **Iridologia e Irisdiagnose: O que os Olhos Podem Revelar**, Editora Ground, São Paulo, SP, Brasil, 1999
- [8] Jensen, B. & Bodeen, D., **Visions of Health**, Avery Publishing Group Inc., Garden City Park, NY, USA, 1992

- [9] Bamer, D. R., **Practical Iridology and Sclerology**, Woodland Publishing, Inc., Pleasant Grove, Utah, USA, 1996
- [10] **Guia para incerteza da medição**, Segunda Edição Brasileira, International Organization for Standardization, 1995
- [11] Dorland, W. et al, **Dorland's Illustrated Medical Dictionary**, 29° editions, W. B. Saunders Co, USA, 2000
- [12] Ferreira, Aurélio Buarque de Holanda; **Minidicionário da Língua Portuguesa**; 3° ed.; Editora Nova Fronteira; Rio de Janeiro - RJ, 1983
- [13] Gardner, M. et al, **Anatomia**, Versão para a Língua Portuguesa, Quarta Edição, Editora Guanabara Koogan S.A, Rio de Janeiro – RJ, Brasil, 1988
- [14] Gonçalves, C. P., **Oftalmologia**, 4 ed., Livraria Atheneu, Brasília, DF, Brasil, 1975
- [15] Gonçalves Jr., A. A., **Metrologia Parte I, Apostila de ensino de metrologia, Laboratório de Metrologia e Automatização**, Departamento de Engenharia Mecânica, UFSC, Brasil, 1999
- [16] Simon, A. & Worthen, D., **Evaluation Of Iridology**, JAMA, Vol 242, No 13, ISSN: 0098-7484, 1979 Sep 28
- [17] Delcher, H. et al, **Preliminary Clinical Evaluation of Interstitial Fluid Continuous Glucose Monitoring Prototype**, SpectRx Inc., Norcross, GA, USA, 1999
- [18] Menezes, J. R. et al, **Avaliação da Incerteza de um Sistema Digital para Medir a Cor da Íris Humana**, Anais 2° Congresso Brasileiro de Metrologia, São Paulo, SP, Brasil, 2000
- [19] Lacerda, S., **Diabetes Mellitus na Prática Médica**; Pirâmide Livro Médico Ltda, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 1988

- [20] Myler, H. & Weeks A., **Computer Images Recipes in C**, P T R Prentice Hall, Inc, NJ, USA, 1993
- [21] Miller, J., **Enfermidades dos Olhos de Parsons**, 16ª Edição, Livraria Editora Artes Médicas Ltda, São Paulo, SP, Brasil, 1981
- [22] Yaroslavsky, L. & Murray, E., **Fundamentals Of Digital Optics**, Birkhäuser Boston, USA, 1996
- [23] Laponi, J., **Estatística Usando o Excel**, Laponi Treinamento e Editora, São Paulo, SP, Brasil, 2000
- [24] Gurewich, N. & Gurewich, Ori, **Teach Yourself Visual Basic 5 in 21 Days**, Professional Reference Edition, Sams Publishing Indianapolis, IN, USA, 1997
- [25] Mendosa, R., **On-line Diabetes Resoucer**, <http://www.mendosa.com/meters.htm>, July 12 2000 to December 04 2000
- [26] Nelson, R, **Bloodless Testing**, Scientific American, page 38-40, October 1998
- [27] Children with Diabetes, **Blood Glucose Meters**, http://www.childrenwithdiabetes.com/d_0i_000.htm, December 1999 to December 2000
- [28] **IMAQ Vision User Manual**, National Instruments Corporation, May 1999 Edition

Anexo A

Iridologia

A.1 O que a iridologia pode ou não identificar?

Segundo pesquisadores a iridologia pode identificar uma gama muito grande de disfunções do organismo humano. Ao mesmo tempo estes mesmos pesquisadores afirmam que é impossível identificar outros tipos de anomalias [7] [8] [9].

Segundo Batello [7] a íris através da iridologia pode revelar o seguinte:

- Os nutrientes principais que o organismo necessita;
- Órgãos, glândulas e tecidos e inerentemente fracos do organismo;
- A resistência com a debilidade da constituição do indivíduo;
- Qual o órgão que necessita primordialmente de reparo e reconstituição;
- O grau de toxicidade instalado nos órgãos, glândulas e tecidos;
- O estágio de atividade inflamação dos tecidos;
- Onde a informação está localizada no organismo;
- A hipoatividade do intestino;
- A condição espástica do intestino;
- Hiperatividade como e por atividade dos órgãos, tecidos e a glândulas;
- O prolapso do colo transversos;
- A condição nervosa ou inflamação do intestino;

- As áreas potencialmente doentes do organismo;
- O nível da circulação sanguínea dos vários órgãos;
- Força e depressão nervosa;
- A influência de um órgão sobre outro. A contribuição de um órgão para a condição de outra parte do organismo, através dos mecanismos de adaptação e compensação;
- Congestão do sistema linfático;
- A assimilação deficiente de nutrientes;
- Depressão de minerais em algum órgão, a glândula o tecido;
- A habilidade relativa de um órgão ou tecido em assimilar nutrientes;
- Resultados de fadiga física e mental ou estresse no organismo;
- Alta ou baixa excitabilidade sexual;
- A carga genética inerente mente debilitada e sua influência e em outros órgãos, glândulas e tecidos;
- Efeito das condições iatrogênicas;
- E estágios para clínicos do diabetes, condições cardiovasculares e outras doenças;
- Miasmas;
- A recuperação das habilidades e da estabilidade da saúde no organismo;
- Formação do material tóxico, antes da manifestação da doença;
- Debilidade genética afetando os nervos, suprimento sanguíneo e mineirização óssea;
- Influência genética em alguns sintomas presentes;
- Sinais de cura que indicam o desenvolvimento de resistência nos órgãos, glândulas e tecidos;
- Problemas ósseos;
- Veias varicosas potencialmente demonstrado, dor, debilidade dos membros inferiores;
- O desequilíbrio nutricional positivo ou negativo, conforme as necessidades orgânicas;
- Origem da infecção;
- A acidez do corpo ou formação de catarro (muco), demonstrada por sinais agudos da íris;

- Supressão de eliminação de mucus o catarro, indicada pelas lesões sub-agudas ou crônicas da íris;
- Condição tecidual em partes isoladas ou em todo o organismo mesmo tempo;
- Climats ou altitude adequada a um paciente;
- Potencial de sensibilidade individual;
- Efeitos das condições dos poluentes ambientais;
- Exaustão da glândula supra-renal, indicada por baixa pressão arterial, falta de energia, dificuldades de reparação o tecidual, deficiência de vitamina C e de adrenalina;
- A resistência às doenças, demonstrada pela presença de depósitos tóxicos no organismo;
- Relação dos sintomas com a condição dos órgãos, glândulas e tecidos;
- A diferença entre a crise de cura e a crise de doença;
- A manifestação da lei de Hering;
- Se a terapia usada está deixando de surtir efeito;
- A qualidade da força nervosa do organismo;
- A resposta ao tratamento e em que a proporção se da a cura;
- Necessidade de repouso para melhorar o sistema imunológico;
- Estágios para clínicos do *diabetes mellitus*, de doenças cardiovasculares e outras doenças;
- Áreas teciduais ocorrentes de sistemas suprimidos;
- A saúde global do modernismo, como um todo unificado (holística).

De acordo com o mesmo autor a íris **não pode identificar** o seguinte:

- **Níveis de pressão arterial, de glicemia e outros testes laboratoriais;**
- Medicamentos ou drogas que o paciente usa ou usou no passado;
- Quais são intervenções cirúrgicas sofridas pela pessoa;
- Os alimentos que a pessoa come ou não come;
- O nível de uricemia (níveis sanguíneos ou plasmáticos de ácido úrico);
- Quando e o que causou agressão ao organismo;

- O sexo pelo exame da íris;
- Testes de gravidez;
- Necessidade de cirurgia;
- O diagnóstico de tumores e suas características;
- A presença de hemorragias e sua localização;
- A diferença entre sintomas provocados por drogas que os inerentes às doenças recursos;
- A causa de ciclos e menstruais irregulares;
- A esclerose múltipla doença de Parkinson ou peste bubônica;
- Se os sinais de cura indicam a elevação do estado geral da saúde;
- A sífilis, gonorréia ou quaisquer doenças sexualmente transmissíveis, como a Aids;
- Cálculos renais ou biliares;
- O diagnóstico de coronariopatia obstrutiva.

A.2 Sinais Visíveis na Íris

Os sinais da íris aparecem e desaparecem de acordo com a Lei de Hering [7] “a cura deve ocorrer de cima para baixo, de dentro para fora e na ordem inversa ao aparecimento dos sintomas”. A Figura 6.1 descreve este processo na íris humana.

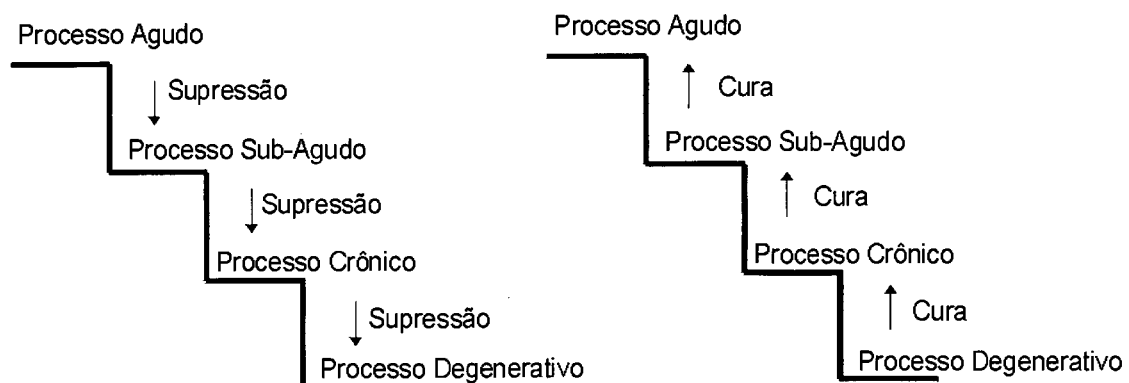


Figura 6.1 - Lei de Hering

A Figura 6.2 agrupa uma série de sinais já conhecidos que ocorrem na íris humana. Estes sinais englobam praticamente todos os processos citados anteriormente menos os sinais relacionados com as cores.

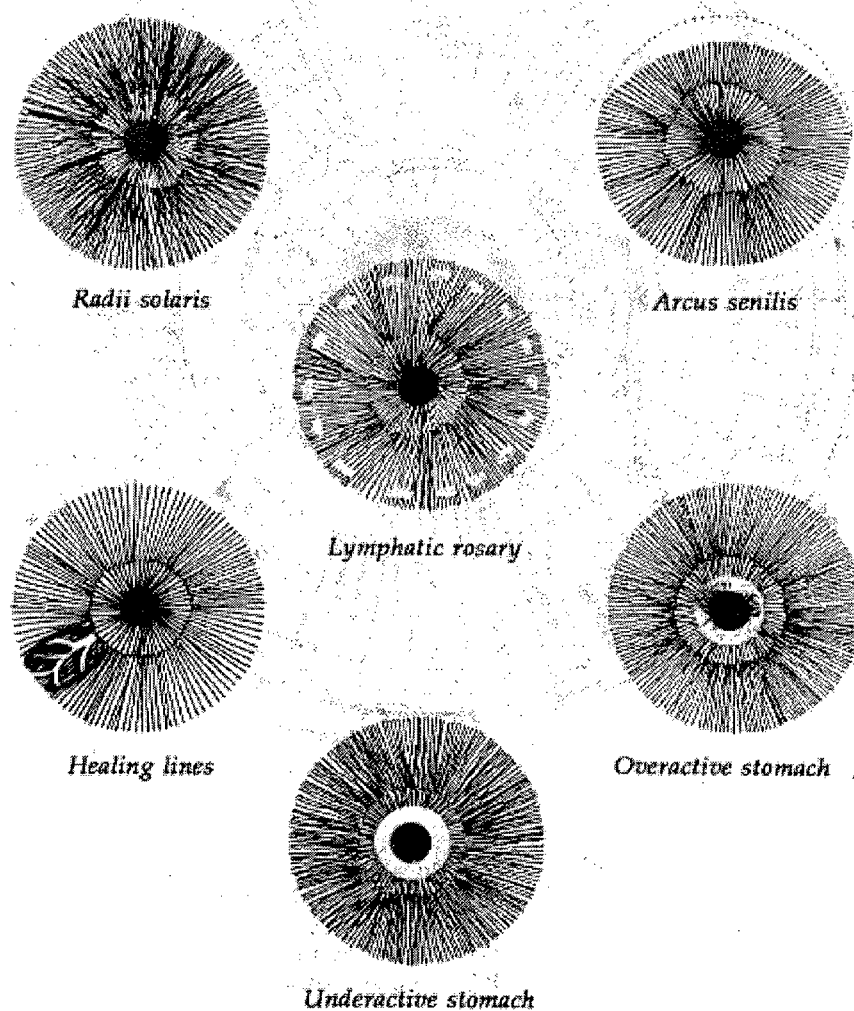


Figura 6.2 - Alguns sinais visíveis na íris [8]