

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
Escola de Engenharia
Programa de Pós Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais
PPGEM

**USO DE TERMOGRAFIA PARA AVALIAÇÃO
DA TEMPERATURA EM CIRURGIAS LASER PRK**

Luiz Rosa Vieira

Tese para obtenção do Título de Doutor
em Engenharia

Porto Alegre
Agosto de 2006

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
Escola de Engenharia
Programa de Pós Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais
PPGEM

**USO DE TERMOGRAFIA PARA AVALIAÇÃO
DA TEMPERATURA EM CIRURGIAS LASER PRK**

Luiz Rosa Vieira
Mestre em Engenharia

Trabalho realizado no Departamento de Metalurgia da Escola de Engenharia da UFRGS, dentro do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais – PPGEM, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Engenharia.

Área de Concentração: Ciência e Tecnologia dos Materiais

Porto Alegre
Agosto de 2006

Esta tese foi julgada adequada para obtenção do título de Doutor em Engenharia, área de concentração em Ciência e Tecnologia dos Materiais, e aprovada em sua forma final, pelo orientador e pela Banca Examinadora do Programa de Pós-Graduação.

Orientador: Prof. Dr. Telmo Roberto Strohaecker

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Afonso Reguly, PPGEM/UFRGS.

Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas Avila, IBTEC e UDESC.

Prof. Dr. Marcos Telló, FENG/PUCRS.

Prof. Dr. Milton Antônio Zaro, IBTEC e UFRGS.

Coordenador do PPGEM, Prof. Dr. Antônio Cezar Faria Vilela.

DEDICATÓRIA

*À minha esposa Helenita,
companheira inseparável de tantos anos,
pela compreensão, apoio e incentivo.*

*“A mente que se abre a uma nova
idéia, jamais volta `a sua dimensão original”*

Albert Einstein

AGRADECIMENTOS.

- Ao meu orientador, Prof. Dr. Telmo Roberto Strohaecker, pelo auxílio, incentivo, amizade e segurança na orientação.
- Ao Prof. Dr. Paulo Horta Barbosa, em cuja clínica desenvolvemos os trabalhos de pesquisa.
- Ao Prof. Dr. Arno Krenzinger, pela amizade, auxílio e sugestões sempre oportunas.
- Aos demais professores, funcionários e colegas do LAMEF, pelos anos de boa convivência, companheirismo e palavras de incentivo.
- Aos colegas da Companhia Estadual de Energia Elétrica, que incentivaram, foram tolerantes e amigos.
- Ao Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro Calçado e Artefatos, pelo empréstimo do termógrafo usado na pesquisa, que deu origem à presente tese.
- À Deus que me propiciou saúde e disposição para o trabalho e sempre trouxe ao meu encontro as pessoas de boa vontade para os momentos certos.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	Justificativa para Abordagem do Trabalho.....	3
1.2	Objetivos Gerais do Trabalho.....	4
1.3	Objetivo Específico.....	5
1.4	Estrutura do Trabalho.....	5
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	8
2.1	A Função do Sistema Visual.....	8
2.2	Anatomia do Olho Humano.....	8
2.3	O Caminho da Luz.....	9
2.4	A Córnea.....	12
2.5	Problemas Oculares Refrativos.....	13
2.6	Cirurgias que Empregam Laser.....	15
2.7	A Função do Laser na Cirurgia.....	16
2.8	Medição de Temperatura sem Contato.....	19
3	FUDAMENTOS TEÓRICOS DA TERMOGRAFIA.....	22
3.1	A Termografia.....	22
3.1.1	Transmissão de Calor por Radiação.....	23
3.1.2	O Espectro Eletromagnético.....	25
3.1.3	Regiões Espectrais.....	26
3.1.4	Radiação Infravermelha na Atmosfera.....	27
3.1.5	Distribuição Espectral do Infravermelho.....	28
4	APLICAÇÕES DA TERMOGRAFIA.....	29

4.1	A Termografia na Agronomia.....	29
4.2	Manutenção Preditiva.....	30
4.3	Pesquisa Médica.....	31
4.4	Uso Médico.....	32
	4.4.1 Teste de Desempenho Físico.....	32
4.5	Uso Militar.....	32
	4.5.1 Aviões Invisíveis.....	33
4.6	Meteorologia.....	34
	4.6.1 Previsão do Tempo.....	34
5	PROPRIEDADES ELETROMAGNÉTICAS DA CÓRNEA.....	36
6	MATERIAIS E MÉTODOS.....	38
6.1	Método para Determinação da Emissividade da Córnea.....	39
6.2	Fluxograma para Determinação das Emissividades em Córneas de Suínos.....	50
	6.2.1 Detalhamento para o Fluxograma.....	47
6.3	Equipamentos Utilizados.....	49
6.4	Condições de Trabalho.....	51
7	RESULTADOS EXPERIMENTAIS.....	53
7.1	Emissividade - Valores Obtidos e Cálculo da Incerteza	63
	7.1.1 Cálculo da Incerteza Para os Valores de Emissividade.....	53
7.2	Medições Durante Cirurgias.....	54
7.3	Resultados Obtidos.....	55
7.4	Discussão dos Resultados.....	60
7.5	Comentários.....	61
8	CONCLUSÕES.....	62
9	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	64

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	65
---------------------------------	----

LISTA DE FIGURAS.

Figura 2.1	Representação do olho humano, em corte longitudinal.....	9
Figura 2.2	Curvas de resposta dos fotorreceptores.....	11
Figura 2.3	Ponto de maior sensibilidade do olho humano.....	11
Figura 2.4	Condição de normalidade visual para o olho humano.....	13
Figura 2.5	Representação do desvio refrativo conhecido como astigmatismo.....	13
Figura 2.6	Representação do desvio refrativo conhecido como miopia.....	14
Figura 2.7	Representação do desvio refrativo conhecido como hipermetropia.....	14
Figura 2.8.	Ilustração da aplicação do laser para correção da miopia.....	18
Figura 2.9	Ilustração da aplicação do laser para correção da hipermetropia.....	18
Figura 2.10	Ilustração da aplicação do laser para correção do astigmatismo.....	19
Figura 2.11	Cirurgia restauradora dos ligamentos da perna direita.....	20
Figura 2.12	Saída de disjuntor tripolar sob carga.....	21
Figura 3.1	Distribuição da banda de radiação térmica.....	24
Figura 3.2	Imagem de uma parede de aço, no espectro visível.....	25
Figura 3.3	Imagem da mesma parede no espectro do infravermelho.....	26
Figura 4.1	Imagem fornecida pelo satélite GOES.....	29
Figura 4.2	Termograma obtido por satélite americano.....	30
Figura 4.3	Ponto quente em bucha de baixa tensão.....	31
Figura 4.4	Tumor mamário com metástase em cão.....	31
Figura 4.5	Avaliação de maratonista.....	32
Figura 4.6	Localização noturna de aeronaves.....	33
Figura 4.7	Imagem termal de avião.....	33
Figura 4.8	Composição do infravermelho positivo com visível.....	35
Figura 6.1	Ilustração do olho humano com os seis músculos.....	40
Figura 6.2	Modelo físico para o olho humano.....	41

Figura 6.3	Posicionamento do modelo físico para medições.....	42
Figura 6.4	Aparato para medições e cálculo de emissividade.....	43
Figura 6.5	Uma córnea dentro do forno.....	43
Figura 6.6	Sistema para fixação do espelho plano.....	44
Figura 6.7	Termograma do alvo aquecido e seu reflexo.....	45
Figura 6.8	Imagem termográfica de um olho esquerdo.....	45
Figura 6.9	Imagem termográfica de um olho direito.....	46
Figura 6.10	Instrumentos empregados na preparação e remoção da córnea.....	50
Figura 6.1	Fotografia da sala de cirurgia onde foram efetuadas coletas.....	51
Figura 7.1	Composição das curvas representativas dos eventos.....	58
Figura 7.2	Comparação das temperaturas para os seis eventos registrados.....	59

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1	Definição dos limites das regiões espectrais.....	28
Tabela 5.1	Profundidade de penetração da radiação ultravioleta.....	37
Tabela 7.1	Primeiro grupo de medições realizadas em sala de cirurgias.....	56
Tabela 7.2	Segundo grupo de medições realizadas em sala de cirurgias.....	56
Tabela 7.3	Terceiro grupo de medições realizadas em sala de cirurgias.....	57
Tabela 7.4	Quarto grupo de medições realizadas em sala de cirurgias.....	57
Tabela 7.5	Resumo das médias das temperaturas.....	70

RESUMO

Hipermetropia e miopia são problemas visuais freqüentes que decorrem de uma conformação inadequada da córnea. Esta inadequação pode ser corrigida com o emprego de métodos cirúrgicos através dos quais a curvatura dessa lente biológica é modificada.

A possibilidade de dano na córnea, durante cirurgias refrativas, tem sido uma preocupação constante e um risco sempre presente, independentemente do método cirúrgico utilizado. Um limite de temperatura aceitável, dentro de uma margem de segurança prudente, tem sido buscado, existindo vários artigos sobre o assunto, não tendo sido encontrada, contudo, uma abordagem na forma aqui apresentada.

O presente trabalho foi desenvolvido em duas etapas, sendo uma experimental preparatória, quando foram desenvolvidos estudos preliminares para projeto, montagem e teste dos acessórios necessários para pesquisa. Com o emprego destes acessórios foram feitas medições em olhos de suínos *ex vivo*, no sentido de determinar a emissividade da superfície da córnea usando termômetros de contato, forno corpo negro e termografia.

Conhecidos os valores de emissividade da córnea, com e sem a camada epitelial, teve início a segunda etapa, também experimental, do trabalho. Inicialmente foram efetuadas medições, já com a participação de pacientes voluntários, para a elaboração de um protocolo para a análise das imagens infravermelhas, que seriam coletadas durante a realização de cirurgias laser. Estabelecido o protocolo, teve início o monitoramento da temperatura, através da gravação dinâmica de imagens, para posterior mapeamento dos campos de temperatura, de procedimentos cirúrgicos para correção de hipermetropia e miopia. Da análise das imagens gravadas, concluiu-se ser a termografia uma técnica eficaz para a medição dos campos de temperatura no olho humano, durante a realização de cirurgias empregando fontes laser e, ainda, que a temperatura final da superfície do globo ocular é baixa, não chegando aos 39 °C em qualquer dos casos monitorados. Nestas cirurgias, foi empregada uma metodologia, desenvolvida pelo cirurgião, para controle da

temperatura, que consistiu no uso de colírio anestésico refrigerado, na fase pré-operatória e após a aplicação do laser, seguido da instalação de lente gelatinosa, também refrigerada e aplicação de mais colírio anestésico refrigerado.

ABSTRACT

Hypermetropia and myopia are frequent visual problems that happen due to an inadequate cornea conformation. This inadequacy may be amended by means of surgical procedures that modify the curvature of this biological lens.

The possibility of damage on the cornea during refractive surgery has been a constant concern and an ever-present hazard, independently of the surgical method used. A limit of acceptable temperature, within a prudent safety margin, has been pursued and there are various papers about the subject; however, with an approach different from the one that is introduced here.

The present research was developed in two parts: an experimental preparatory one, in which preliminary studies for the project, assemblage and test of the necessary accessories for the research were performed. With the use of these accessories, measurements of swine eyes *ex vivo* were made in order to determine the emissivity of the cornea ocular region, by using contact thermometers, black body furnace, and thermography.

After the cornea emissivity values were found, with and without the epithelial stratum, the second phase of the research, which was also experimental, began. It comprised the measurement of self-conscious volunteers to establish a protocol for the analysis of the infrared images, which would be collected during laser surgeries. After this protocol was established, the monitoring of the temperature was proceeded, through the dynamic recording of images, for mapping the temperature fields throughout surgical procedures to the improvement of myopia and hypermetropia. From the analysis of the images recorded, it was concluded that thermography is an effective instrument for field temperature measuring of the human eye during surgeries involving laser sources. It was also found that the temperature on the eye surface, after the surgery, was below 39 °C in any of the cases studied. In these surgeries, a methodology developed by surgeon, for the

control of the temperature, which consisted in the use of chilled collyrium at the pre-surgical phase and after the laser application, followed by the implantation of gelatinous lenses, also chilled and the instillation of more chilled collyrium.

ABREVIATURAS

A	Área de uma superfície radiante.
a_1	Ângulo entre a normal ao plano e um raio incidente,
a_2	Ângulo formado por raio absorvido e a normal a um plano.
C	Velocidade da luz
c_0	Velocidade da luz no vácuo ($2,998 \times 10^8$ m/s).
C_0	Caminho de uma onda.
C_1	Primeira constante de radiação ($3,7415 \times 10^{-16}$ W/m ²).
C_2	Segunda constante de radiação ($1,43879 \times 10^{-2}$ m K).
C_3	Constante de valor 2.897,8 $\mu\text{m.K}$.
E	Radiação do alvo (Potência emissiva).
E_A	Radiança de trajetória.
E_b	Potência emissiva total fornecida ou poder emissivo de um corpo.
$E_b(T)$	Potência de energia térmica total numa temperatura conhecida.
$E_{b\lambda}(T)$	Potência emissiva monocromática de um corpo negro.
e_p	Energia do fóton.
f	Frequência de uma oscilação.
h	Constante de Planck ($6,626 \times 10^{-34}$ J.s).
\bar{h}_c	Constante de transmissão de calor por convecção
I_0	Intensidade inicial do raio incidente.
k	Condutividade térmica de um material
k_b	Constante de Boltzman, ($1,381 \times 10^{-23}$ J/K).
K	Abreviatura da unidade de calor na escala Kelvin.
K_k	Condutância térmica.
L	Espessura de um meio, ou percurso.

N	Número de reflexões ocorridas sobre superfícies.
n_1	Índice de refração do meio 1
n_2	Índice de refração do meio 2,
P	Período de uma oscilação.
Q	Calor absorvido ou irradiado.
Q	Carga do elétron.
q_c	Calor transmitido por unidade de tempo
q_r	Taxa de fluxo de calor por radiação.
R_D	Resposta ou sensibilidade de um detector.
R_0	Resistência elétrica na temperatura ambiente nominal.
R_d	Resistência elétrica de um semiconductor (bolômetro).
R_k	Resistência térmica de um material.
r	Raio eletrônico.
T	Temperatura em Kelvin.
T_A	Transmitância atmosférica,
T_B	Temperatura de fundo (background).
T_s	Temperatura superficial.
T_T	Temperaturas do alvo (target).
T_∞	Temperatura de um ponto distante.
ν	Frequência de uma radiação.
W_1	Erro do componente 1.
W_2	Erro do componente 2.
Δt_i	Tempos de aplicação dos pulsos de laser.
Δt_R	Tempos de repouso entre pulsos de laser.
α	Absortividade de um material ideal.
δ_ν	Profundidade de penetração de uma radiação.
ε	Emissividade de um material.
ε_0	Permissividade do vácuo.
ζ	Constante do material.
λ	Comprimentos de onda.

μ_0	Permeabilidade magnética ($4\pi \times 10^{-7}$).
ρ	Refletividade de um material ideal.
σ	Constante de Stefan-Boltzmann ($5,670 \times 10^{-8} \text{ W/m}^2$).
σ_v	Condutividade da córnea.
τ	Transmissividade de um material ideal.
Ω	Ângulo sólido de vértice no centro numa esfera.

1 INTRODUÇÃO

A córnea, objeto da presente pesquisa, é o tecido mais frontal do olho, tem aparência cristalina e grande importância no desempenho da atividade visual. *“É formada de um tipo de material orgânico cujos componentes são heterogêneos e fortemente ligados”*. (LIMA, SILVA e ALMEIDA, 2002).

Hipermetropia, miopia e astigmatismo são problemas visuais frequentes que decorrem da alteração do comprimento axial do olho ou curvatura corneana e que pode m ser corrigidos empregando excimer laser. *“Um método cirúrgico moderno e eficiente que aplanar a miopia ou curva na hipermetropia, a superfície corneana”*. (SMOLIN e THOFT, 1994).

O emprego de radiação proveniente de uma fonte laser, diretamente sobre a superfície da córnea, sugere a ocorrência de aquecimentos indesejáveis (SMOLIN e THOFT, 1994). Sendo a córnea um tecido delicado e delgado, composto basicamente de colágeno e água (BRIAN e HAHN, 2004) com espessura de, aproximadamente, 1 mm na periferia e 0,58 mm no centro (SMOLIN e THOFT, 1994) é de extrema importância conhecer o comportamento térmico desse tecido, bem como o efeito de aquecimento produzido pela radiação laser sobre ele durante a cirurgia.

Existem dificuldades para medição da temperatura na superfície da córnea, sem contato, durante cirurgias a laser (LIMA, SILVA e ALMEIDA, 2002) e, para obtenção de parâmetros confiáveis (SCOTT (a), 1988). Este tipo de medição tem sido objeto de discussões e motivação para muitos trabalhos publicados nos últimos tempos. A maioria dos autores é francamente favorável a ele, *“É uma técnica não invasiva, com quase 50 anos de uso em medicina”* (CHRISTIANSEN e GEROW, 1990), mas existem autores que apresentaram ressalvas quanto ao uso da termografia. *“É importante observar que a temperatura indicada por uma câmera termal pode ser diferente da temperatura atual da superfície. Isto é crucial para o entendimento das limitações para o emprego de câmeras termais para medir temperatura durante a irradiação laser de tecidos”*. (CHOI, PEARCE e WELCH, 2000).

Atualmente, a disponibilidade de imagens infravermelhas dinamicamente obtidas, (filmadas em até 30 quadros por segundo) mantendo-se estas imagens radiométricas, possibilitando a medição da temperatura sobre cada um dos píxeis gravados, fez da termografia uma ferramenta muito promissora para as medições de temperatura sobre tecidos vivos. Por outro lado, a inexistência de parâmetros confiáveis identificada por Janet Scott (SCOTT (a), 1988) pode ter sido a principal causa para as manifestações de Bernard Choi e seus colaboradores (CHOI, PEARCE e WELCH, 2000), expressada no parágrafo anterior.

No presente trabalho decidiu-se pelo emprego da termografia, um método para medição de temperaturas sem contato, por considerá-lo a única solução viável para as medições, nas condições que se pretendia investigar. Não sendo invasiva, não necessita da proximidade de operadores, não interferindo na área do campo cirúrgico, *“Termografia é uma técnica de sensoriamento remoto que se baseia na detecção da radiação térmica emitida por todos os corpos a temperatura não nula”*. (HOLST, 2000).

Tendo adotado a termografia como ferramenta básica para uso nas pesquisas que deram origem à presente tese, decidiu-se pela busca da solução para os problemas apontados por Janet Scott e Bernard Choi que poderiam ser empecilhos para obtenção dos resultados pretendidos, relacionados com os parâmetros não disponíveis na literatura. Por outro lado, os vários métodos de simulação numérica, usados em engenharia, estão apresentando resultados animadores, quando usados na resolução de problemas de natureza médica. São técnicas que vêm apresentando bom desempenho, tendo seu uso indicado para a simulação de resultados em trabalhos onde os parâmetros sejam conhecidos (SCOTT (a), 1988), (SCOTT (b), 1988) e (LIMA, SILVA e ALMEIDA, 2000). No CADERNO ANEXO, APÊNDICE F são apresentados os resultados das simulações numéricas por elementos finitos para dois casos específicos.

A comprovação da eficácia da termografia para medição de temperaturas durante cirurgias laser PRK foi buscada através do emprego de técnicas experimentais. A associação destas duas técnicas permitiu comprovar a suficiência do emprego de colírio anestésico refrigerado, antes das cirurgias, e o mesmo colírio, juntamente com lentes de contato gelatinosas refrigeradas, após cirurgias laser, com o objetivo de obter temperaturas finais baixas, para redução do efeito névoa e dor ocular no pós-operatório de cirurgias empregando fontes laser. Estes dois efeitos não são mensuráveis, mas a temperatura final é mensurável e era então importante para esse trabalho e

foram satisfatórios os resultados obtidos. No APÊNDICE C do CADERNO ANEXO encontra-se uma breve introdução à teoria da radiação térmica e ao uso da termografia.

Boa parte do tempo e dos esforços despendidos na fase preparatória para a realização das pesquisas que originaram esta tese foram no sentido de determinar os parâmetros de emissividade, indispensáveis para medição de temperaturas sem contato antes e durante a realização das cirurgias empregando fontes laser.

1.1 Justificativa para Abordagem do Trabalho

A principal justificativa para a abordagem adotada neste trabalho decorreu da alegada impossibilidade de medições dos campos de temperatura na superfície da córnea, durante a realização de cirurgias, empregando fonte laser. Um trabalho apresentado no II Congresso Nacional de Engenharia Mecânica (LIMA, SILVA e ALMEIDA, 2002) mencionou a falta de um método confiável e não invasivo para a medição da temperatura durante cirurgias oculares empregando fontes laser, para comprovação de prováveis danos decorrentes da transferência de calor. *“Com o cálculo das temperaturas e da função dano procura-se fornecer dados que possam contribuir para a confiabilidade, para equipamentos usados em tais cirurgias, uma vez que medidas de temperatura em tecidos vivos durante cirurgias delicadas, como as oftalmológicas, são praticamente impossíveis, dificultando assim a validação completa do modelo utilizado”* (LIMA, SILVA e ALMEIDA, 2002). A fonte laser utilizada era do tipo Ho: YAG. Em outro trabalho, (VETRUGNO et alli, 2001) foi mencionada uma técnica de medição de temperatura mediante o emprego de um termômetro infravermelho sem contato, sendo que a fonte laser empregada era a mesma utilizada na pesquisa aqui apresentada. KITAZAWA, TOKORO e ISHI (1997) procuraram comparar os efeitos do sistema seqüencial e aleatório para a aplicação dos pulsos de laser, tendo concluído que o sistema seqüencial produzia menos calor na córnea. Relataram uma técnica para prevenção de dano em olhos de coelhos, mediante a irrigação com colírio refrigerado ao longo de cirurgias e informaram que a temperatura normal, para olho de coelho, é de 32 °C, podendo chegar até 41 graus °C após aplicação dos pulsos de laser. Mediante irrigação contínua com colírio refrigerado, a temperatura baixa para 24 °C e não ultrapassa 34 °C, para o mesmo tipo de cirurgia. Em outro trabalho (KITAZAWA et alli, 1999) foi novamente relatado o emprego de colírio refrigerado, agora em seres humanos, destacando a efetiva redução da dor pós-operatória e do chamado efeito de névoa. Sobre KITAZAWA, TOKORO e ISHI

(1997) supunha-se que, com a umidificação da superfície da córnea pelo emprego contínuo de colírio refrigerado, ao longo dos procedimentos cirúrgicos, o coeficiente de absorção do laser podia ser afetado produzindo resultados inexatos. *“Com ambiente e superfície da córnea secos a energia é quase que inteiramente absorvida pelo tecido corneano e esse é o cenário ideal. Na realidade, dos fatores antes mencionados, a fumaça produzida pela córnea após a aplicação de cada pulso absorverá um pouco de energia do próximo pulso disparado e assim por diante. Todos estes fatores aumentam a complexidade de uma estimativa numérica”* (GIROLI, 2005). No equipamento usado pelo cirurgião, quando foram coletados os dados para a presente tese, o problema da fumaça não existia pela presença de um pequeno ventilador que a afastava da trajetória do laser.

Em se tratando de transferência de calor durante cirurgias refrativas, o assunto chamou atenção pela possibilidade de desenvolvimento de técnicas para simulação numérica por elementos finitos e medição de temperatura sem contato, com o uso de imagens radiométricas, para o mapeamento dos campos de temperatura sobre a córnea.

Quando se iniciou o trabalho, além das dificuldades relatadas existiam outras, como a impossibilidade de avaliação dos resultados alcançados por um cirurgião, quando usava colírio anestésico e lentes de contato gelatinosas refrigeradas, segundo um protocolo proposto, diferente daquele empregado por KITAZAWA, em pacientes de cirurgias refrativas.

1.2 Objetivos Gerais do Trabalho

Este trabalho teve um objetivo amplo: desenvolver toda uma metodologia e busca de parâmetros para viabilizar a medição da temperatura superficial do olho humano, com uso de termografia, durante cirurgias empregando fontes laser.

Para a medição de temperaturas sem contato era necessária a determinação experimental da emissividade superficial da córnea sobre o epitélio e novamente a emissividade da córnea, com a prévia remoção do epitélio por esfolamento mecânico, porque estes valores não foram encontrados na literatura. Outro objetivo foi demonstrar a praticidade do uso de janelas infravermelhas e de espelhos planos, não convencionais, para refletir a imagem do olho direito do paciente, quando a cirurgia era realizada neste olho, possibilitando assim a medição da temperatura em ambos os lados.

1.3 Objetivo Específico

O objetivo específico deste trabalho foi demonstrar a eficácia da termografia para determinação dos campos de temperatura superficial da córnea de olhos humanos, antes, durante e após a realização de cirurgias laser do tipo PRK. Através das medições efetuadas, buscou-se comprovar a validade da técnica desenvolvida pelo cirurgião, empregando colírio anestésico e lentes de contato gelatinosas refrigeradas com o propósito de conseguir temperaturas finais baixas, que resultariam na redução da dor e do efeito névoa no pós-operatório.

1.4 Estrutura do Trabalho

A presente Tese de Doutorado foi desenvolvida abrangendo um total de 10 capítulos, além da bibliografia. Em caderno anexo são apresentados textos complementares, não essenciais à tese.

Capítulo 1 Introdução

Neste capítulo é enfocada a visão como uma experiência sensorial, segundo a abordagem da neurociência, feita uma descrição do globo ocular e dos problemas visuais relacionados com os desvios refrativos com destaque para miopia, astigmatismo e hipermetropia. É feita uma descrição das técnicas cirúrgicas refrativas, apresentada um pouco da história e do emprego do laser como instrumento cirúrgico. É feita, também, uma breve apresentação da termografia e apresentadas as justificativas para o trabalho de pesquisa e seus objetivos gerais.

Capítulo 2 Revisão Bibliográfica

Neste capítulo é feita uma apresentação dos artigos relacionados com a cirurgia laser, onde se insere a termografia e onde estão incluídos resumos de trabalhos encontrados, alguns deles abordando a técnica empregando colírio refrigerado. Uma relação de obras examinadas é apresentada em duas partes, no APÊNDICE E do CADERNO ANEXO, uma delas abordando os assuntos relacionados com o estado da técnica envolvendo as cirurgias enfocadas e a outra, o estado da técnica no que se refere à medição de temperaturas sem contato.

Capítulo 3 Fundamentos Teóricos da Termografia

Neste capítulo é feita uma apresentação da termografia e das suas raízes na década de 50, quando de sua primeira aplicação. É feita uma rápida apresentação da teoria da condução do calor. Uma apresentação mais detalhada é feita no CADERNO ANEXO, APÊNDICE C.

Capítulo 4 Aplicações da Termografia

Neste capítulo são abordadas apenas aquelas aplicações consideradas pelo autor como sendo, contudo, as aplicações da termografia são bem mais amplas, abrangendo muitas áreas de atividade.

Capítulo 5 Propriedades Eletromagnética da Córnea

Neste capítulo é feita uma abordagem das propriedades eletromagnéticas da córnea, formada basicamente de água e colágeno, sobre a qual toda a pesquisa se desenrola, onde é feita uma tentativa de calcular a profundidade de penetração da radiação ultravioleta durante a realização de cirurgias.

Capítulo 6 Materiais e Métodos

Este capítulo aborda os materiais empregados desde a fase inicial do trabalho, onde os parâmetros emissividade foram medidos e descreve os métodos empregados ao longo da pesquisa. São apresentados, o cálculo de Incerteza, características técnicas da instrumentação utilizada e conclusões preliminares sobre as atividades nele descritas.

Capítulo 7 Resultados Experimentais

Os resultados experimentais, coletados segundo um protocolo estabelecido, são apresentados em tabelas e gráfico, onde aparecem a temperatura inicial do olho do paciente após a aplicação de colírio gelado, a temperatura do olho após a remoção do epitélio, a temperatura ao final da aplicação do laser, a temperatura após a conclusão da cirurgia, com a instalação de uma lente de proteção e, finalmente, após o paciente ter sido liberado para piscar o olho, após ter feito pelo menos três vezes. São fornecidas, também, as temperaturas dentro da sala de cirurgia.

Capítulo 8 Conclusões

As conclusões, para todas as etapas da pesquisa são aqui apresentadas, desde as etapas preliminares, quando foram montados e testados os equipamentos auxiliares, até a obtenção dos resultados finais, através da coleta dinâmica dos dados, com o uso de termógrafo, para posterior análise.

Capítulo 9 Sugestões para Trabalhos Futuros

Face à rápida evolução do estado da técnica, são apresentadas sugestões para trabalhos futuros, dentro da mesma linha de pesquisa adotada no presente trabalho.

CADERNO ANEXO

No CADERNO ANEXO foram colocados em Apêndices aqueles assuntos considerados de interesse, mas não necessários à tese. São eles:

APÊNDICE A - Sensores de Temperatura. São apresentados os tipos de sensores mais empregados.

APÊNDICE B - Laser, História e Teoria. É apresentada um pouco da história do laser, sua teoria de funcionamento e sua evolução até o excimer laser atualmente empregado em cirurgias oculares.

APÊNDICE C – Termografia - Fundamentos teóricos. São abordados tópicos da teoria da radiação térmica e apresentados os princípios da termografia.

APÊNDICE D - Potencial de Membrana. Explica o fenômeno neurológico conhecido como visão.

APÊNDICE E - Revisão Bibliográfica Sobre a Medição de Temperaturas sem Contato.

APÊNDICE F - Teste de Casos - Simulação Numérica por Elementos Finitos.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 A Função do Sistema Visual

O olho humano é o mais importante órgão sensorial que dispomos. A capacidade de trabalhar com radiação eletromagnética através da sensibilização dos fotorreceptores distribuídos na retina é um fator decisivo para a criação de todo um mundo visual. A capacidade de percepção da radiação eletromagnética na faixa entre 400 e 700 nm (luz visível) não é limitada pelas propriedades físicas da luz, mas sim pelas propriedades dos sensores visuais, denominados cones e bastonetes. Todas as pessoas poderiam ver mais cores se a capacidade de percepção incluísse comprimentos de onda menores do que 400 nm, chegando ao ultravioleta, ou maiores do que 700 nm, incluindo o infravermelho, mas só uns poucos privilegiados enxergam acima do ultravioleta, chegando aos 364 nm ou abaixo do infravermelho, chegando aos 760 nm.

2.2 Anatomia do Olho Humano

Os olhos são compostos de partes funcionalmente distintas (Fig. 2.1). Dentre elas está a esclera ou esclerótica, a parte branca que forma o globo ocular; a córnea, que merecerá especial atenção neste trabalho, o revestimento mais externo e claro do olho; a íris, com um orifício denominado pupila, que consegue se abrir e se fechar para controlar a entrada de mais ou menos luz, para sensibilizar os fotorreceptores localizados na retina; a coróide ou úvea, localizada entre a esclerótica e a retina, termo originário do grego, que significa uva e tem esse nome por assemelhar-se, em aparência, com uma uva descascada, devido a existência de muitos vasos sanguíneos, responsáveis pela nutrição do olho; o humor vítreo, material transparente que preenche o interior do globo ocular, dando-lhe a forma; o cristalino, uma espécie de lente orgânica, para focalizar a imagem sobre a retina; as câmeras anterior e posterior, preenchidas pelo humor aquoso, a primeira entre a córnea e íris e a segunda entre a íris e o cristalino, e a própria retina, onde a luz inicia sua atividade neural.

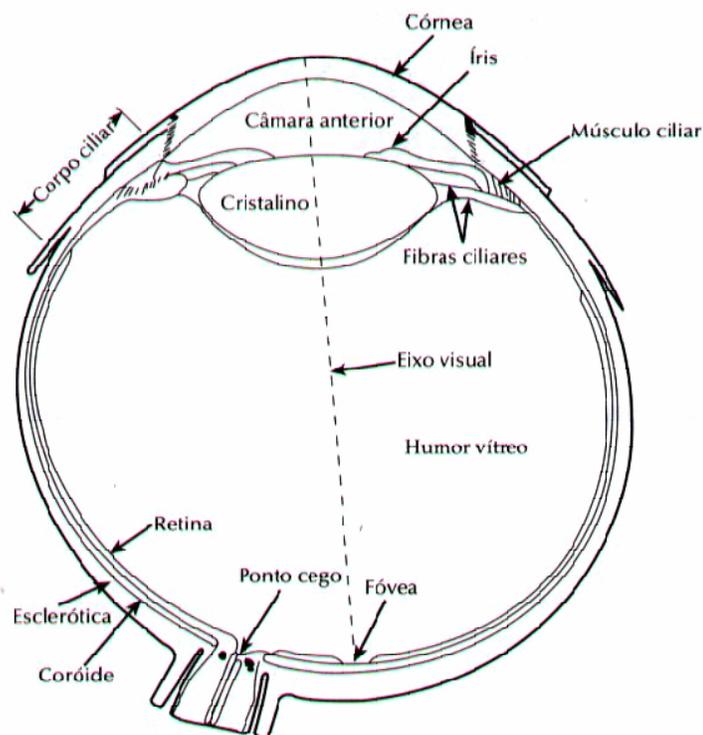


Figura 2.1 Representação do olho humano, em corte longitudinal. Com se pode observar, o desenho é apenas didático, mas mantém boa aproximação com a realidade em suas proporções dimensionais (VERATTI, VERATTI e PUGNO, 1997).

2.3 O Caminho da Luz

Quando a luz penetra no olho, o faz através da pupila. Ela é levemente refratada quando passa pela córnea e, mais ainda, quando passa pelo cristalino. O cristalino, sob a ação dos músculos ciliares, que se ligam a ele através das fibras ciliares, consegue se acomodar para desviar a luz em maior ou menor grau, de modo que imagens de perto ou de longe tenham uma projeção nítida sobre a retina. Ele tem funções similares àquelas da lente móvel, da objetiva fotografia, só que não muda o afastamento, mas a forma. Como não poderia deixar de ser, a imagem projetada sobre a retina é invertida, exatamente como em uma máquina fotográfica. *“Como uma câmera fotográfica, a imagem dos objetos que é projetada na retina é invertida e retrógrada. A orientação invertida não representa problema para o cérebro, uma vez que ele está criando um mundo exterior”*. (KOLB e WHISHAW, 2002).

Na retina existem dois tipos de fotorreceptores. Os cones e os bastonetes. Ambos possuem a propriedade de converter energia luminosa em atividade neural, num processo que desencadeia uma série de reações químicas resultando numa alteração do potencial de membrana, um

fenômeno tipicamente elétrico, que altera a liberação de neurotransmissores nas proximidades dos neurônios. Ver APÊNDICE D do CADERNO ANEXO - Potencial de Membrana

A imagem que chega à retina passa primeiramente pela córnea, depois penetra na câmara anterior preenchida pelo humor aquoso, passa pela íris, câmara posterior, cristalino, humor vítreo, percorrendo um caminho centrado sobre uma linha imaginária, denominado eixo visual, que passa pelo centro do cristalino e através do humor vítreo chega à mácula, onde se distingue uma depressão rasa, chamada fóvea, e outra mais central, a fovéola, com diâmetros de 1,25 mm e 0,35 mm respectivamente. Nestas regiões estão concentrados os cones mais sensíveis e de diâmetro menor, para permitir alta densidade. “*A acuidade visual está diretamente relacionada ao tamanho, da mesma forma que a granulação mais fina torna mais detalhada a foto ou o número de pixels faz mais perfeita uma imagem digital. A concentração de cones dessa região é da ordem de 200.000/cm²*”. (BOLORINO, 2001).

Na retina, existem cerca de 150 milhões de fotorreceptores, com predominância de bastonetes, sensíveis à luz fraca, responsáveis pela visão noturna e insensíveis às cores. Um detalhe importante é que “*os cones, responsáveis pela nitidez e percepção das cores, ligam-se ao nervo óptico através de terminações nervosas individuais, enquanto que os bastonetes o fazem em grupos*”, (VERATTI, VERATTI e PUGNO, 1997).

No fundo da retina fica situado o disco óptico, ou ponto cego, local por onde os vasos sanguíneos entram e saem do globo ocular e também por onde os neurônios retinianos formam o nervo óptico que leva ao cérebro os impulsos captados pelos fotorreceptores. O nome ponto cego se deve ao fato de não existir fotorreceptores naquela região.

Existem três tipos de pigmentos, cada um deles sensível a uma faixa espectral bem definida, centrada nos comprimentos de onda de 419 nm, 531 nm e 559 nm (Fig. 2.2). Eles são correspondentes ao vermelho, verde e azul, cores estas bem conhecidas por comporem os três tipos de feixes disponíveis na TV colorida, para formação das imagens no sistema RGB, (vermelho, verde e azul) aos quais as pessoas já estão acostumadas. A distribuição dos cones portadores destes pigmentos é aproximadamente uniforme ao longo da retina, sendo que o pigmento azul encontra-se em número levemente inferior aos demais, o que explica a menor sensibilidade ao azul. Já os bastonetes possuem resposta máxima no comprimento de onda de 496 µm.

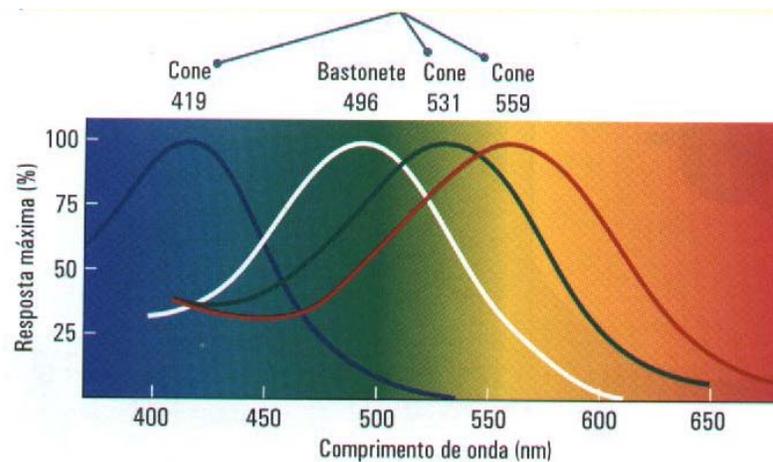


Figura 2.2 Curvas de resposta dos fotorreceptores. Como se pode observar, o ponto de maior sensibilidade correspondente ao amarelo, em 554 nm, se encontra distante da luz branca, centrada em 496 nm (KOLB e WHISHAW, 2002).

Por não pertencer ao escopo do presente trabalho, não houve uma preocupação maior no sentido de investigar a causa da maior sensibilidade do olho humano em 554 nm (Fig. 2.3), que corresponde ao amarelo.

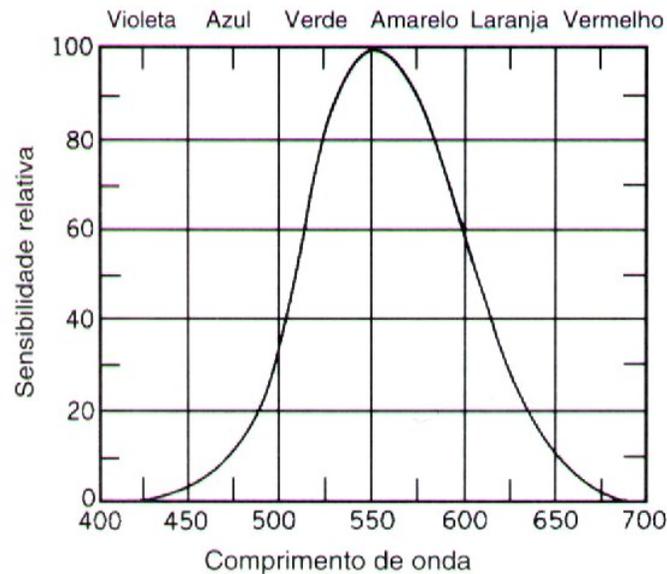


Figura 2.3 Ponto de maior sensibilidade do olho humano, em 554 nm. Como se pode observar, a cor violeta e a vermelha são as cores que corresponde ao mínimo de sensibilidade do olho humano (HALLIDAY, RESNICK e KRANE, 1996).

2.4 A Córnea

Formada de material orgânico de componentes heterogêneos fortemente interligados, a córnea pode ser dividida estruturalmente em cinco camadas,: “*epitélio, membrana de Bowman, estroma, membrana de Descemet e endotélio*”. (THOMAS, 1995).

O epitélio, a camada mais externa da córnea, está baseado no estroma apresentando cinco camadas de células fortemente aderidas entre elas. A membrana de Bowman, logo abaixo do epitélio é formada de finas e compactadas camadas de colágeno dispostas em matriz celular; serve de base para o epitélio e tem formação similar a do estroma, podendo mesmo ser confundida com ele. É justamente sobre essa membrana que o cirurgião atua aplicando o laser. Composto de fibras de colágeno segundo uma matriz celular de moléculas denominadas proteoglicanos, o estroma é a maior parcela da lente biológica chamada córnea. A membrana de Descemet é formada de fibras de colágeno homogeneamente distribuídas, e deposita-se por sobre o endotélio. O endotélio, a camada mais interior da córnea tem a função de promover o equilíbrio hídrico de toda a córnea e assim manter a transparência dos tecidos à luz. Ele não possui capacidade de regeneração e é formado por uma camada simples de células (LIMA, SILVA e ALMEIDA, 2002).

A córnea, em termos de importância, supre dois terços da capacidade dióptrica do olho humano. Por suas características e posição anatômica, apresenta-se como objeto preferencial para modificações das condições refrativas do sistema óptico, objeto deste trabalho.

2.5 Problemas Oculares Refrativos.

“*O natural do olho humano é a obtenção de uma imagem perfeita, pelo menos até os 40 anos de idade*”, quando o ponto focal da imagem captada deve estar situado exatamente ao nível da retina. (OCULAR LASER, 2006) (Fig. 2.4).

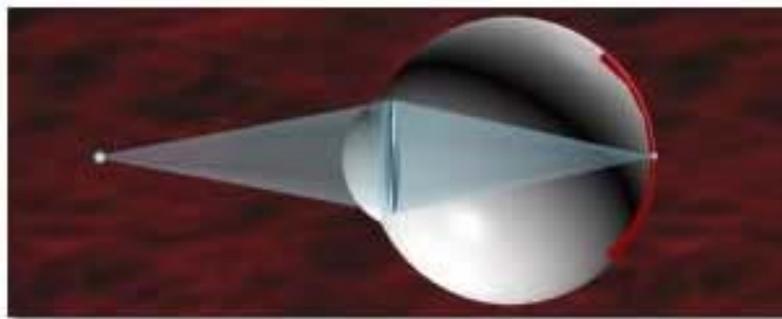


Figura 2.4 Condição de normalidade visual para o olho humano. Observa-se que o ponto focal da imagem captada encontra-se exatamente no nível da retina (OCULAR LASER, 2006).

“Hipermetropia, miopia e astigmatismo são problemas visuais freqüentes que decorrem da alteração do comprimento axial do olho ou curvatura corneana, que podem ser corrigidas empregando excimer laser, um método cirúrgico moderno e eficiente que aplanar na miopia ou curva na hipermetropia, a superfície corneana”. (LIMA, SILVA e ALMEIDA, 2002), (NETO, CAMARGO e CHIES, 2004).

O astigmatismo é um defeito causado pela refração diferencial dos raios de luz. A córnea normal é uma superfície perfeita, como uma esfera. A córnea de um astigmata apresenta diferentes raios de curvatura e, em um lugar de um único ponto focal, existirão dois ou mais. Em decorrência disso, o paciente não consegue focalizar simultaneamente, num mesmo plano, tudo o que vê (Fig. 2.5).



Figura 2.5 Representação do desvio refrativo conhecido como astigmatismo. O astigmata possui dois ou mais pontos focais. O uso de óculos privilegia um destes pontos, mas só a cirurgia elimina o problema. (OCULAR LASER, 2006).

A Miopia é uma condição em que os raios de luz são focalizados antes de atingirem a retina. O míope enxerga bem os objetos próximos e, quando tenta focalizar algo mais afastado, procura forçar a vista na tentativa de reduzir a distância. Por isso, para enxergar um ponto distante, o míope aperta os olhos (Fig. 2.6).

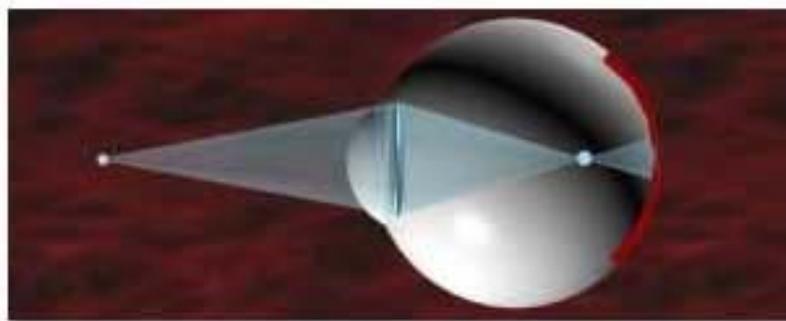


Figura 2.6 Representação do desvio refrativo conhecido como miopia. O míope tende a enxergar melhor do que pessoas normais, para perto. O ponto focal da imagem captada encontra-se antes da retina (OCULAR LASER, 2006).

Hipermetropia é a condição inversa à miopia, quando os raios de luz são focalizados após a retina. A hipermetropia mais comum é a axial, que se caracteriza pelo olho ser menor que o normal (mais curto). O hipermetrópe vê melhor os objetos distantes (Fig. 2.7).

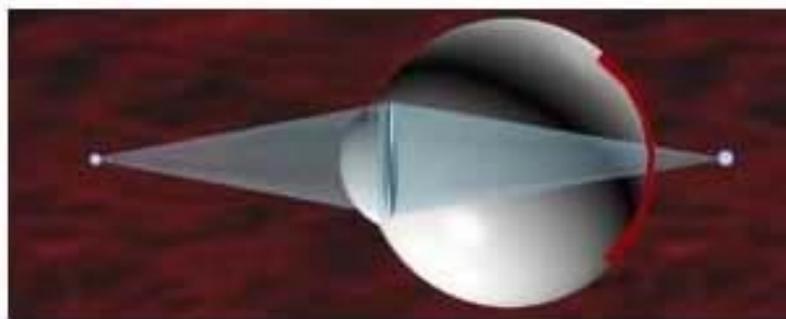


Figura 2.7 Representação do desvio refrativo conhecido como hipermetropia. O portador do desvio enxerga melhor objetos distantes. O ponto geométrico do foco situa-se após a retina. (OCULAR LASER, 2006).

2.6 Cirurgias que Empregam Laser

Desde os anos 40, diferentes tipos de cirurgia têm sido desenvolvidos para corrigir erros de refração. Atualmente, existem vários tipos de cirurgias refrativas, algumas muito utilizadas e outras ainda em fase experimental. Dentre as cirurgias refrativas que apareceram, as mais conhecidas são a ceratotomia radial (Radial Keratectomy), RK, a ceratectomia fotorrefrativa (Photorefractive Keratectomy), PRK e a LASIK (Laser-Assisted in Situ Keratomileusis).

A ceratotomia radial (RK) corrigia a miopia através do aplanamento da córnea, com uma série de cortes (incisões) na parte central dela. Um bisturi com ponta retrátil era utilizado para realização da cirurgia. *“A parte central da córnea, denominada zona óptica, responsável pelo nosso principal tipo de visão mede ao redor de 0,58 mm e em sua periferia mede ao redor de 1,0 mm”*. (SMOLIN e THOFT, 1994). A espessura da córnea era medida e a ponta do corte de diamante era estendida até ficar com o comprimento apropriado. As incisões eram feitas a partir da borda da zona óptica até a borda da córnea; deste modo, a zona óptica central não era tocada. A ceratotomia radial RK era utilizada no tratamento de baixos graus de miopia e astigmatismo, mas foi abandonada pela imprevisibilidade dos resultados.

A ceratectomia fotorrefrativa (PRK) é um procedimento cirúrgico que utiliza um laser extremamente preciso, o excimer (**excited dimer**) laser, para remover tecido corneano, com o objetivo de corrigir erros de refração. O feixe de laser é extremamente preciso e praticamente não causa danos aos tecidos adjacentes. Cada pulso de laser, com potência pré-ajustada, remove uma quantidade muito pequena de tecido corneano, numa profundidade que varia entre 15 e 35 μm . Trata-se de um laser com base no fluoreto de argônio, cuja interação com a matéria biológica é uma radiação na forma de pulsos de muito curta duração, que são quase que instantaneamente absorvidos pelo tecido celular. As ligações moleculares são quebradas e as partículas expelidas da superfície sem causar dano no tecido a sua volta e sem provocar aquecimento significativo. Esse processo é conhecido como fotoablação. Considerando que, na PRK, uma grande parte do epitélio corneano precisa ser removida, pode-se dizer que esse procedimento cirúrgico equivale ao esfolamento do olho ou a uma raspagem corneana. Com este procedimento o cirurgião consegue uma superfície que pode ser mantida seca, reduzindo a reflexão do raio laser (GIROLI, 2005).

A técnica do LASIK é baseada no uso de um delicado instrumento de corte chamado microcerátomo. O cirurgião faz um corte no epitélio, sobre o contorno da íris, semelhante a uma “tampa” ou “lamela”, deixando um dos lados desta “lamela” aderido à córnea. Ele delicadamente levanta esta “lamela” de tecido e então o excimer laser é aplicado, em um processo idêntico ao anteriormente descrito, remodelando a forma da córnea. Concluída a operação, a “lamela” é recolocada de volta ao lugar de origem. Um dos inconvenientes do método relaciona-se com o extremo cuidado que o cirurgião deve dispensar ao reposicionamento da lamela, para que não fiquem dobras, o que exige a repetição da cirurgia pelo método PRK. Outro problema envolvendo cirurgias LASIK é relatado através de estudo comparativo, desenvolvido no Hospital de Olhos do Paraná, cuja continuidade é recomendada pelos autores. Quatro pacientes foram submetidos a cirurgias LASIK num olho e PRK no outro. Todas as cirurgias foram realizadas pelo mesmo cirurgião, utilizando o mesmo aparelho de Excimer Laser. “... *tanto PRK quanto LASIK se mostraram tecnicamente seguros, eficazes e previsíveis para correção de baixa e moderada miopia. Ambos os grupos apresentaram queda da sensibilidade de contraste sob ofuscamento, sendo que na avaliação subjetiva notou-se certa insatisfação no grupo LASIK em relação a dirigir a noite, o que não aconteceu no grupo PRK*”. (BISNETO et alli, 2002). Os vários métodos de cirurgia laser trazem uma preocupação no que se refere à possibilidade de transferência de calor para os tecidos adjacentes.

2.7 A Função do Laser na Cirurgia

O excimer laser é chamado de laser frio por produzir pouco calor. Foi criado em 1970 e era originariamente utilizado em eletrônica para furação de placas de circuitos impressos, preparando-as para receber os componentes nos locais de soldagem. Foi, e ainda é, utilizado em outras áreas como informática e indústria alimentícia. O Excimer Laser começou a ser empregado somente em 1983, para tratamento de córneas em animais

Em 1987 foi sugerida pela primeira vez a fotoablação de tecidos corneano em seres humanos, mediante a prévia remoção da camada epitelial. Nos Estados Unidos a cirurgia laser só foi aprovada pela FDA em 1995. No Brasil, a média anual de pacientes que têm se submetido à cirurgia laser é de 350 mil (*Scientific American* n° 24, 2004).

O equipamento utilizado na clínica onde se desenvolveu a maior parte da pesquisa apresentada nesta tese é da marca LASERSIGHT, modelo LaserScan 2000, com câmera de ressonância empregando os gases Argônio (10%), Flúor (0,19%), Neônio (49,81%) e Hélio (40%) (LIMA, SILVA e ALMEIDA, 2002), o que resulta num comprimento de onda de 193 nm, dentro do espectro do ultravioleta tipo C, (UV-C), numa região onde praticamente não existe radiação térmica. *“A faixa de comprimento de onda englobada pela radiação térmica se localiza aproximadamente entre 100 nm e 100 μ m”* (KREITH e BOHN, 2003).

A potência (fluência energética) deste aparelho pode ser ajustada entre 0,6 e 1,0 mJ, mas face à alta frequência empregada, ele só pode operar em regime pulsado.

O LaserScan 2000 é um equipamento de terceira geração, que utiliza uma tecnologia inovadora chamada *“flying spot”* (VETRUGNO et al, 2001), (TAYLOR et alli, 2000) ou ainda *“small-spot scanning”* que dispara 100 pulsos por segundo sobre a córnea, sempre em pontos diferentes, onde se fizerem necessários e segundo um mapeamento previamente programado, o que dá tempo para que os pontos já atingidos se recuperem termicamente, antes de uma nova aplicação de energia. Durante a cirurgia o paciente é instruído para permanecer olhando diretamente uma pequena luz vermelha, próxima do ponto de emissão laser, para que não ocorra movimento ocular. Mesmo assim, a remoção do tecido corneano fica *“travada”* com os movimentos oculares, por um recurso chamado eyetracking (TAYLOR et alli, 2000). Ainda sobre dispositivos como o eyetracking, a primeira tecnologia associando o laser ao radar, chamada LADAR, foi desenvolvida pela norte-americana NASA e registrada com a marca LADARVison. Foi o primeiro sistema aprovado com eyetracking ativo, que compensa movimentos involuntários do olho. *“Se bem que existam agora outros sistemas de eyetracking, o LADARVision tem o único sistema utilizando a tecnologia radar tracking, um sistema que mede 4.000 vezes por segundo o movimento do olho e é capaz de seguir seus movimentos descuidados, independentemente do quanto rápido ou errático possa ser”* (LASER EYE CENTER, 2006).

A energia irradiada pela fonte laser quebra as ligações intramoleculares atingidas removendo tecido com grande precisão, provocando um efeito de aplanamento. Se usada na área central reduz a miopia (Fig. 2.8). Se usada na periferia reduz a hipermetropia (Fig. 2.9) e quando concentrada em um meridiano, corrige o astigmatismo correspondente (Fig. 2.10).

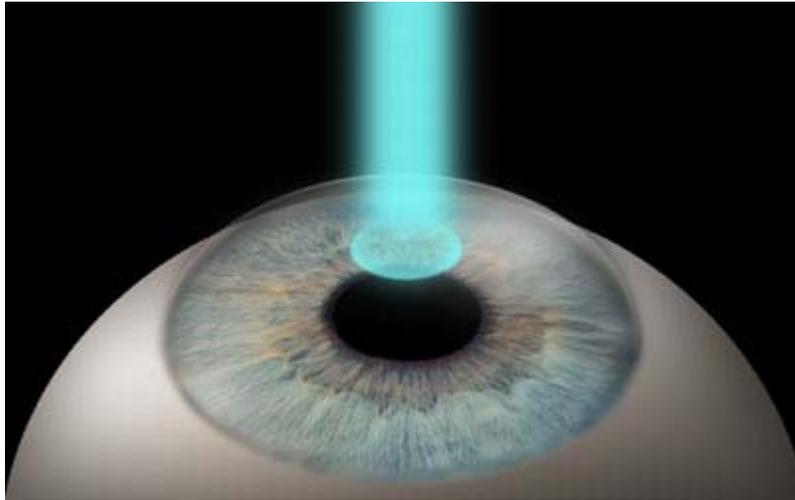


Figura 2.8 Ilustração da aplicação do laser para correção da miopia, sendo usado somente na área central da córnea (MDLink, 2006).

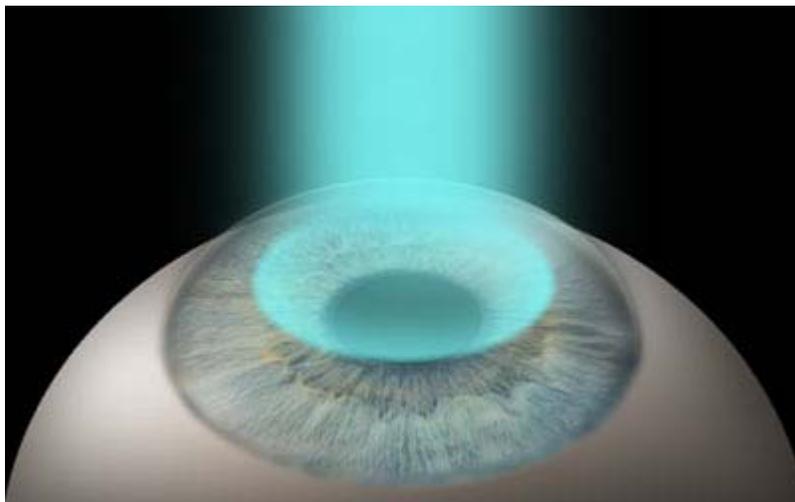


Figura 2.9 Ilustração da aplicação do laser para correção da hipermetropia, sendo usado somente na periferia da córnea (MDLink, 2006).

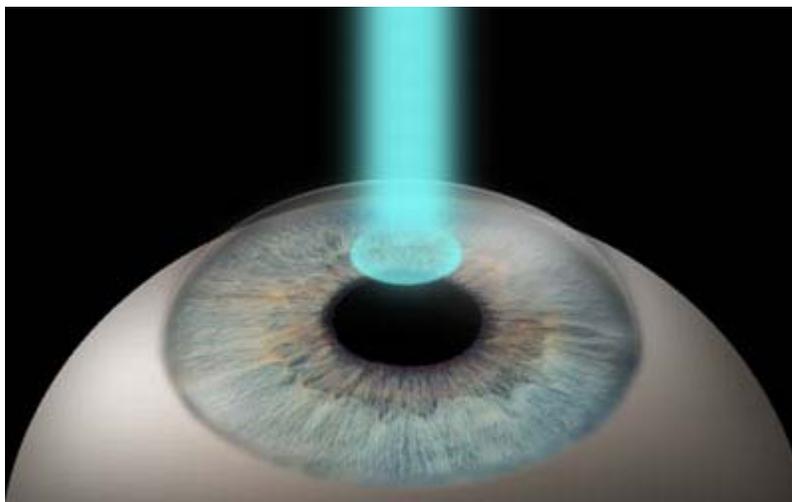


Figura 2.10 Ilustração da aplicação do laser para correção do astigmatismo, sendo usado em determinado meridiano da córnea. Em função da curvatura da córnea, as Figuras 2.6 e 2.8 são muito parecidas (MDLink, 2006).

Existem outros tipos de laser que também são utilizados em oftalmologia, como o Laser de Argônio, que provoca a coagulação dos tecidos e tem aplicação em Rinopatia Diabética, Tromboses Venosas, Glaucoma e doenças degenerativas, e o Yag Laser, que tem ação cortante, para cirurgias de incisão.

2.8 Medição de Temperaturas Sem Contato

A termografia foi o recurso técnico empregado para a medição sem contato, da temperatura na superfície da córnea, ao longo desta pesquisa. A termografia, ou imagem pelo calor, como muitos outros inventos, surgiu para a guerra. Durante a Segunda Guerra Mundial, com o aperfeiçoamento dos filmes infravermelhos, com sensibilidade abaixo do espectro visível, aviões espões de ambos os lados fotografavam os alvos inimigos durante a noite, para uso estratégico no dia seguinte. Ainda durante esta guerra as forças terrestres alemãs empregaram pela primeira vez, em combate, um sensor infravermelho. Terminada a guerra havia disponibilidade de filmes infravermelhos e pessoas interessadas em usá-los para outras finalidades. *“Logo depois do final da II Segunda Guerra Mundial, o célebre cirurgião canadense Dr. Ray Lawson obteve licença para uso de uma câmera fotográfica empregando filmes infravermelhos em experimentos médicos. Os primeiros trabalhos foram realizados na área oncológica e apresentaram resultados animadores. Em 1957, Lawson observou que o câncer de mama ocasionava aumento da temperatura da pele”.* (CHRISTIANSEN e GEROW, 1990). Uma

vez despertado o interesse para o emprego civil dos recursos oferecidos pelas câmeras fotográficas usando filmes sensíveis ao infravermelho, outros dispositivos foram pesquisados e desenvolvidos, tendo surgido assim os termovisores. Tratava-se de aparelhos que operavam pela comparação da cor do filamento de uma lâmpada incandescente com a cor de um alvo, sendo a temperatura lida de uma escala circular que girava solidariamente com o reostato que alimentava a lâmpada.

Se as câmaras fotográficas infravermelhas que sobraram da guerra serviram para que o Doutor Lawson pudesse efetuar os primeiros avanços no estudo do câncer de mama, empregando imagens monocromáticas, mais recentemente, os termógrafos utilizados na guerra contra o Iraque também chegaram ao meio civil, substituindo os ultrapassados termovisores e transformaram-se em excelentes ferramentas, não só para diagnóstico médico (Fig. 2.11), na qual é também conhecida como “termometria cutânea”, mas principalmente, para detecção de pontos quentes e conseqüente prevenção de falhas em sistemas mecânicos e elétricos (Fig.. 2.12).

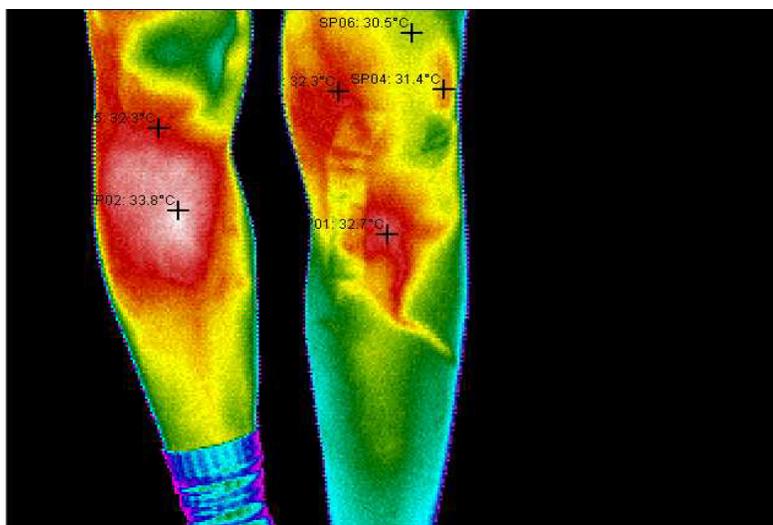


Figura 2.11 Cirurgia restauradora dos ligamentos da perna direita, (ligamentoplastia) apresentando edema pós-cirúrgico. A perna esquerda apresenta edema por prolongado uso de apoio unipodal (VIEIRA et alli, 2003).

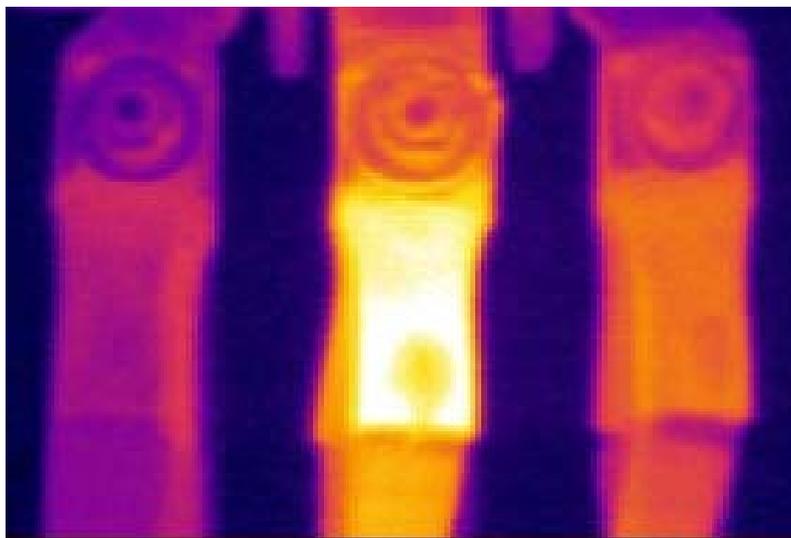


Figura 2.12 Saída de disjuntor tripolar sob carga, em instalação elétrica, apresentando ponto quente, resultado da aplicação errônea de terminais de compressão (CEEE, 2005).

3 FUNDAMENTOS TEÓRICOS DA TERMOGRAFIA

3.1 A Termografia

A termografia é um teste não invasivo e não destrutivo aceito pela ASNT (American Society for Nondestructive Testing) e pela IAEA (Internacional Atomic Energy Agency), dos Estados Unidos. “*É uma técnica de sensoriamento remoto, que se baseia na detecção da radiação térmica emitida por todos os corpos a temperatura não nula*”. (HOLST, 2000).

Embora ainda seja pouco usada no Brasil, em países mais avançados a termografia vem encontrado largo emprego na área médica. A termografia, como um meio auxiliar de diagnóstico, já é aceita pelas agências federais norte-americanas, sendo que a Suprema Corte de New Jersey determinou que a termografia seja considerada um diagnóstico válido e assim as empresas seguradoras devem reembolsar os solicitantes de exame termográfico. Em estados como a Califórnia e Texas a termografia é aceita nas cortes trabalhistas para o diagnóstico de distrofias simpáticas reflexas. Ela é considerada um método seguro de diagnóstico, desde 1987, pelos membros do Conselho Científico da Associação Médica Americana, desde 1988, pelo Congresso de Neurocirurgias e, desde 1990, pela Academia Americana de Medicina Física e de Reabilitação, e também pela Food and Drug Administration (FDA) (ANDRADE, 1999).

Segundo o neurologista norte-americano Hooshmand (1993), “*a termografia aumentou a exatidão de diagnóstico de Distrofia Simpático Reflexa, (DSR) em quatro vezes e muitos pacientes poderiam prevenir a incapacitação funcional se diagnosticados precocemente*”. “*Não há motivos atualmente*”, para um médico consciente e atualizado submeter seu paciente a múltiplas radiações ionizantes de Raio X, ou densiometria óssea, quando pode utilizar um exame não invasivo, indolor e bem tolerado, como a termografia, e que ainda é muito mais sensível. (BENELIYAHU, 1989).

No Brasil, a termografia, ou termometria cutânea, consta do rol de procedimentos da Agência Nacional de Saúde (ANS) e seu código na tabela da Associação Médica Brasileira (AMB) é 39.01.007-4, onde está relacionada desde 1990.

Na engenharia, particularmente nas siderúrgicas e no setor elétrico, a inspeção infravermelha vem sendo usada no Brasil há mais de duas décadas e o número de termógrafos vendidos cresce anualmente. As técnicas de inspeção térmica para fins de manutenção preditiva, contudo, só se desenvolveram de forma mais plena e ganharam confiabilidade nos últimos dez anos, com a chegada dos termógrafos. Mesmo assim, o atraso brasileiro é tão grande em relação aos países desenvolvidos que a Associação Brasileira de Ensaios não Destrutivos, ABENDE, somente agora está elaborando normas e critérios de procedimentos para a realização de ensaios e análises de resultados, voltados à manutenção preditiva.

3.1.1 Transmissão de Calor por Radiação

O termo radiação é geralmente aplicado a todas as espécies de fenômenos envolvendo ondas eletromagnéticas, mas na transmissão de calor são de interesse apenas os fenômenos que resultam da diferença de temperatura e que podem transportar energia através de um meio transparente, ou do espaço. A energia transmitida dessa maneira é chamada calor radiante. O calor radiante é transmitido de um corpo na forma de impulsos, ou quanta de energia, mas como foi visto, “*o movimento da energia no espaço é semelhante à propagação da luz e pode ser descrito pela teoria de ondas*”. (KREIT, 1977).

Quando as ondas de radiação encontram algum objeto sua energia é absorvida próximo à superfície e levada para o interior do objeto por condução. A transmissão de calor por radiação torna-se de importância crescente quando a temperatura de um objeto aumenta, sendo que a quantidade de calor radiante que deixa uma superfície é diretamente dependente da quarta potência da temperatura. Um radiador perfeito, definido como corpo negro emite radiação numa taxa q_r definida por:

$$q_r = \sigma A T^4 \quad (3.7)$$

“*A radiação térmica é definida como a energia radiante emitida por um meio em virtude de sua temperatura. A faixa de comprimento de onda englobada pela radiação térmica se localiza aproximadamente entre 100 nm e 100 μm*”. (KREITH, e BOHN, 2003), mas este limite pode ser mais amplo. “*Esta faixa é definida entre 100 nm e 1 mm*” (BOREMAN e DERNIAK,

1996). Ela é normalmente dividida em ultravioleta, luz visível e infravermelho, como mostra a Figura 3.1.

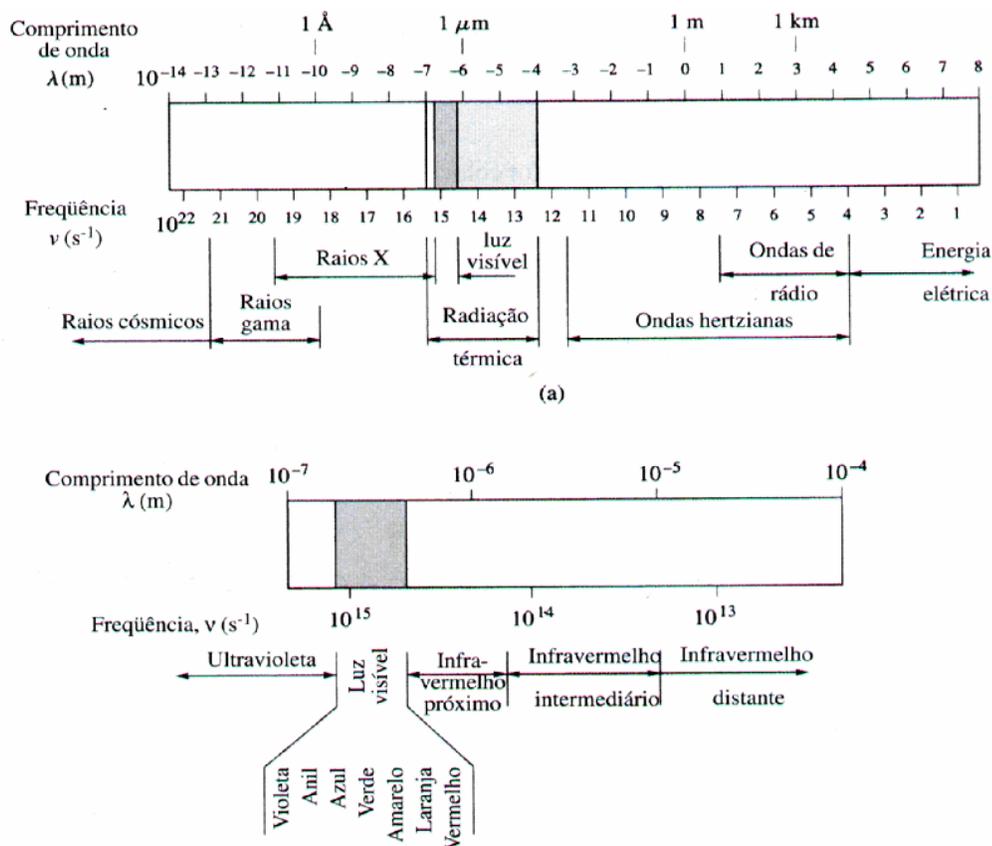


Figura 3.1 Distribuição da banda de radiação térmica (KREITH e BOHN, 2003).

Para que se possa melhor entender os fenômenos relacionados com a radiação térmica é necessário que se defina:

- Radiação monocromática é a quantidade de calor emitido por comprimento de onda unitário. A distribuição espectral da radiação térmica varia com a temperatura e com as características da superfície do corpo emissor.
- Corpo negro é um corpo teoricamente capaz de emitir e absorver, em qualquer temperatura, a máxima quantidade de radiação possível, em todos os comprimentos de onda, de onde decorre o conceito de radiação total.
- Radiação total é a soma das radiações em todos os comprimentos de onda.

3.1.2 O Espectro Eletromagnético

O espectro coberto pela radiação infravermelha é muito amplo, indo das proximidades das microondas até o ultravioleta e para analisar a temperatura ao longo dele são necessários termógrafos com respostas espectrais apropriadas. As Figuras 3.2 e 3.3 permitem uma comparação entre as imagens tomadas por equipamentos de respostas espectrais diferentes, do reflexo sobre uma parede de aço escovado.



Figura 3.2 Imagem de uma parede em aço escovado, no espectro visível. A parede estava fartamente iluminada e esperava-se ver refletida a imagem do operador da câmera fotográfica.



Figura 3.3 Imagem da mesma parede, no espectro do infravermelho, nas mesmas condições da imagem anterior, tomada por termógrafo operando dentro da faixa espectral entre 3,6 e 5 μm .

3.1.3 Regiões Espectrais

Devido à transmitância espectral atmosférica, o projeto de sistemas de imagens eletrônico é dividido em sete regiões espectrais genéricas, iniciando pelo Ultravioleta (*UV*), que, por sua vez, se subdivide em três regiões nos comprimentos de onda de 0,05 até 0,46 μm . A radiação UV está sendo muito enfocada nos dias atuais pelos riscos apresentados à saúde daqueles que ficam expostos a ela. De toda a radiação ultravioleta a mais nociva é a *UV-C*, correspondente à faixa espectral entre 0,05 e 0,2 μm , que normalmente é dispersa pela camada de ozônio. A radiação ultravioleta do tipo *UV-B*, entre 0,2 e 0,32 μm e *UV-A*, entre 0,32 e 0,46 μm são menos nocivas e normalmente absorvidas na formação do ozônio.

A radiação UV-B tem pouca penetração na pele humana e é a responsável pela ardência e cor vermelha, nos veranistas de primeiro dia. Já a radiação UV-A possui maior capacidade de penetração na pele humana, podendo causar câncer. Esta radiação também é chamada de radiação de inverno, por estar sempre presente.

A região que abrange a faixa do espectro visível, para os seres humanos, nos comprimentos de onda entre 0,4 até 0,7 μm , é usada pela televisão e câmeras de imagem eletrônica em geral.

Para efeitos práticos divide-se a região do infravermelho, mais utilizada, em quatro bandas e adota-se como primeira banda a região que vai de 1,1 até 2,5 μm . A segunda banda vai de 2,5 até 7,0 μm . A terceira banda vai de 7 até 15 μm . A quarta banda ocupa a região que vai de 15 até 100 μm , mas os comprimentos de ondas que compreendem o infravermelho se estendem por aquém dos 1,1 μm e vão muito além dos 100 μm . Outros autores definem esta faixa como sendo entre 0,1 μm 1,0 mm (DUFFIE et alli, 1980) e (BOREMAN e DERENIAK, 1996).

Como a resposta espectral, específica, para determinado sistema, depende de seu projeto, um sistema poderia ter uma resposta espectral na região do infravermelho médio, situada entre 2,5 e 7,0 μm , o que inclui bandas de absorção do gás carbônico e do vapor d'água. O primeiro equipamento utilizado no presente trabalho possuía uma resposta espectral entre 3,6 e 5 μm . Ocorre que as bandas de absorção do dióxido de carbono atmosférico e vapor d'água atenuam completamente todas as informações do objetivo em 3,9 e 4,2 μm , logo, este tipo de equipamento só pode ser usado para medições no interior de fornos onde o produto da combustão resulte em gás carbônico e vapor d'água, se equipado com filtros especiais.

3.1.4 A Radiação Infravermelha na Atmosfera

A transmissão da radiação infravermelha, (radiação solar) através da atmosfera é afetada pelas características de absorção dos muitos constituintes desta atmosfera. A atmosfera é composta basicamente de gases, mas contém líquidos e partículas sólidas, os quais atenuam e dispersam a radiação em várias direções.

Sabe-se que ao redor de 78% do ar que respiramos é nitrogênio, 20% é oxigênio e o restante consiste de hélio, argônio, dióxido de carbono, hidrogênio, metano, neônio, criptônio, ozônio e outros. Desprezando-se outros vapores, o vapor de água é, provavelmente, o mais importante atenuador da radiação infravermelha na atmosfera. As maiores bandas de absorção do vapor de água ocorrem nos intervalos entre 0,7 e 0,8 μm , 5,5 e 7,5 μm , e ainda, em menores proporções, em 1,38 μm , 1,87 μm , 2,7 μm , 3,3 μm , 6,3 μm e 11,9 μm . Outros grandes contribuintes para a atenuação da energia infravermelha transmitida através da atmosfera são o dióxido de carbono e o ozônio. O dióxido de carbono absorve mais intensamente em 2,0 μm , 2,7 μm , 4,3 μm , 9,4 μm , 12,6 μm , 14 μm e 15,0 μm , mas absorve também nos intervalos entre 2,7 e 2,9 μm e entre 4,1 e 4,2 μm . O ozônio absorve energia no intervalo entre 5 e 9,5 μm e em 9,8

μm , além de participar ativamente na chamada barreira de ozônio, que protege os seres vivos da maior parte das radiações ultravioleta (HOLST, 2000).

Resta destacar que aqueles intervalos, entre as bandas de absorção, são chamados janelas, onde se procura trabalhar com os radiômetros, sendo que as três mais importantes janelas estão nos intervalos entre 0,7 e 2,5 μm , entre 3,5 e 4 μm e entre 7 e 14 μm .

3.1.5 Distribuição Espectral do Infravermelho

Nem todos os autores concordam com os limites da distribuição espectral da radiação térmica, mas a Tabela 3.1, apresentada na página seguinte, é a que mais se encontra na literatura especializada (HOLST, 2000).

Tabela 3.1 Definição dos limites das regiões espectrais.

Banda espectral.	Comprimento de onda em μm
Violeta no vácuo (UV-C).	Entre 0,05 e 0,20
Violeta de onda curta (UV-B).	Entre 0,20 e 0,29
Violeta de onda média (UV-B).	Entre 0,29 e 0,32
Violeta de onda longa (UV-A).	Entre 0,32 e 0,40
Violeta (visível).	Entre 0,40 e 0,46
Azul.	Entre 0,46 e 0,49
Verde.	Entre 0,49 e 0,55
Amarelo.	Entre 0,55 e 0,58
Laranja.	Entre 0,58 e 0,60
Vermelho.	Entre 0,60 e 0,70
Infravermelho próximo (NIR).	Entre 0,70 e 1,10
Infravermelho de ondas curtas (SWIR).	Entre 1,10 e 2,50
Infravermelho de ondas médias (MWIR).	Entre 2,50 e 7,00
Infravermelho de ondas longas (LWIR).	Entre 7,00 e 15,00
Infravermelho de ondas muito longas (VLWIR).	Entre 15,00 e 100

4 APLICAÇÕES DA TERMOGRAFIA

O crescimento do uso de imagens térmicas nos últimos 55 anos, desde suas primeiras aplicações, na forma de fotografias empregando filmes infravermelhos, por ambos os lados em conflito, durante a Segunda Guerra Mundial, até o uso dos modernos termógrafos, se ampliou extraordinariamente. Ao final daquela guerra, as imagens térmicas passaram a ter uso civil, beneficiando a humanidade. Já transcorreram 49 anos desde que o médico canadense Dr. Ray Lawson publicou suas primeiras conclusões sobre o uso de fotografias, utilizando filmes infravermelhos, cedidos pelo exército britânico, para exames de mama, na busca de tumores cancerosos. Os equipamentos evoluíram e as aplicações se multiplicaram a ponto de ser praticamente impossível nomear em um texto as áreas beneficiadas pela tecnologia.

4.1 A Termografia na Agronomia

O termograma abaixo mostra a distribuição da radiação solar sobre a América do Sul, em 26/09/03. Note-se a grande extensão da área de nebulosidade sobre o extremo sul do Brasil, aonde o sol não chega até a superfície do solo, não produzindo calor (Fig. 4.1).

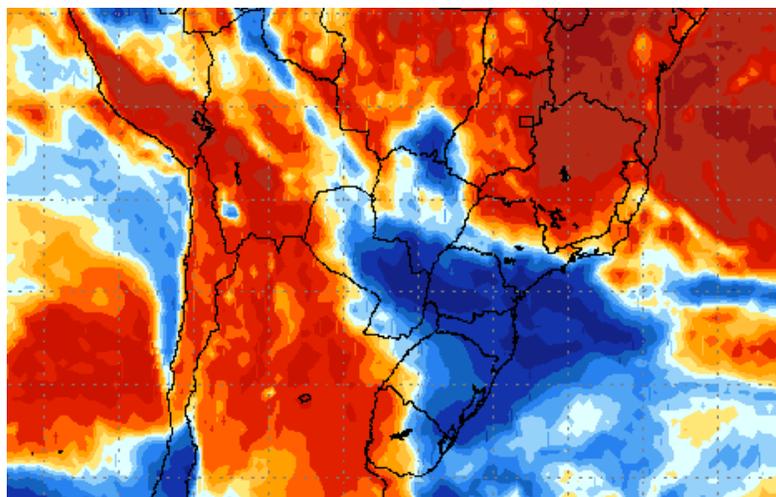


Figura 4.1 Imagem fornecida pelo satélite GOES. As áreas em amarelo e tons de vermelho indicam grande incidência de radiação solar, enquanto áreas em azul indicam nebulosidade ou chuvas (CPTEC).

Os reservatórios de água e terrenos alagadiços podem ser identificados facilmente, em função da elevada emissividade da água. A saúde das plantas pode ser avaliada com o emprego de termografia, partindo-se do princípio de que plantas saudáveis absorvem mais radiação térmica (Fig. 4.2).

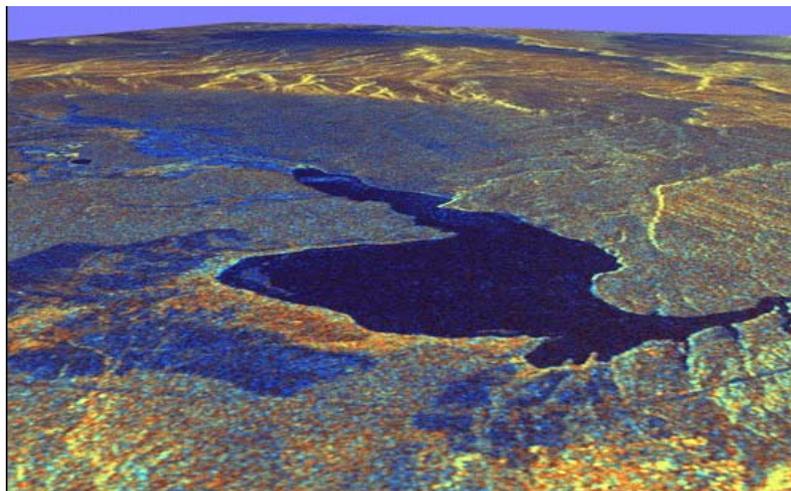


Figura 4.2 Termograma obtido por satélite americano de um reservatório de água em local não revelado. A interpretação de imagens deste tipo também pode auxiliar na localização de pragas e estimativa de colheitas (CPTEC).

4.2 Manutenção Preditiva

Talvez a mais importante e ampla aplicação da termografia, em engenharia, seja aquela que se relaciona com a manutenção preditiva. Manutenção preditiva é aquela executada com base em avaliações suficientes para indicar a necessidade de intervenções, mediante diagnóstico do estado dos equipamentos, sistemas ou componentes avaliados. As avaliações destes estados se dão através de inspeções, medições e acompanhamentos buscando identificar problemas na fase embrionária, antes de sua plena manifestação ou colapso do equipamento. Elas indicam quais medidas devem ser tomadas para que os equipamentos, sistemas ou componentes retornem ao perfeito estado de funcionamento, sem comprometimento de instalações ou processo. A Figura 4.3 mostra uma das aplicações mais comuns em sistemas elétricos.

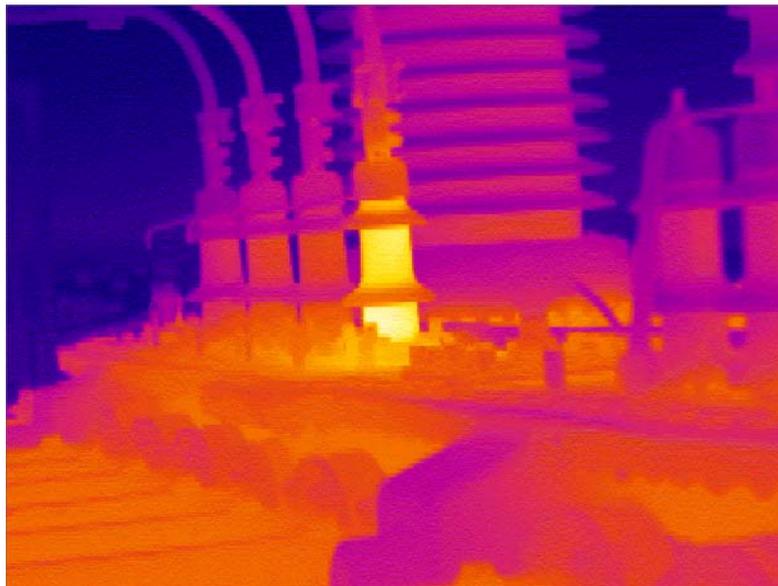


Figura 4.3 Ponto quente em bucha de baixa tensão, em transformador de força. Problemas incipientes podem ser localizados facilmente evitando riscos de perda de equipamentos ou colapso no sistema (CEEE).

4.3 Pesquisa Médica

Por semelhança citológica com os seres humanos, cães e gatos são estudados quando apresentam tumores de mama. A Figura 4.4 apresenta um caso grave de tumor de mama em cadela de raça indeterminada. (TELLÓ et alli, 2004).

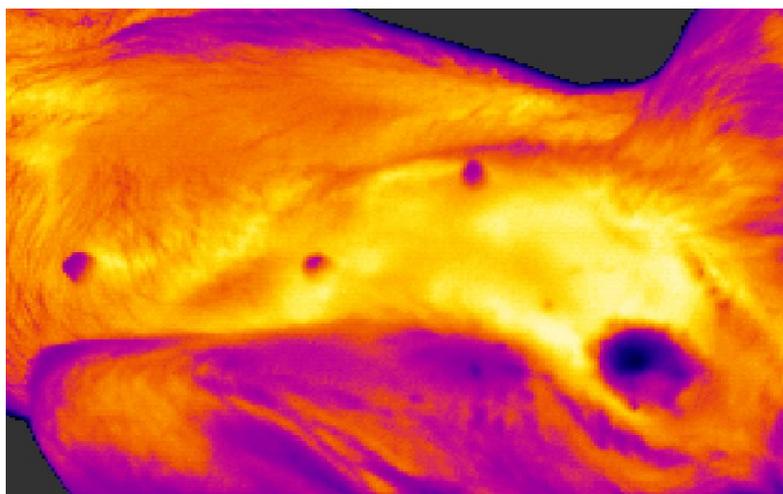


Figura 4.4 Tumor mamário com metástases em cão de raça indeterminada. Os locais de aparência mais clara indicam a presença do tumor (TELLÓ et alli, 2004).

4.4 Uso Médico

Talvez a mais nobre das aplicações da termografia seja aquela relacionada ao uso médico, por ser um exame rápido, não invasivo e barato. Toda uma apresentação de casos coletados em atividades paralelas, durante as pesquisas para elaboração da presente tese, em várias áreas da especialização médica estará presente no Caderno Técnico, que está sendo escrito com esta finalidade.

4.4.1 Teste de Desempenho Físico

A avaliação do desempenho físico de atletas durante exercícios também está contemplado pela termografia, que permite a identificação de músculos ou grupos de músculos sujeitos a esforços, tendo como resposta manifestações térmicas, conforme é mostrado na Figura 4.5.

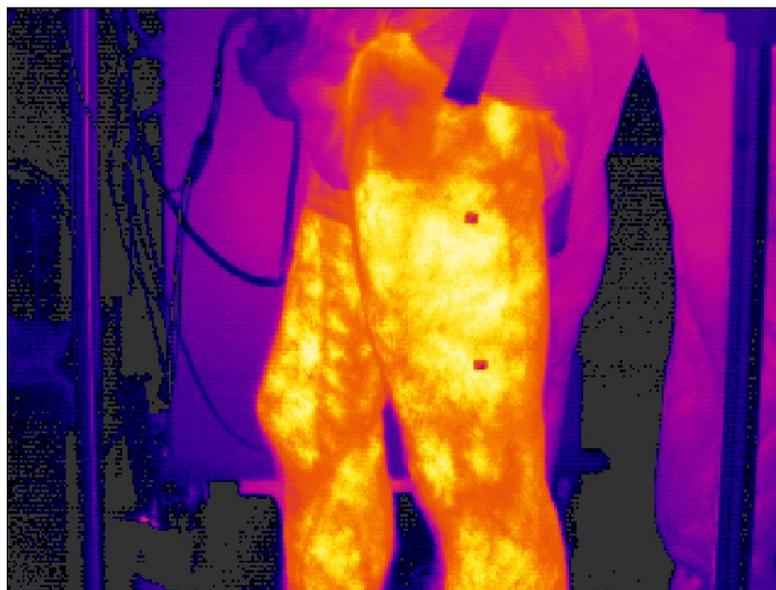


Figura 4.5 Avaliação de maratonista após exercício em esteira. Observa-se que, logo após a conclusão do exercício, o sangue dentro das veias está com temperatura mais baixa do que a dos músculos (VIEIRA, 2006).

4.5. Uso Militar.

A termografia nasceu para a guerra e é onde está tendo seu maior desempenho. Ela é usada para localização de combatentes, alvos móveis, como veículos terrestres e aeronaves e

também para guiar mísseis aos seus alvos. A Figura 4.6 mostra uma aeronave em processo de decolagem noturna.



Figura 4.6 Localização noturna de aeronaves. No termograma, um avião militar decolando, sendo possível observar o aquecimento, por atrito, dos pneus contra o solo (VERATTI, VERATTI e PUGNO, 1997).

4.5.1 Aviões Invisíveis.

Um projeto que consumiu muitos anos de estudos e muitos milhões de dólares para pesquisa e desenvolvimento de protótipos foi o que originou o avião militar Stealth, classificado como bombardeiro invisível de longo alcance. Sua estréia não correspondeu às expectativas, sendo facilmente observado por termógrafos, (Fig. 4.7).

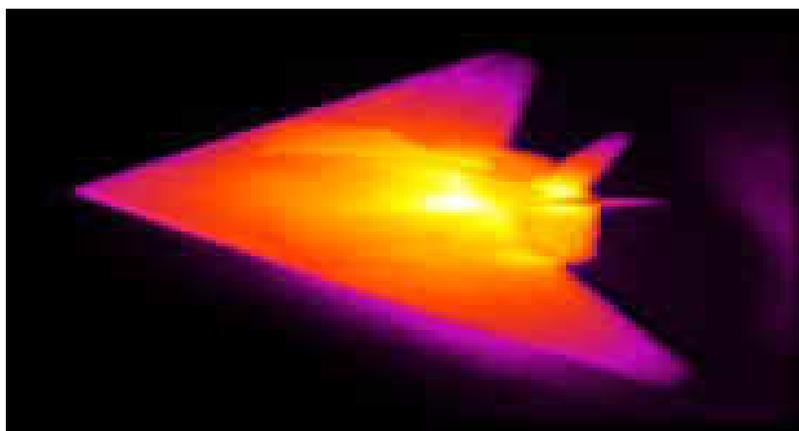


Figura 4.7 Imagem termal de avião. Ele deveria ser invisível, mas pode ser identificado, facilmente, através de termografia (VERATTI, VERATTI e PUGNO, 1997).

Um dos problemas relacionados com a guerra, que mais tem preocupado nos últimos tempos, é aquele relacionado com o uso de minas terrestres, onde a termografia tem um emprego muito promissor. Os vários conflitos armados, ocorridos e ainda ocorrendo no mundo, deixaram e continuam deixando vestígios desastrosos para pessoas, particularmente civis que nada tem a ver com as guerras. Com base na diferença entre as emissividades é possível localizar minas colocadas ao nível do solo.

4.6. Meteorologia.

É muito difícil determinar em qual área de sua imensa gama de aplicações, onde a termografia é mais útil, mas se pode afirmar, com certeza, que a meteorologia é uma das ciências que faz um dos empregos mais imediatos e úteis da tecnologia.

4.6.1 Previsão do Tempo

“A Meteorologia é a ciência que estuda o Tempo e o Clima. Seu objetivo é o entendimento dos processos físicos e químicos que determinam o estado da atmosfera nas mais variadas escalas espaciais e temporais, abrangendo desde a turbulência local até a circulação atmosférica e oceânica globais. O progresso no conhecimento desta ciência é de vital importância para o desenvolvimento do País, em especial nos setores agrícola, energético, dos transportes e da conservação do meio ambiente”. (INPE, 2004).

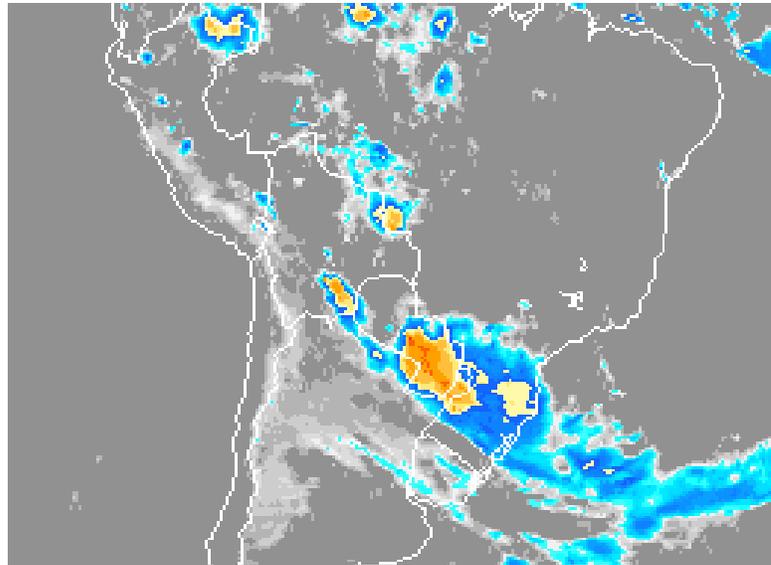


Figura 4.8 Composição do infravermelho positivo com visível, dia 02/04/2005. Uma frente de chuvas localizada no norte da Argentina é vista ingressando no estado do Rio Grande do Sul (CEPAGRI).

A termografia tem hoje destacado papel em monitoramento e previsão do tempo, via satélite, especialmente nas identificações de certos fenômenos climáticos, como, por exemplo, El Niño e La Niña, dois eventos de características térmicas bem definidas.

5 PROPRIEDADES ELETROMAGNÉTICAS DA CÓRNEA

A radiação ultravioleta cobre a faixa espectral que vai de 50 até 400 nm, dividindo-se em UV-C (de 50 até 200 nm), UV-B (de 200 até 320 nm) e UV-A (de 320 até 400 nm), e ainda, que a capacidade de penetração da radiação UV é diretamente proporcional ao comprimento de onda. *“Os raios UV-A penetram profundamente na pele, sendo os principais responsáveis pelo fotoenvelhecimento e os raios UV-B penetram superficialmente na pele e são os causadores das queimaduras solares”*. (LIMA, 2004). *“Enquanto que a maior parte das radiações do tipo UV-A e UV-B são absorvidas na formação da camada de ozônio, a radiação do tipo UV-C é dispersa por essa mesma camada de ozônio”*. (TOBA, 2003).

Informações obtidas sobre as fontes Excimer Laser indicam uma profundidade de fotoablação (quebra das ligações covalentes dentro das moléculas que formam a córnea) entre 15 e 35 μm . Então, pode-se dizer que o tecido onde a radiação penetra é literalmente volatilizado. Informações técnicas sobre o equipamento afirmam que a fluência energética da fonte laser é baixa, entre 0,6 e 1 mJ, e o comprimento de onda empregado mede 193 nm, o que situa a radiação próxima do limite inferior do espectro UV-C, uma região onde já existe pouca radiação térmica.

Embora não faça parte do escopo da presente tese, com os dados disponíveis, decidiu-se investigar a profundidade de penetração desta radiação nos tecidos da *córnea*.

Em trabalho similar (ÖZEN et alli, 2003), foi investigada a profundidade de penetração, na pele, de radiações eletromagnéticas nas frequências entre 1 e 30 GHz. Os autores apresentaram uma tabela com os parâmetros encontrados, de onde foram retirados os valores de interesse para o presente trabalho (Tabela 5.1).

Tabela 5.1 Profundidade de Penetração da radiação ultravioleta (ÖZEN et alli, 2003). Os valores de condutividade elétrica apresentados nesta tabela foram calculados segundo a Equação 5.1.

ν (GHz)	Condutividade σ_ν (S/m)	Penetração δ_ν (mm)
1	1,326	27,445
1,8	1,515	23,065
2,45	1,77	19,54
6	4,47	7,633
10	9,199	3,547
18	19,728	1,483
30	30,93	0,802

No trabalho referenciado, os autores fizeram uso da Equação (5.1), uma função polinomial ajustada para o cálculo da condutividade elétrica da córnea para frequências até 30 GHz, que na ausência de ferramenta mais adequada, foi também usada no presente trabalho.

$$\sigma_\nu = 5,858 \times 10^{-5} \nu^4 - 0,005011 \nu^3 + 0,1342 \nu^2 - 0,1103 \nu + 1,308 \quad (5.1)$$

Para o cálculo da profundidade de penetração da radiação eletromagnética, no comprimento de onda 193 nm, foi empregada a Equação (5.2) (MACEDO, 1988).

$$\delta_\nu = \frac{1}{\sqrt{\pi \nu \mu_0 \sigma_\nu}}, \quad (5.2)$$

Nos cálculos efetuados para a profundidade de penetração da radiação ultravioleta no tecido da córnea, encontrou-se o valor $2,18 \times 10^{-11}$ mm, valor este onde toda a fluência energética da fonte laser já teria se dissipado, caso não ocorresse fotoablação. Tal valor, embora coerente com os valores apresentados pelos fabricantes de fontes laser, não é considerado confiável porque se desconhece a validade das equações empregadas para frequências tão elevadas, ficando o assunto a merecer um estudo mais elaborado.

6 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho foi desenvolvido em duas etapas, sendo uma experimental preparatória e uma de coleta de imagens. Na primeira etapa foram desenvolvidos estudos preliminares para o projeto, montagem e teste dos acessórios necessários para pesquisa. Estes acessórios auxiliaram nas medições feitas em olhos de suínos *ex vivo*, no sentido de determinar a emissividade da superfície da córnea usando termômetros de contato, forno corpo negro e termografia.

Conhecidos os valores de emissividade da córnea, com e sem a camada epitelial, teve início a segunda etapa do trabalho, que consistiu na coleta dinâmica de imagens, para posterior medição da temperatura superficial da córnea. Estas coletas de imagens foram feitas durante a realização das cirurgias laser, contando com o consentimento dos pacientes.

Foram efetuadas, inicialmente, medições, já com a participação de pacientes voluntários, para a elaboração de um protocolo para a análise das imagens infravermelhas, que seriam coletadas durante a realização de cirurgias laser. Estabelecido o protocolo, teve início o monitoramento da temperatura, através da gravação dinâmica de imagens, para posterior mapeamento dos campos de temperatura de procedimentos cirúrgicos para correção de hipermetropia e miopia.

Da análise das imagens gravadas, concluiu-se ser a termografia uma técnica eficaz para a medição dos campos de temperatura no olho humano, durante a realização de cirurgias empregando fontes laser e, ainda, que a temperatura final da superfície do globo ocular é baixa, não chegando aos 39 °C em qualquer dos casos monitorados. Nestas cirurgias, foi empregada uma metodologia, desenvolvida pelo cirurgião, para controle da temperatura, que consistiu no uso de colírio anestésico refrigerado, na fase pré-operatória e após a aplicação do laser, seguido da instalação de lente gelatinosa, também refrigerada e aplicação de mais colírio anestésico refrigerado.

Quando se pesquisa parâmetros para tecidos humanos, surgem entraves dos mais variados tipos, sendo necessária uma busca por alternativas. No caso das córneas, não foi diferente. Em pesquisas deste tipo, quando existe a necessidade de aplicar técnicas mais invasivas e severas, é comum lançar-se mão de olhos dos animais disponíveis. “*Não só sob o ponto de vista do equipamento, mas também ético e social, aparecem dificuldades na obtenção de material humano para trabalho in vitro, por isso se recorre normalmente ao tecido animal*”. (BOLORINO, 2001). Os valores de emissividade que se buscava conhecer foram obtidos em medição, por similaridade, utilizando-se olhos de suínos (*ex vivo*) adultos, saudáveis e aprovados para abate. (VOORHIES, 2003).

Para uma perfeita simulação das condições reais do campo cirúrgico, em seres humanos, as medições, que permitiram determinar os valores de emissividade, foram precedidas da recomposição do filme lacrimal. Durante as medições, foram preservadas as condições de hidratação das córneas, com o uso do mesmo colírio utilizado para anestesia dos pacientes. Por questões de higiene e segurança não foi possível a aplicação de laser para medições de temperatura em globos oculares de suínos, nesta fase do trabalho.

6.1 Método para Determinação da Emissividade da Córnea

Os parâmetros mais importantes, para esta pesquisa, foram os que definem os valores de emissividade para a córnea, dentro da faixa de trabalho do termógrafo utilizado, entre 3 e 14 μm . No final do capítulo, item 6.4, pode ser consultado um fluxograma que mostra a rotina para determinação destes valores de emissividade. Na fase preliminar desta pesquisa, quanto aos referidos valores, foram utilizados olhos de suínos saudáveis, *ex vivo*, por similaridade exceto pelo número de músculos para movimentação, que nos suínos são em número de quatro, enquanto nos seres humanos são em número de seis (Fig. 6.1).

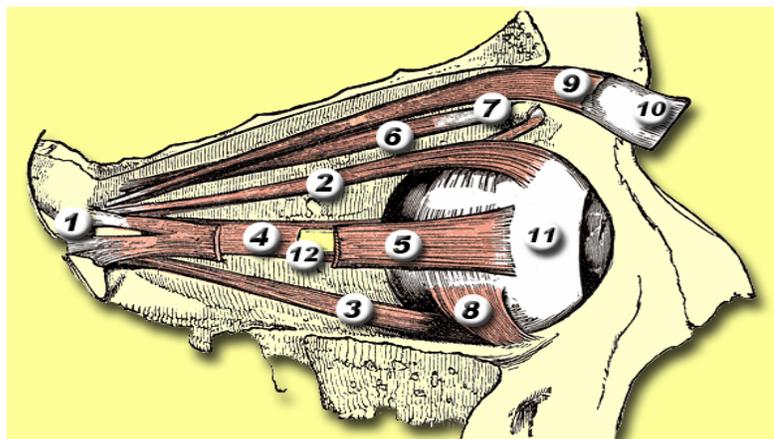


Figura 6.1 Ilustração do olho humano com os seis músculos destinados à movimentação ocular (WIKIPEDIA).

O frigorífico e abatedouro que se propôs a fornecer os olhos de suínos para pesquisa só efetuava abates um dia por semana, sempre a partir das 11 horas. Pretendia-se efetuar a medição da emissividade da córnea de olhos de suínos, mantendo a integridade do globo ocular, mas as normas rígidas de higiene adotadas por setores estaduais de fiscalização exigem a utilização de mesas em aço inoxidável para uso em abatedouros. Sobre estas mesas eram depositados os olhos enucleados para recolhimento. As partes assim depositadas sofriam rápida perda de calor e o tempo transcorrido, desde a hora do abate até o início do reaquecimento, no forno, ultrapassava duas horas e meia. O tempo restante disponível para a tarefa, menos de cinco horas e meia, não era suficiente para a recuperação do calor perdido até a temperatura desejada. A alternativa adotada foi no sentido de remoção da córnea, efetuando-se as medições, em condições especiais, somente sobre estas partes, sendo descartando o restante do globo ocular. Para viabilizar o processo, foi feito um modelo dimensionalmente similar ao globo ocular humano, em massa epóxi, que depois de pronto foi pintado com tinta preta fosca e teve sua emissividade medida e o valor encontrado foi 0,88. A peça assim obtida foi guardada permanentemente dentro do forno corpo negro, mantido ligado durante as três semanas de duração do experimento. A temperatura era regulada para 32 °C, no tempo de espera e, gradativamente, aumentada até 37 °C, em intervalos de 0,2 °C, durante as medições de emissividade. A temperatura era ajustada para retornar aos 32 °C, na condição de espera, depois de efetuadas as medições sobre cada uma das amostras.

O valor da emissividade das córneas de suínos utilizadas foi determinado por um método que se decidiu chamar de método das temperaturas idênticas. Ele pode ser assim descrito: com a

temperatura do forno ajustada para o valor desejado, tendo em seu interior a córnea da qual se desejava conhecer a emissividade, variou-se no termógrafo o valor da emissividade. Quando a temperatura lida no termógrafo igualou-se à temperatura medida por contato, na superfície da córnea colocada dentro do forno, o valor de emissividade, que permitiu tal leitura, foi considerado como sendo o valor da emissividade buscada. Convém destacar que a temperatura lida no termógrafo é a dita temperatura aparente, porque é função da emissividade do alvo. A temperatura aparente, lida por um termógrafo, será igual à temperatura real do alvo somente se a emissividade deste alvo for conhecida e estiver corretamente ajustada.

Para uma perfeita simulação das condições reais de campo cirúrgico em olhos humanos, foi necessário preservar as condições de hidratação das córneas durante o tempo necessário as medições, utilizando-se, para isso, o mesmo colírio empregado nas cirurgias, porém, na mesma temperatura em que se encontrava a córnea, dentro do forno.

Foram realizadas trinta medições sobre um total de oito olhos retirados de animais sadios, aprovados por inspeção sanitária para abate. Destes olhos, cinco córneas foram medidas mantendo a integridade e três foram medidas com a antecipada remoção do epitélio. O alvo, modelo da Figura 6.2, tendo já sobre sua face frontal uma córnea estendida, ficava dentro do forno corpo negro, protegido por uma janela infravermelha, confeccionada em cloreto de sódio, para prevenir trocas térmicas com o meio externo por convecção.



Figura 6.2. Modelo físico para o olho humano. Os fios brancos levavam o sinal do sensor NTC para um multíteste quando este se encontrava dentro do forno, com a porta fechada (foto do autor).

A emissividade do corpo de prova, determinada por medição, foi 0,88. Era alto o suficiente para facilitar as trocas térmicas entre o forno e ele, mas baixa o suficiente para não interferir na medição da emissividade da córnea, quanto à extensão de sua fronteira. O colírio utilizado para a manutenção das já mencionadas condições de hidratação da córnea durante sua estada dentro do forno era guardado dentro deste mesmo forno, para que se mantivesse na mesma temperatura da córnea (Fig. 6.3).



Figura 6.3 Posicionamento do modelo físico para medições. O frasco de colírio, para umidificação das córneas, também era guardado dentro do forno para manter modelo e colírio na mesma temperatura (foto do autor).

Todas as medições efetuadas com o emprego do forno corpo negro foram feitas através de janela infravermelha, cuja transmissividade foi testada. Mediu-se a temperatura de um alvo dentro do forno, através dessa janela e, novamente, medindo a temperatura deste mesmo alvo, agora com a janela aberta. Não ocorreu diferença mensurável entre as duas medições. A Figura 6.4 mostra o aparato para medição da emissividade de uma córnea e a Figura 6.5 mostra, em detalhes, o alvo devidamente posicionado dentro do forno, visto pela lente do termógrafo, através da janela, aguardando o momento para início das medições.



Figura 6.4 Aparato para medições e cálculo de emissividade. O termógrafo focalizava o alvo através da janela infravermelha identificada pela seta, de uma distância de 40 centímetros (foto do autor).

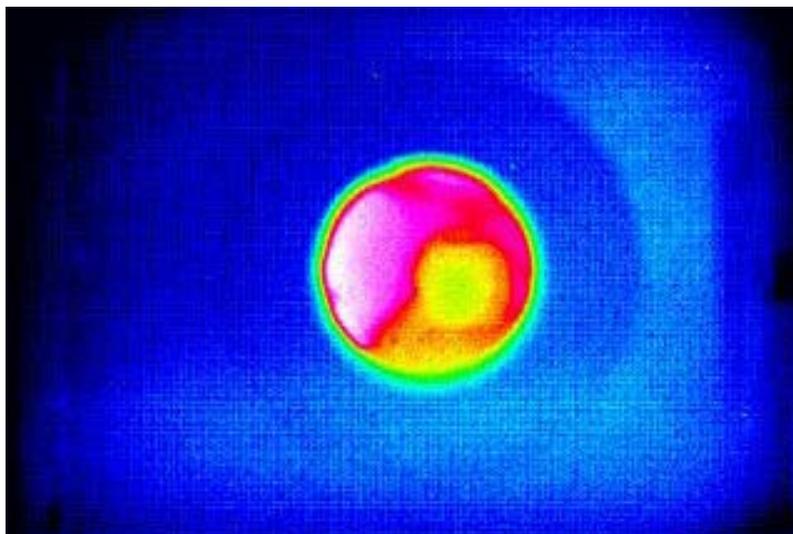


Figura 6.5 Uma córnea dentro do forno. Em verde claro, está estendida sobre o modelo em amarelo em massa epóxi. A imagem foi colhida através da janela infravermelha (foto do autor).

Ainda sobre as figuras, na tela do computador (Fig. 6.4), pode-se observar o alvo, como era visto pela lente do termógrafo e, na Figura 6.5, uma imagem de uma córnea estendida sobre o modelo, em massa epóxi, vista através da janela infravermelha, dentro do forno, na forma de uma superfície verde clara circundada de amarelo. As medições só podiam ser iniciadas quando a

temperatura era igual para a córnea e o substrato. Essas temperaturas eram medidas considerando as respectivas emissividades.

Em cirurgias envolvendo o olho direito de pacientes, o campo cirúrgico ficava fora do ângulo visual da lente do termógrafo. Foi necessária a utilização de um espelho plano para refletir a imagem deste olho para a lente do termógrafo. A solução adotada foi a construção de um espelho plano, aproveitando o disco rígido de um drive winchester desativado. O núcleo com os rolamentos foi preservado de modo a permitir o giro do espelho sempre que tocado acidentalmente pelo cirurgião, evitando assim o uso da superfície refletiva embaçada (Fig. 6.6).



Figura 6.6 Sistema para fixação do espelho plano, empregado para refletir a imagem do olho direito de paciente de cirurgia (foto do autor).

A refletividade do espelho foi obtida medindo-se simultaneamente, com o emprego de um termógrafo, a temperatura de um corpo de prova e a temperatura de sua imagem refletida pelo espelho (Fig.6.7). Dentro da faixa espectral de operação do termógrafo e de sua resolução, as medições foram idênticas.

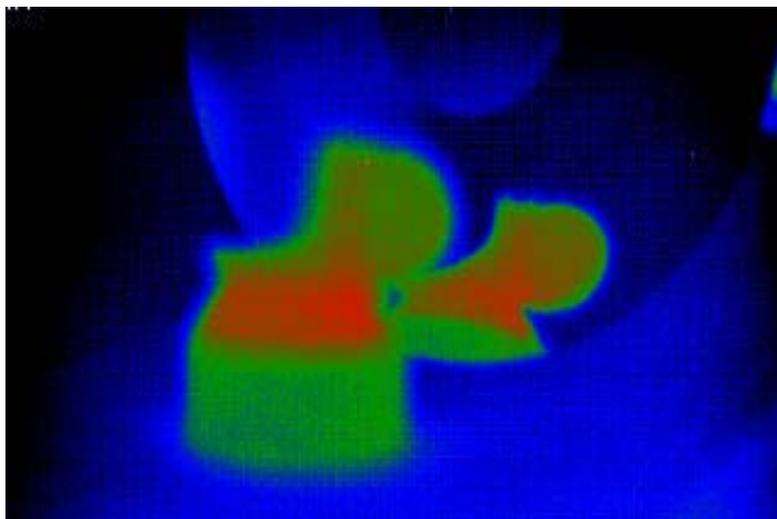


Figura 6.7 Termograma do alvo aquecido e seu reflexo na superfície do espelho plano. Desta forma foi medida a refletividade do espelho (termograma do autor).

O espelho plano foi aplicado com desempenho satisfatório para filmagens em sala de cirurgia e as medições efetuadas sobre as imagens obtidas, de forma direta e indiretamente, através do espelho, forneceram medidas de temperatura coerentes.

A Figura 6.8 apresenta imagem do olho de um paciente submetido à cirurgia no olho esquerdo, filmada diretamente. A Figura 6.9 apresenta a imagem do olho de uma paciente submetida à cirurgia laser, filmada com o uso do espelho plano.



Figura 6.8 Imagem termográfica de um olho esquerdo. Paciente ao final de cirurgia laser. A região escura, no centro do olho, no qual já se encontra a lente de contato gelatinosa, indica baixa temperatura (termograma do autor).

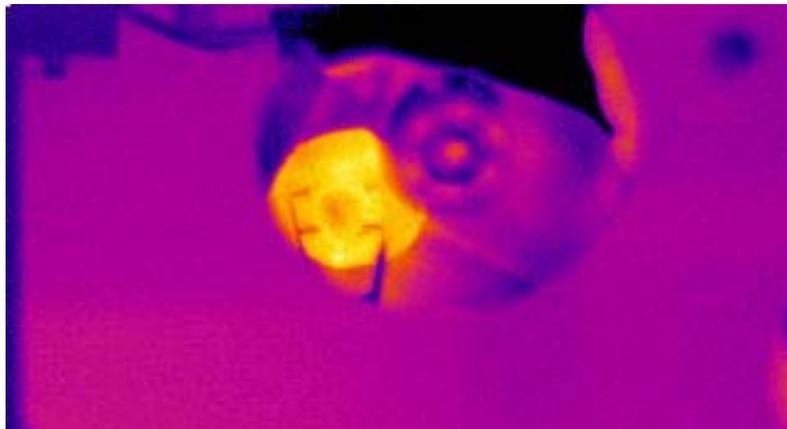
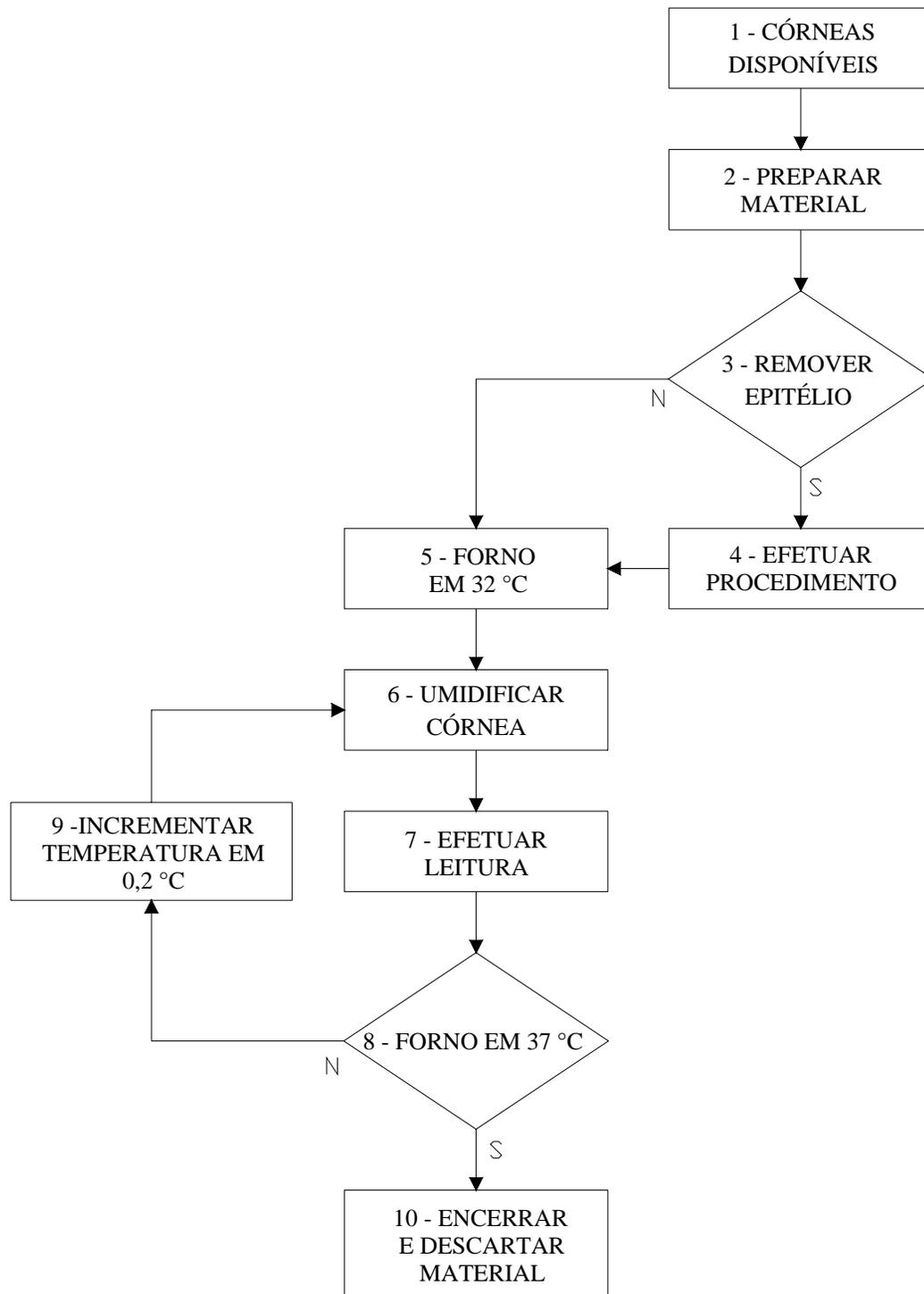


Figura 6.9 Imagem termográfica de um olho direito. Reflexo por espelho plano, após a aplicação do laser e antes da aplicação da lente de contato gelatinosa (termograma do autor).

Ainda, com relação à Figura 6.9, é possível visualizar o reflexo da mão do cirurgião que, por medida de segurança, mantém imóvel a cabeça dos pacientes, durante a aplicação do laser.

6.2 Fluxograma para Determinação das Emissividades em Córneas de Suínos.

Dentro dos quadros, os dígitos referenciam legendas, que estão disponíveis no item 6.3.1, onde são detalhadas as atividades.



6.2.1 Detalhamento para o Fluxograma.

1 – Os globos oculares de suínos foram conseguidos em um frigorífico próximo, mediante pagamento de uma taxa de serviço para retirada do material. Eles eram transportados em caixa de isopor, de pequenas dimensões, numa tentativa de evitar ao máximo a perda de calor.

2 - O frigorífico efetuava abate de suínos apenas uma única vez por semana, sem um horário definido, sendo necessário aguardar no local para obtenção dos espécimes. O material era retirado de forma grosseira e vinha com músculos, adiposidades e gorduras que precisavam ser removidos para uso.

3 – Na clínica, antes das cirurgias, os pacientes eram anestesiados em uma sala especial, com gotas de colírio anestésico refrigerado, sendo depois encaminhados para a sala de cirurgia, onde eram acomodados sob a fonte laser, quando a temperatura da córnea que seria operada era medida pela primeira vez. Neste momento, a primeira camada da córnea, o epitélio, ainda estava intacta, e por isso era necessário conhecer a emissividade da córnea nesta condição.

4 - Antes de iniciar a aplicação do laser, o cirurgião efetuava a remoção do epitélio, por esfolamento, para melhor absorção dos pulsos do laser, fazendo uso de um instrumento rotativo chamado rugina. Com um instrumento idêntico, era efetuada a remoção do epitélio dos olhos dos suínos, quando necessário, para que fosse também disponível a emissividade da córnea sem o epitélio, para uso nas medições ao longo das cirurgias.

5 – Durante todo o período das medições para determinação dos valores de emissividade necessários, o forno corpo negro foi mantido ligado, com sua temperatura interna ajustada em 32 °C, tendo guardados em seu interior o modelo físico de um olho humano confeccionado em massa epóxi e pintado de preto fosco, e um frasco de colírio idêntico ao utilizado nas cirurgias. Esse olho servia de suporte para as córneas.

6 – As córneas de suínos eram mantidas dentro do forno, em ambiente seco, e desidratavam rapidamente, necessitando de hidratação antes de cada uma das medições. Essa hidratação era feita com o colírio armazenado no forno, que já se encontrava na temperatura adequada, contando com o auxílio de um palito com a ponta revestida de algodão.

7 – A determinação dos dois valores de emissividade foi feita pelo método das temperaturas idênticas. A temperatura real da córnea era lida dentro do forno, sendo tomada por um termômetro de contato (sensor NTC) e era confrontada com o valor de temperatura lida pelo

termógrafo através da janela infravermelha. O valor de emissividade (ajustado no termógrafo) necessário para igualar as duas leituras era aceito como sendo o valor de emissividade buscado.

8 – A temperatura superficial da córnea e a temperatura interna do olho humano são respectivamente 32 °C e 37 °C (KITAZAWA et alli, 1997). Por esse motivo foi validado o valor da emissividade, com e sem epitélio, para essa faixa de temperatura.

9 – Quando se iniciava as medições, para determinação das emissividades da córnea, para as duas condições necessárias, a temperatura inicial do forno era sempre 32 °C e eram feitos incrementos de 0,2 °C até atingir 37 °C, quando eram encerradas as medições. No tempo de espera, até que nova bateria de medições fosse iniciada, a temperatura interna do forno era ajustada novamente em 32 °C.

10 – Encerradas as medições, todo o material orgânico utilizado era descartado.

6.3. Equipamentos Utilizados

A pesquisa para a realização desta tese foi desenvolvida em duas etapas: uma preparatória e uma de aquisição de imagens. Na fase de aquisição de imagens foi utilizado um termógrafo, operando dentro de uma faixa espectral entre 3 e 14 μm , conectado a um notebook, para aquisição e análise de imagens estática e dinamicamente gravadas. O software instalado no notebook tinha como funções parametrizar e operar o termógrafo, além de oferecer a possibilidade de pós-processamento das imagens obtidas. Na fase preparatória, quando era buscado o valor da emissividade da córnea, necessário às medições de temperatura na fase de aquisição das imagens, foi utilizado, além do termógrafo já mencionado e seus acessórios complementares, um forno tipo corpo negro. Quando se deseja determinar a emissividade de materiais, tais como as córneas de suínos, é imprescindível que se use um forno corpo negro. Por definição, é um forno que emite ou absorve radiação eletromagnética, em todos os comprimentos de onda, com 100% de eficiência. O forno corpo negro aqui utilizado permitia a introdução do material sob análise em seu interior. Fornos deste tipo possuem uma resistência interna de aquecimento e um sistema eletrônico para controle de temperatura, podendo a temperatura ser ajustada e mantida estável para os valores necessários.

A emissividade é uma relação entre a energia emitida por um corpo qualquer e a energia emitida por um corpo negro, como acima definido, estando ambos na mesma temperatura. O forno corpo negro utilizado era do tipo mufla, de construção artesanal, com temperatura

controlada através de microcontroladores, um deles equipado com termopar padrão, para medição de temperaturas acima de 100 °C, e outro, para trabalho abaixo de 100 °C, usando um sensor de temperatura tipo Pt100. Todas as medições foram efetuadas com o forno fechado, através de janela infravermelha em cloreto de sódio. Dentre os acessórios utilizados, destaca-se um espelho plano, obtido pelo aproveitamento de um disco altamente polido de um drive winchester desativado, cuja resposta espectral, na faixa utilizada pelo termógrafo, ficou dentro da margem de incerteza deste.

Além de um espelho, uma lupa com ocular para ampliação até 30 vezes e equipada com iluminação auxiliar foi utilizada no processo de esfolamento de epitélio e remoção das córneas. Também foi utilizado um instrumento elétrico denominado rugina, dispendo de ponteira para esfolamento de tecido epitelial dos olhos de suínos (Fig.6.10).



Figura 6.10 Instrumentos empregados nas operações envolvendo a preparação e remoção de córneas (foto do autor).

Foram utilizados, ainda, acessórios como um sensor de temperatura do tipo NTC, para medição auxiliar de temperaturas, mediante a associação com um multíteste. Coincidentemente, 37 °C era o limite superior da faixa de temperatura escolhida para as medições da emissividade em olhos de suínos. Esse sensor operava conectado em um instrumento de medição, de 4 ½ dígitos, com precisão de 0,1% e, durante as medições, encontrava-se embutido, através de orifício de pequeno diâmetro, em um modelo em massa epóxi imitando um globo ocular na forma e

dimensões. Esse modelo era usado para facilitar a medição da temperatura de córneas estendidas sobre ele, artefato preto, de onde saem dois fios (Fig. 6.4).

6.4. Condições de Trabalho

Todas as medições efetuadas na fase final das pesquisas, que resultaram nesta tese, foram realizadas dentro de sala de cirurgias própria para o trabalho com excimer laser. Para permanecer no local autor teve que usar vestimentas esterilizadas idênticas àquelas usadas pelo pessoal médico (Fig. 6.11).



Figura 6.11 Fotografia da sala de cirurgia onde foram efetuadas coletas de imagens para o presente trabalho. À esquerda o médico, ao fundo, a enfermeira assistente e o autor deste trabalho (foto do autor).

Para as medições de temperatura, durante as cirurgias, o termógrafo era montado sobre tripé e, de uma distância de quarenta centímetros, focalizava o alvo de cima para baixo, num ângulo aproximado de 45°. Com isto feito, o autor necessitava se afastar para liberar o espaço de trabalho ao cirurgião, postando-se no lugar a ele destinado.

A sala de cirurgia possui sistema de ar condicionado, próprio para manutenção das condições de conforto, no que se refere à temperatura ambiente e umidade relativa do ar, que nunca foi superior a 55%. A temperatura ambiente, contudo, ultrapassou os 30 °C durante onda de calor ocorrida em janeiro de 2006.

O fluxo de pacientes, iniciado na recepção, passava por uma sala onde recebiam vestimentas apropriadas e aplicação de colírio anestésico refrigerado, numa temperatura ao redor de 6 °C. Ao final da anestesia os pacientes eram levados para a sala de cirurgia, onde já se encontravam o cirurgião, a enfermeira assistente e o autor. Ao ser o paciente acomodado na maca, sob a fonte laser, enquanto o cirurgião fazia os ajustes necessários no equipamento cirúrgico, o autor posicionava o termógrafo e também fazia ajustes, como tempo de gravação e focalização de imagem. Mediante um sinal, dava-se início à gravação dinâmica das imagens e simultaneamente o cirurgião iniciava os procedimentos. Ao final das cirurgias o termógrafo era removido para facilitar o trânsito na sala.

7 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Os resultados experimentais aqui apresentados incluem as medições de temperatura em laboratório, para obtenção dos parâmetros de emissividade necessários para medição sem contato, além daquelas medições efetuadas em sala de cirurgias.

7.1 Emissividade - Valores Obtidos e Cálculo da Incerteza

O termógrafo utilizado no presente trabalho opera na faixa espectral entre 7 e 14 μm , com incerteza de 2%, e os valores de emissividade encontrados são válidos para a referida faixa e para temperaturas no entorno do intervalo utilizado.

Os valores de emissividade, para córneas íntegras, encontrados nas medições, foram entre 0,97 e 0,98, enquanto era variada a temperatura do forno corpo negro entre 32 °C e 37 °C. Para córneas desprovidas do epitélio, retirado previamente por esfolamento, variando-se a temperatura dentro da mesma faixa, os valores de emissividade encontrados foram 0,96, 0,97 e 0,98, em uma distribuição aleatória. O critério para escolha da emissividade, entre os valores possíveis, levou em consideração a necessidade de estabelecer um limite confiável para a temperatura da córnea, ao final da aplicação do laser, que não está claramente definido na literatura encontrada. Em estudo numérico para o cálculo do campo de temperaturas e função dano (LIMA, SILVA e ALMEIDA, 2002), supondo o emprego de uma fonte laser Ho:YAG, os autores afirmam: “*De acordo com esta expectativa, cirurgias desta natureza, para correção de hipermetropia , não deveriam exceder 3 segundos, pois nessa situação as temperaturas no fim do endotélio ficariam na ordem de 60 °C*”. Em comum acordo com o cirurgião, esse valor de temperatura limite foi estabelecido em 40 °C.

7.1.1 Cálculo da Incerteza Para os Valores de Emissividade.

- Incerteza do multitestado utilizado: 0,5%.
- Incerteza do sensor NTC: 0,5%.
- Incerteza do termógrafo: 2,0% (declarada pelo fabricante, sendo que a escala de medição utilizada foi entre -20 °C e 65 °C).

A incerteza total foi calculada em 2,1%, segundo a Equação 8.1 (INMETRO, 2003)

$$I_T = \sqrt{\omega_T^2 + \omega_S^2 + \omega_M^2} \quad (7.1)$$

onde I_T é a incerteza calculada, ω_T , ω_S e ω_M são respectivamente, incerteza do termógrafo, incerteza do sensor e incerteza do multitestado.

Considerando-se a incerteza calculada, e principalmente a incerteza do termógrafo, o valor da emissividade da córnea íntegra de suínos *ex vivo*, embora improvável, pode oscilar entre 0,97 e 0,99. Como não ocorreram medições de valores abaixo de 0,97, esse valor foi adotado para a medição em córneas humanas, por similaridade, à bem da segurança. Por idêntico raciocínio foi escolhido o valor de emissividade 0,96 para a córnea, quando desprovida do epitélio, isto porque a temperatura aparente de um alvo é inversamente proporcional ao valor da emissividade.

7.2. Medições Durante Cirurgias.

Antes do início da efetiva coleta de dados, foram efetuadas coletas preliminares para identificação dos pontos de interesse para medições de temperaturas, que foram assim distribuídos:

1° evento (Inicial) – Medição da temperatura superficial da córnea, já na sala de cirurgia, com o paciente anestesiado e posicionado junto à fonte laser, pronto para o início da cirurgia (remoção do epitélio).

2° evento (Após remoção do epitélio) – Medição da temperatura depois de concluída a remoção do epitélio e efetuada a retirada das células soltas.

3° evento (Final do laser) – Medição da temperatura depois de concluída a aplicação do laser.

4º evento (Após colírio) - Medição da temperatura após a aplicação de colírio refrigerado, imediatamente depois de concluída a aplicação do laser.

5º evento (Após lente) – Medição da temperatura após a colocação de uma lente de contato gelatinosa refrigerada, para proteção da cicatriz cirúrgica, com simultânea aplicação de mais colírio refrigerado.

6º evento (Final dos procedimentos) – Medição da temperatura depois de removida a instrumentação auxiliar e o paciente ter piscado pelo menos três vezes.

O protocolo estabelecido previa o ajuste do tempo de gravação dinâmica de imagens, entre 3 e 5 minutos, em função do tempo de duração de cada uma das cirurgias. A taxa de aquisição foi de 3 quadros por segundo. As filmagens, em tempo real, tiveram assim, um total de quadros entre 540 e 900, sendo que, para atender os objetivos do trabalho, todos os quadros foram examinados unidade por unidade, com avanço manual. O critério para a escolha da taxa de aquisição foi estabelecido, porque, além de atingir os objetivos pretendidos, proporcionava um baixo volume de armazenamento por filme gravado, economizando memória de computador.

7.3. Resultados Obtidos.

As Tabelas 7.1, 7.2, 7.3 e 7.4 apresentam uma relação completa das medições efetuadas, cada uma delas em data diferente. Os procedimentos e o protocolo para as filmagens foram sempre os mesmos para cada uma das seqüências de medições apresentadas, sob um universo de mais de 40 pacientes. Deste número diversas medições foram descartadas, pela má qualidade das imagens obtidas e mais 2 medições, por conterem provavelmente reflexos da instrumentação utilizada, que resultaram em valores absurdos.

Tabela 7.1. Primeiro grupo de medições realizadas na sala de cirurgia, de números 1 até 10, com temperatura ambiente de 25,6 °C. Neste grupo de pacientes, todas as cirurgias foram realizadas no olho esquerdo.

N°	Pos	1° Ev. Inicial	2° Ev. Rem.	3° Ev. Fim Laser	4° Ev. Após Lente	5° Ev. Após Col.	6° Ev Final.
1	OE	30,6 °C	29,4°C	33,9 °C	21,7 °C	22,7 °C	26,7 °C
2	OE	32,8 °C	32,8 °C	37,4 °C	33,3 °C	23,3 °C	39,6 °C
3	OE	32,8 °C	29,4 °C	34,2 °C	26,1 °C	22,5 °C	28,6 °C
4	OE	29,4 °C	29,4 °C	34,2 °C	27,8 °C	23,3 °C	29,4 °C
5	OE	31,7 °C	30,6 °C	34,4 °C	17,8 °C	21,7 °C	28,3 °C
6	OE	30,6 °C	29,4 °C	34,3 °C	17,5 °C	22,5 °C	29,2 °C
7	OE	33,3 °C	32,6 °C	36,3 °C	29,4 °C	23,3 °C	39,6 °C
8	OE	35,6 °C	35,6 °C	33,4 °C	31,7 °C	22,8 °C	29,4 °C
9	OE	30,6 °C	29,4 °C	29,7 °C	22,8 °C	22,7 °C	28,3 °C
10	OE	29,4 °C	29,4 °C	29,7 °C	22,2 °C	22,5 °C	29,2 °C
Média	-	31,7 °C	30,8 °C	33,6 °C	25,0 °C	22,7 °C	30,8 °C

Tabela 7.2. Segundo grupo de medições realizadas na sala de cirurgia, de números 11 até 18, com temperatura ambiente de 24,2 °C. Neste grupo de pacientes foram realizadas seis cirurgias no olho direito.

N°	Pos.	1° Ev. Inicial	2° Ev. Rem.Epi	3° Ev. Fim Laser	4° Ev. Após Lente	5° Ev. Após Col.	6° Ev. Final.
11	OE	26,7 °C	29,4°C	32,8 °C	16,7 °C	20,8 °C	29,4 °C
12	OD	28,3 °C	27,8 °C	31,1 °C	21,7 °C	22,8 °C	27,8 °C
13	OD	28,3 °C	26,7 °C	31,7 °C	18,3 °C	20,6 °C	26,7 °C
14	OD	29,4 °C	26,7 °C	31,7 °C	18,3 °C	20,5 °C	26,9 °C
15	OD	26,7 °C	26,7 °C	33,9 °C	16,7 °C	22,8 °C	26,7 °C
16	OD	28,3 °C	26,7 °C	34,2 °C	25,6 °C	21,7 °C	28,3 °C
17	OD	26,7 °C	26,7 °C	31,7 °C	25,6 °C	20,8 °C	26,7 °C
18	OE	28,3 °C	27,5 °C	34,2 °C	24,4 °C	20,6 °C	28,3 °C
Média	-	27,8 °C	27,8 °C	32,8 °C	20,8 °C	21,4 °C	27,5 °C

Tabela 7.3. Terceiro grupo de medições realizadas na sala de cirurgia, de números 19 até 25, com temperatura ambiente de 30,2 °C. Neste grupo de pacientes, todas as cirurgias foram realizadas no olho esquerdo.

N°	Pos	1° Ev. Inicial	2° Ev. Rem.Epi	3° Ev. Fim Laser	4° Ev. Após Lente	5° Ev. Após Col.	6° Ev. Final.
19	OE	29,4 °C	28,3 °C	31,7 °C	22,8 °C	21,7 °C	28,3 °C
20	OE	28,6 °C	29,4 °C	31,7 °C	22,8 °C	22,5 °C	28,3 °C
21	OE	29,4 °C	28,3 °C	32,8 °C	20,8 °C	19,4 °C	26,7 °C
22	OE	30,6 °C	29,4 °C	32,6 °C	25,6 °C	22,8 °C	27,8 °C
23	OE	31,7 °C	28,3 °C	32,8 °C	26,7 °C	21,7 °C	32,6 °C
24	OE	30,6 °C	29,4 °C	32,8 °C	15,8 °C	22,8 °C	28,3 °C
25	OE	28,3 °C	28,3 °C	31,7 °C	24,4 °	22,8 °C	29,2 °C
Méd	-	29,7 °C	28,9 °C	32,2 °C	22,7 °C	21,1 °C	28,6 °C

Tabela 7.4. Quarto grupo de medições realizadas na sala de cirurgia, de números 26 até 30, com temperatura ambiente de 25,6 °C. Neste grupo de pacientes, todas as cirurgias foram realizadas no olho esquerdo.

N°	Pos	1° Ev. Inicial	2° Ev. Rem.Epi	3° Ev. Fim Laser	4° Ev. Após Lente	5° Ev. Após Col.	6° Ev. Final.
26	OE	33,2 °C	31,7 °C	32,8 °C	22,8 °C	23,3 °C	28,3 °C
27	OE	32,2 °C	30,6 °C	33,9 °C	26,7 °C	23,3 °C	29,4 °C
28	OE	32,5 °C	30,8 °C	33,3 °C	25,6 °C	22,8 °C	28,3 °C
29	OE	30,8 °C	30,6 °C	34,7 °C	17,8 °C	22,8 °C	27,8 °C
30	OE	32,8 °C	31,7 °C	33,3 °C	21,7 °C	24,2 °C	28,6 °C
Méd.	-	32,2 °C	31,1 °C	33,6 °C	22,8 °C	23,9 °C	28,9 °C

A Tabela 7.5 apresenta as médias das temperaturas registradas ao longo das cirurgias, para cada uma das coletas efetuadas. A coleta 4 totalizou apenas 5 cirurgias, sendo todas elas executadas em tempo sempre superior a 108 segundos, enquanto que nenhuma cirurgia, das demais coletas, ultrapassou 98 segundos. O caso 29 da coleta 4 merece especial atenção já que teve um tempo mais longo de aplicação do laser, totalizando 158 segundos. Ao final desta cirurgia observou-se que o médico permaneceu por mais tempo do que o habitual aplicando colírio gelado sobre o olho operado.

Tabela 7.5. Resumo das médias das temperaturas de todas as coletas efetuadas.

Eventos	Atividades	Coleta 1	Coleta 2	Coleta 3	Coleta 4
1º	Início	31,7 °C	27,8 °C	29,7 °C	32,2 °C
2º	Rem. Epitélio	30,8 °C	27,8 °C	28,9 °C	31,1 °C
3º	Final laser	33,6 °C	32,8 °C	32,2 °C	33,6 °C
4º	Após lente	25,0 °C	20,8 °C	22,7 °C	22,8 °C
5º	Após colírio	22,7 °C	21,4 °C	21,1 °C	23,9 °C
6º	Final	30,8 °C	27,5 °C	28,6 °C	28,9 °C
-	Temp. Amb.	25,6 °C	24,2 °C	30,2 °C	25,6 °C

A Figura 7.1 apresenta um gráfico contendo as curvas obtidas no monitoramento das temperaturas nos eventos determinados pelo protocolo estabelecido.

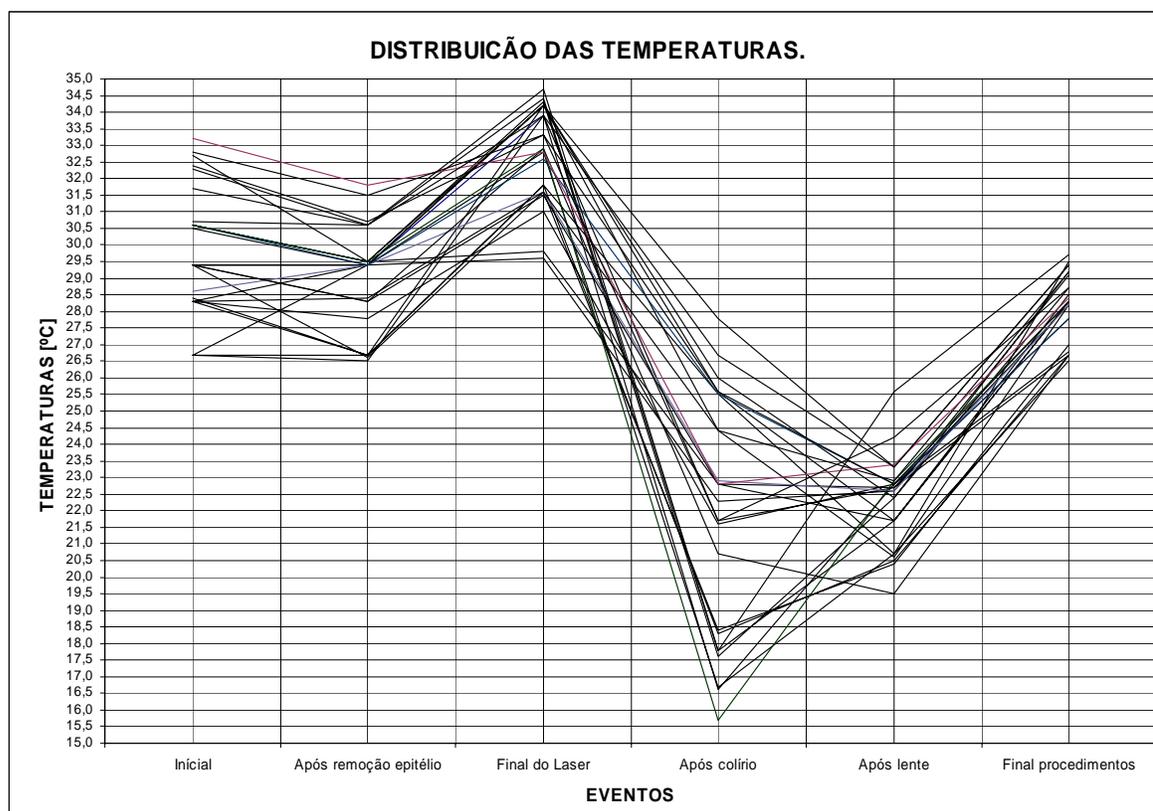


Figura 7.1 Composição da curvas representativas dos eventos para a totalidade dos casos estudados, considerando-se cada um dos eventos observados durante a realização das cirurgias.

A Figura 7.2 apresenta um gráfico de barras de um estudo comparativo entre as temperaturas registradas em três cirurgias distintas (casos 4, 12 e 29), sendo as duas primeiras para correção de miopia e a última para correção de hipermetropia, com tempos de duração de 98, 58 e 158 segundos, respectivamente. Observa-se que após a aplicação do colírio (Evento 4) ocorre uma grande diferença entre as temperaturas registradas, não só entre elas, mas também com relação aos demais eventos, onde se encontram mais próximas. Neste evento, que ocorre logo após a aplicação do laser, é feita uma aplicação de colírio anestésico refrigerado, em preparação para a instalação da lente gelatinosa, também refrigerada, tendo-se observado que, aplicando colírio refrigerado o cirurgião consegue obter temperaturas mais homogêneas ao final dos procedimentos.

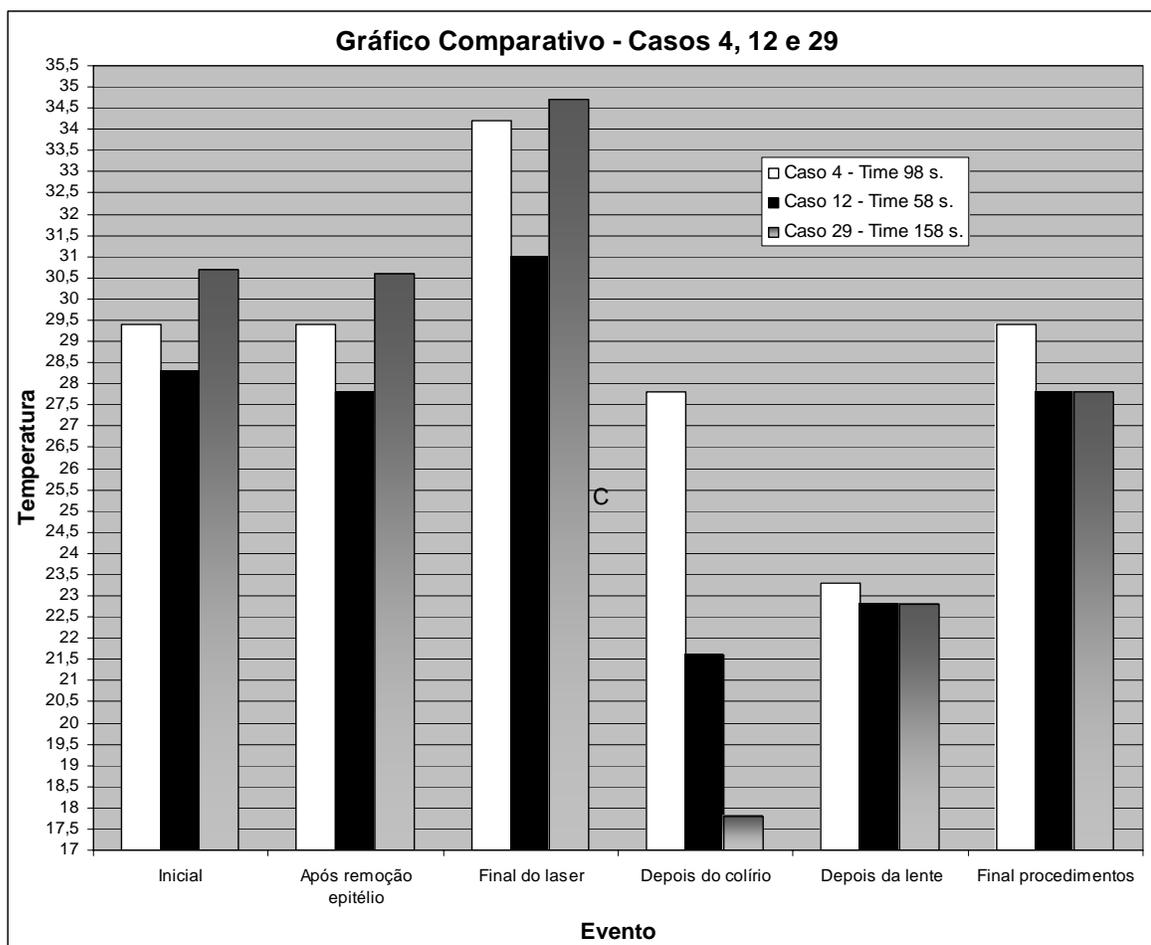


Figura 7.2 Comparação das temperaturas para os 6 eventos registrados, nos 3 casos envolvendo tempos de cirurgia sensivelmente diferentes. Cirurgias de 98 segundos são representadas por barras em branco, 58 segundos, por barras em preto e 158 segundos, por barras em cinza.

7.4 Discussão dos Resultados

- O valor encontrado para a emissividade da córnea do olho humano, medida por similaridade em olhos de suínos *ex vivo*, quando revestida de um filme composto de uma mistura de resíduo lacrimal e colírio anestésico, é 0,97. Medida, nas mesmas condições, sobre a córnea, desprovida do epitélio e hidratada com o mesmo colírio, o valor da emissividade é 0,96. Estes valores foram considerados bons uma vez que são muito próximo do valor da emissividade da água, usado como base no colírio anestésico empregado.
- Observou-se que existe uma dependência próxima entre as médias das temperaturas iniciais registradas na Tabela 7.5 e Figura 7.1, Evento 1 e as médias das temperaturas finais após o paciente ter piscado pelo menos três vezes, o que está registrado na Tabela 7.5 e Gráfico 8.1, Evento 6. Tal dependência sugere a possibilidade de temperatura finais mais próximas, se as temperaturas iniciais o forem.
- Observou-se que as médias das temperaturas registradas logo após a remoção do epitélio (Evento 2) foram sempre mais baixas do que aquelas registradas inicialmente (Evento 1). Acredita-se poder atribuir tal fato ao uso de um instrumento para remoção do epitélio denominado rugina, que chega para uso com a ponteira fria.
- Observou-se ainda, para a coleta de número 4, que embora as medições apresentassem as mais altas médias de temperaturas ao final da aplicação do laser (Evento 3 da Tabela 7.5) a média das temperaturas finais não foram as mais elevadas, mostrando terem sido compensadas por uma aplicação mais demorada de colírio anestésico gelado.
- Na Figura 7.2, onde foram comparados os resultados das medições efetuados durante as cirurgias, nos casos 4, 12 e 29, observa-se que, após a aplicação de colírio refrigerado e

instalação da lente de contato gelatinosa, também refrigerada, ocorreu uma grande aproximação entre as temperaturas medidas.

7.5 Comentários

Um dos objetivos do trabalho foi comprovar a eficácia da termografia na medição da temperatura superficial da córnea, durante a realização de cirurgias laser, o que se pode considerar como atingido. Entretanto, o objetivo principal estava relacionado com a comprovação da eficácia da técnica cirúrgica desenvolvida pelo médico, que envolvia o emprego de colírio anestésico refrigerado, para minimizar a dor pós-cirúrgica e reduzir o efeito de névoa (haze) nos primeiros dias após a cirurgia. O efeito de névoa é avaliado subjetivamente, através do relato dos pacientes, mas as temperaturas, produzidas pelo laser sobre a córnea, foram perfeitamente medidas. Já a temperatura transitória sobre os pontos de aplicação do laser, para cirurgias corretivas de miopia, não pode ser medida para a maioria dos casos, como já era esperado e atribui-se tal impossibilidade a diversos fatores. Considera-se o principal deles como sendo relacionado com o ângulo formado pelo eixo da lente do termógrafo e o plano que contém a córnea, este orientado para receber vertical e perpendicularmente a emissão do laser. Tal ângulo é limitado pelo espaço físico disponível, em torno de 45°, o que torna a área transversal aparente, vista pelo termógrafo, muito estreita para a medição. Já para cirurgias corretivas de hipermetropia, onde a área sob ação do laser é mais ampla, por ser periférica, tal medição foi possível e justamente naquela de maior duração, com 158 segundos. Neste caso registrou-se, na área considerada, uma temperatura de 34,7 °C, nos últimos instantes da aplicação do laser, enquanto que na área central da córnea, não atingida pelo laser, a temperatura mantinha-se em 31,4 °C, tendo sido todas as medições efetuadas sobre o mesmo frame. *“É crucial entender as limitações do uso de câmeras termais para medição de temperatura durante irradiação laser de tecidos”*. (CHOI, PEARCE e WELCH, 2000). É evidente que o autor em referência não dispunha, na época, de termógrafos para aquisição dinâmica de imagem. Por outro lado, como o produto da fotoablação é gasoso e considerando que a radiação térmica para os gases é volumétrica *“Nos gases e em alguns sais, a radiação térmica é um fenômeno volumétrico”*. (HOTTEL e SAROFIM, 1967). Dos resultados obtidos, observa-se uma tendência a confirmação da eficácia do método utilizado para medição dos campos de temperatura da córnea.

8 CONCLUSÕES

- O modelo físico do globo ocular fabricado em epóxi teve desempenho satisfatório uma vez que o forno do tipo corpo negro empregado, embora com boa regulação, não produziu o calor suficiente para o aquecimento de um globo ocular de suínos adultos, até a temperatura desejada e em tempo hábil para as medições. Tal fato tornou necessária a remoção da córnea para medição em separado sobre aquele modelo.
- A janela para radiação infravermelha, em cloreto de sódio, operando dentro da faixa espectral entre 7 e 14 μm foi testada antes do início das demais atividades. Os resultados apresentados pelas leituras efetuadas, sobre um alvo aquecido, através da janela, foram confrontados com leituras feitas do mesmo alvo, sem a janela (com a porta aberta), obtendo-se resultados idênticos, comprovando a boa transmissividade da mesma.
- As medições de temperatura tomadas diretamente do painel do microcontrolador montado, sobre forno e, através do multíteste para leitura do sensor NTC introduzido no modelo físico tocando na córnea pelo interior desta, foram coerentes e nunca apresentaram diferenças maiores do que 0,3 $^{\circ}\text{C}$, tendo-se revelado um bom método de comparação.
- O método testado para a medição da temperatura do olho direito dos pacientes, pela impossibilidade de acesso pelo lado oposto, com o auxílio de espelho plano, foi bem sucedido. O espelho plano empregado, produto do reaproveitamento de peça de microcomputador, correspondeu plenamente ao esperado e sua refletância, medida pelo método da leitura simultânea, em um único frame, das temperaturas de um corpo de prova previamente aquecido e da temperatura do reflexo do corpo de prova através do espelho, foi considerada boa, ficando dentro da margem de Incerteza do termógrafo utilizado.

- O método adotado para a medição da emissividade da córnea de suínos *ex-vivo* foi considerado bom. Uma vez a córnea estava impregnada de resíduos de filme lacrimal acrescidos de um colírio usando como base água (de emissividade conhecida para uma ampla faixa espectral), não era de se esperar um valor muito diferente do encontrado.
- A simulação numérica, com base no modelo adotado, foi realizada com o auxílio do software projetado para uso em engenharia e os resultados alcançados foram coerentes com os resultados obtidos por medição.
- A técnica de aquisição dinâmica de imagem e posterior análise dos campos de temperatura sobre estas imagens, com reprodução manual, imagem por imagem, revelou-se muito útil, embora demorada e cansativa.
- Embora em uma única ocasião, em cirurgia para correção de hipermetropia, tenha sido possível, através da aquisição dinâmica de imagens, a medição da temperatura na região onde estava sendo aplicado o laser, em face da dificuldade para visualização do alvo, tal medição é possível para outras situações, dependendo apenas do aprimoramento da técnica e uso de equipamentos mais modernos.
- A partir de uma análise comparativa, levando em consideração as temperaturas do 1º evento e do 6º evento, fica claro que a temperatura do colírio anestésico e das lentes de contato gelatinosas, todos com 6 °C, é determinante para a redução da temperatura final sobre a córnea dos pacientes operados. O maior valor de temperatura medido foi 32,6 °C. A temperatura final da córnea, contudo, depende também da metodologia do cirurgião, em, dependendo do caso, usar alternativas que deixem homogênea isso porque, mesmo quando as temperaturas medidas ao final da aplicação do laser eram inteiramente diferentes, as temperaturas finais, para todos os casos, convergiram para valores muito próximos. conforme demonstra a Figura 7.1.

9 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Considerando-se a rápida evolução da técnica e os resultados obtidos, sugere-se a continuação desta pesquisa e até mesmo a repetição de algumas das experiências aqui relatadas, fazendo uso de câmeras infravermelho que disponham de mais elevadas taxas de aquisição (frame rate). Sugere-se ainda que, em lugar de incerteza, para o resultado das medições ao longo da escala, apresente um valor garantido de incerteza para leituras em fundo de escala.

Câmeras, infravermelhas apresentando estes dois requisitos, não disponíveis quando do início do trabalho que resultou na presente tese, existem atualmente no mercado.

Quanto ao forno tipo corpo negro, utilizado nas medições preliminares, seria recomendável fosse de potencia mais elevada, para possibilitar medições de emissividade com mais precisão.

No gráfico 7.2, casos 4, 12 e 29, as diferenças entre os valores medidos, nos eventos 5 (uso de colírio e instalação de lente de contato gelatinosa, ambos refrigerados) e eventos 6 (final dos procedimentos), sugerem que, para o caso 4, uma parte do calor teria permanecido no interior do globo ocular, aflorando durante o tempo que separa estes dois eventos. Sugere-se seja feita uma tentativa no sentido de viabilizar o levantamento de um perfil das temperaturas internas em globos oculares de animais *ex vivo*, para elucidar o fenômeno evidenciado no referido gráfico.

No presente trabalho foram feitos apenas dois testes empregando simulações numéricas por elementos finitos, para dois casos particulares. Sugere-se, para trabalhos futuros, sejam mais amplamente exploradas as possibilidades e o desempenho do software ABAQUS 6.5-1, para a área médica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Nesta relação estão incluídas as referências bibliográficas da presente tese, dos textos contidos no CADERNO ANEXO e do Caderno Técnico, onde são apresentados trabalhos de pesquisa paralela, na área médica, que não se relacionam com o objeto da tese aqui apresentada.

- ADAMS, F. **The Genuine Works of Hippocrates**, Williams & Wilkins, New York, 1939.
- ADAMS M.A. DOLAN P, HUTTON W.C., **The stages of disc degeneration as revealed by discograms**. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 68: 36-41, 1986.
- AMERICAN ACADEMY OF OFTHALMOLOGY. <http://www.aao.org>.
- ANDRADE, A.C.C, **Teletermografia: princípios físicos, fisiológicos e fisiopatológicos da produção de imagem e suas indicações na clínica de dor e reabilitação**, *Acta Fisiátrica*, Vol. 6 nº 2, São Paulo, 1999.
- ASHRAE, **American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineer**, Edição 1967.
- BAEK, S.W., KIM, M.Y., KIM, J.S, **Nonorthogonal Finite-Volume Solutions of Radiative Heat Transfer in a Three-Dimensional Enclosure**, *Numerical Heat Transfer*, part B, vol. 34, nº4, pp. 419-438, 1998.
- BERGQVIST D, EFSING H.O, HALLBÖÖK T, **Thermography: a noninvasive method for diagnosis of deep venous thrombosis**. *Arch Surg*, 112: 600-604, 1977.
- BENELIYAHU D.J, **Thermography in the diagnosis of sympathetic maintained pain**. *AJCM* 2(2):55-60, 1989.
- BIRKEBAK, R.C., SPARROW, E.M., ECKERT, E.R.G., RAMSEY, J.W, **Effect of Surface Roughness on the Total Hemispherical and Specular Reflectance of Metallic Surfaces**, *Journal of Heat Transfer*, Séries C, Vol. 86, pp. 193-199, 1965.

- BIRKEBAK, R.C., ECKERT, E.R.G, **Effects of Roughness of Metal Surfaces on Angular Distribution of Monochromatic Reflected Radiation**, Journal of Heat Transfer, Séries C, Vol. 87, pp. 85-94, 1965
- BISNETO O.S, SIQUEIRA A.L, SEDANO FILHO O, MOREIRA H, **Lasik num olho e PRK no outro olho do mesmo paciente: qualidade de visão a longo prazo**, Painéis, <http://www.abonet.com.br>.
- BLEVIN, W.R.,1972, **Corrections in Optical Pyrometry and Photometry for the Refractive Index of Air**, Metrologia, vol. 8, pp. 146-147.
- BOLORINO V.S. **Transmissão de energia através de phantom palpebral irradiado por laser InGa, 645 nm, usando baixa potência**. Dissertação, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2001.
- BOREMAN G.D. DERNIAK G. D., **Infrared Detectors and Systems**, John Wiley & Sons, New York, 1996.
- BRELSFORD K.L. UEMATSU S. **Thermo thermographic presentation of cutaneous sensory and vasomotor activity in the injured peripheral nerve**, Journal of Neurosurgery, 62: 711-715/1985.
- CARDOSO S.H, SABBATINI R.M.E, **Como Funcionam as Células Nervosas**, site <http://www.cerebromente.org.br>.
- CEEE, Companhia Estadual de Energia Elétrica - RS, <http://www.cee.com.br>.
- CEPAGRI, <http://www.cpa.unicamp.br>.
- CHEN, Y., 1992. **A Method for Measuring Emissivities and True Temperatures from Multiple Spectral Reflexion in Pyrometry**, High Temperatures-High Pressures, Vol. 24, pp. 75-85.
- CHOI B, PEARCE J.A, WELCH, A. **Modeling infrared temperature measuring: implications of laser irradiation and cryogen cooling**. Phys Med Bio, 45: 541-547, Austin, 2000.
- CHRISTIANSEN J, GEROW G, **Thermography**, Williams & Wilkins, Baltimore, 1990.
- COATES, P.B, **Multi-Wavelength Pyrometry**, Metrologia, Vol. 17, pp. 103-109, 1981.
- COLIN J., HOUDAS Y, **Experimental determination of coefficient of heat Exchange by convection of human body**, Journal of Applied Physiology, 1967.
- COOKE E.D, PILCHER M.F, **Thermography in diagnosis of deep venous thrombosis**, British Medical Journal 2: 523-525, 1973.

- COOKE E.D, PILCHER M.F, **Deep vein thrombosis: preclinical diagnosis by thermography**, Br J Surg 6: 971-978, 1974.
- CORWIN, R.R, RODENBURGH, A, **Temperature Error in Radiation Thermometry Caused by Emissivity and Reflectance Measurement Error**, Applied Optics, vol. 33, n°10, pp. 1950-1957, 1994
- CPTEC. Disponível em: , <http://satelite.cptec.inpe.br>.
- DEF **Dicionário de Especialidades Farmacêuticas**, EPUB, São Paulo, 2000/2001.
- DEVEREAUX G.R, LACHMANN P.S.M, PAGE-THOMAS P, HAZLEMAN B.L, **The diagnosis of stress fractures in athletes**, JAMA 252: 531-533, 1984.
- DERENIAK E.L, BOREMAN G.D. **Infrared Detectors and Systems**, John Wiley & Sons, New York, 1996.
- EISBERG R, RESNICK R, **Física Quântica – Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas**, Rio de Janeiro, Campus, 1979.
- ELECTROPHYSICS, <http://www.electrophysics.com>.
- EMMONS, R.B., HAWKINS, S.R., CUFF, K.F, **Infrared Detectors: An Overview, Optical Engineering**, vol. 14, n° 1, pp. 601-610, 1975.
- EMSLIE, A.G., BLAU, J.H.H, **On the Measurement of the Temperature of Unclosed Objects by Radiation Methods**, Journal of Electrochemical Society, vol. 106, n°10, pp. 877-880, 1959.
- FANCIULLO G.J, **Blocks to Anesthetize the Zygapophysial Joint. A physiologic challenge**, Spine 23: 1852, 1998.
- FARRAR J.T, **Defining the Clinically Important Difference in Pain Outcome Measures**, Pain 88: 287-294, 2000.
- FILHO, A.A, **Elementos Finitos**, Editora Érica, São Paulo, 2005.
- FINNESON B.E, **Biomechanics of Lumbar Spine**, JB Lippincott, Philadelphia, 1976.
- FISCHER A, **Pressure tolerance over muscles and bones in normal subjects**, Arch Phys Med Rehabil, 67: 406-409, 1986.
- FISCHER A.A, **Pressure threshold meter: its use for quantification of tender spots**. Arch Phys Med Rehabil, 67: 836-838, 1986.

- FISHER B.T, HAHN D.W, **Measurements of small-signal absorption coefficient and absorption across section of collagen for 193-nm excimer laser light and the role of collagen in tissue ablations**, Paper, Optical Society of America, Florida, 2004.
- FITZGERALD A.E., KINGSLAY A.J., KUSKO A, **Máquinas Elétricas**, McGRAW – Hill do Brasil, São Paulo, 1978.
- FLIR, <http://www.flir.com>.
- GANONG W.F, **Fisiologia Médica**, Rio de Janeiro, Prentice Hall do Brasil, 1998.
- GIROLI S, **Informativo Técnico sobre LaserScan 2000**, LaserSight, Winter Park City, 2005.
- GOODMAN L.S, GILMAN A.G, **As bases farmacológicas da terapêutica**, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1991.
- HABERMAN J, **Trechos de palestra**, Oklahoma University, 1984.
- HALLIDAY D., RESNICK R., KRANE K.S, **Física 4**, LTC, Rio de Janeiro, 1996.
- HARTNETT, J.P., ECKERT, E.R.G., BIRKEBAR, R., **The Emissivity and Absorptivity of Parachute Fabrics**, Journal of Heat Transfer, August, pp. 195-201, 1959
- HOFFMAN J.P, **Asas da Loucura, a extraordinária vida de Santos Dumont**, Objetiva, Rio de Janeiro, 2004.
- HOLST G.C, **Common Sense Approach to Thermal Imaging**, SPIE Optical Engineering Press, Washington, 2000.
- HOOSHMAND H, **Chronic Pain Reflex Sympathetic Dystrophy: Prevention and Management**, CRC Press, Boca Raton, 1993.
- HORMANN, M.H., **Temperature Analysis from Multispectral Infrared Data**, Applied Optics, vol. 15, n° 9, pp. 2099-2104, 1976.
- HOTTEL C.H., SAROFIM A.F, **Radiative Transfer**, McGraw-Hill, New York, 1967.
- IBTEC, Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçados e Artefatos, <http://ctcca.locaweb.com.br>.
- INCROPERA F., DEWITT D, **Fundamentos da transferência de calor e massa**, LTC, Editora, 4º Edição Rio de Janeiro, 1998.
- INMETRO, **Expressão da Incerteza de Medição**, Norma N° NIT-DICLA-021, 2003.

- KARST M, ROLLNIK JD, FINK M, REINHARD M, PIEPENBROCK S, **Pressure pain threshold and needle acupuncture in chronic tension-type headache – a double-blind placebo-controlled study**, *Pain*, 88: 69-78, 2000.
- KITAZAWA Y., TOKORO T., ISHII Y, **The efficacy of cooling on excimer laser photorefractive keratectomy in the rabbit eye**, *PubMed*, 42(1): 82-88, Austin, 1997.
- KITAZAWA Y, MAEKAWA E, SASAKI S, TOKORO T, MOCHIZUKI M, ITO S, **Cooling effect on excimer laser photorefractive keratectomy**, *PubMed*, 25(10): 1349-1355, Austin, 1999.
- KITCHEN S, YOUNG S, **Eletroterapia de Clayton.** , Editora Manole, São Paulo, 1998.
- KOLB B., WHISHAW I.Q, **Neurociência do Comportamento**, Editora Manole, Barueri, 2002.
- KOSEK E, ORDEBERG G, **Lack of pressure modulation by heterotopic noxious conditioning stimulation in patients with painful osteoarthritis before, but not following, surgical pain relief**, *Pain*, 88: 69-72, 2000.
- KREITH F, **Princípios da Transmissão do Calor**, Edgard Blücher, São Paulo, 1977.
- KREITH F, BOHN M.S, **Princípios de Transferência de Calor**, Thomson, São Paulo, 2003.
- KUHN W, **Física, Química, Biologia – Ensino Fundamental**. São Paulo, Honor Editorial, 1972.
- LASER EYE CENTER, www.lasereyecenter.com.
- LEONARDO L.V, PAULINO E, BARROS R.A, SALLES A.G, LIMA J.R.C, REHDER, **Alteração topográfica da curvatura corneana após aplicação de radiofrequência em modelo animal**, *Arquivo Brasileiro de Oftalmologia* vol. 68, São Paulo, 2005.
- LIMA R.B, **O que são os raios ultravioleta e o que causam para a saúde**, *BiblioMed*, Washington, 2004.
- LIMA R.C.F, SILVA G.M.L.L, ALMEIDA D.D, **Estudo numérico do campo de temperaturas e da função dano na córnea, durante cirurgias refrativas envolvendo laser**, II Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, João Pessoa, 2002.
- LOARER, T., GREFFET, J.J., HUETS, A.M., **Noncontact Surface Temperature Measurement by Means of a Modulated Photothermal Effect**, *Applied Optics*, vol. 29, n°7, pp. 979-987, 1990.

- LORD S **Chronic cervical zygapophysial joint pain after whiplash. A Placebo-Controlled Prevalence Study**, Honor Editorial, São Paulo, 1996, .
- LUOMA K, **Low back pain in relation to lumbar degeneration.** *Spine*, Spine, 25(A): 487-492, 2000.
- LAWSON R.N. **Thermography: a new tool in the investigation of breast lesion**, Can Med Assoc J., 13: 517- 24, 1957.
- MACEDO A, **Eletromagnetismo**, Guanabara Dois, Rio de Janeiro, 1988.
- MAIGNE J, AIVALIKLIS A, PFEFER F, **Results of sacroiliac joint double block and value of sacroiliac pain provocation tests in 54 patients with low back pain.**, *Spine*, 21: 1889-1892, 1996.
- MALAGHINI M.C, **Notas de Aula**, PUCPR, 1999.
- MANICA J.T, **Anestesiologia - Princípios e Técnicas**. Porto Alegre, Artes Médicas, Porto Alegre, 1997.
- MDLink, <http://www.noah-health.org>
- MIXTER W.J, BARR J.S, **Rupture of the intervertebral disk with involvement of spinal canal.** *Neur J Méd*, 211: 210, 1934.
- MILLMAN J, HALKIAS C.C, **Eletrônica, dispositivos e circuitos**, McGRAW-Hill, São Paulo, 1981.
- MURRAY, T.P, **Polaradiometer- a New Instrument for Temperature Measurement**, *The Review of Scientific Instruments*, vol. 38, n° 6, pp. 791-798, 1967.
- MURRAY, T. P., SHAW, V.G, **Two-Color Pyrometry in the Steel Industry**, *ISA Journal*, vol. 5, pp. 36-41, 1958.
- MURTHY, J.Y., MATHUR, S.R, **Radiative Heat Transfer in Axisymmetric Geometries Using an Unstructured Finite-Volume Method**, *Numerical Heat Transfer, Part B*, Vol. 33, n°4, pp. 397-416, 1998
- NACHENSON A, **The load on lumbar disks in different positions of the body**, *Clin Orth and Rel Res*, 45: 107, 966.
- NETO L.Q, CAMARGO A.M, CHIES M.A., **Laser e oftalmologia**, www.saudevidaonline.com.br, 2004.
- NISCHIOKA, N.S, DOMANKEVITZ, Y, **Reflectance during pulsed holmium laser irradiation of tissue**, *Laser Surg. Med*; 9(4): 375-381, 1989.

- NURICK S, **The natural history and the results of surgical treatment of the spinal cord disorder associated with cervical spondylosis**, Brain, 95: 101-108, 1972.
- NUTTER, G.D, **Radiation**, Mechanical Engineering, pp. 16-23, 1972.
- NUTTER, G.D, **Radiation Thermometry**, Mechanical Engineering, pp. 12-15, 1972b
- OCULAR LASER, 2006, www.ocularlaser.com, 2006
- OLIVEIRA G.S., **El Niño e Você**, www.cptec.inpe.br, 2002.
- ÖZEN S, ÇÖMLEKÇİ S, ÇEREZCI O, POLAT Ö, **Electrical Properties of Human Eye and Temperature Increase Calculation at the Cornea Surface for RF Exposure**, Paper Web, Istanbul, 2003.
- PANJABI M, AUGUSTUS A.W, **The Cervical Spine - Biomechanics of Nonacute cervical spinal cord trauma**. J. B. Lippincott, Philadelphia, 1989.
- PSAROUTHAKIS, J, **Apparent Thermal Emissivity from Surfaces with Multiple V-Shaped Grooves**, AIAA Journal, vol. 1, n°8, pp. 1879-1882, 1963.
- REID, R.L, TENNANT, J.S., 1973. “Annular Ring View Factors”, **AIAA Journal**, Vol. 11, n°10, pp. 1446-1448.
- RESNICK R., HALLIDAY D, **Basic Concepts in Relativity and Early Quantum Theory**, Macmillan Pub, Toronto, 1985.
- RONAN C.A, **História Ilustrada da Ciência**, Editora JZE, Rio de Janeiro, 1987.
- RASKIN M.M., MARTINEZ-LOPES, M, SHELDON, N.J, **Lumbar thermography in degenerative disease**, Radiology, 119: 149-152, 1976.
- SACADURA, J.F.O, Influence de la rugosité sur le rayonnement thermique émis par les surfaces opaques: essai de modèle, Int. Journal of Heat and Mass Transfer, Vol. 15, n°8, pp. 1451-1466, 1972.
- SCOTT J.A (a), **A finite element model of heat transport in the human eye**, Inglaterra, Phys Med Biol, 33(2): 227-241.
- SCOTT J.A (b), **The computations of temperature rises in human eye induced by infrared radiation**, Inglaterra, Phys Med Biol, 33(2): 243-257.
- SHABERLE F.A, SILVA N.C, **Introdução à Física da Radioterapia**, UFSC, 2006, www.fsc.ufsc.br.

- SHAW, J.E., BLEVIN, W.R, Instrument for the Absolute Measurement of Direct Spectral Reflectances at Normal Incidence, Journal of the Optical Society of America, Vol. 54, n°3, 1964.
- SHILTZER A., EBERHART R.C, **Heat Transfer in Medicine and Biology, Analysis and Applications**, Plenum Press, New York, 1985.
- SIMMONS J, **Os maiores cientistas da história**, Bertrand Brasil, Rio de Janeiro, 2002.
- SMOLIN G., THOFT R. A, **The cornea: scientific foundations and clinical practice**, Lippincott, Philadelphia , 1994.
- SOFRADIR, <http://www.sofradir.com>.
- SOULEN L.R, LAPAYOWKER M.S, TAYSON R.R, KORANGY A.A, **Angiography, ultrasound and thermography in the study of peripheral vascular disease**, Radiology, 105: 115-119, 1972.
- STEIN, A., 1988. **Laser Pyrometry**, Electro-Optic Sensing & Measurement Conf. At 6 th Int. Congress on Applications of Lasers & Electro-Optics, San Diego, CA, Nov. 8-12, pp. 29-35, 1987.
- STEIN H.A, SALIM A.G, STEIN R.M, CHESKES A, **Corneal cooling and rehydration during photorefractive keratectomy to reduce postoperative corneal haze**. PubMed, 15(2): 232-233, Austin, 1997.
- STURNIOLO P, **Polisindrómica lombar orgânico-disfuncional por raquiadaptación**. Acta Ortop Latinoamericana, 3: 303-317, 1976.
- SVET, D.Y., NAIDICH, M.E, **Application of Computers to Measure Actual Temperature of Bodies from Self Radiation**, Meas. Tech., vol. 14, pp. 1858-1861, 1971.
- SVET, D.Y, **Optimal Utilization of Redundant Information in Thermal Radiation in Thermophysical Measurements**, High Temperatures – High Pressures, vol. 4, pp. 715-722, 1972.
- TAYLOR N.M, EIKELBOOM R.H, VAN SARLOOS P.P, REID P.G, **Determining the accuracy of an eye tracking system for laser refractive surgery**, Journal Refractive Surgery, 16(5): 643-646, 2000.
- TELLÓ M, RAIZER A, BUZAID A.C, DOMENGE C, ALMAGUER H.D, OLIVEIRA L.O, FARBER P.L, OLIVEIRA R.T, SILVA V.D, **Uso da corrente elétrica no tratamento de câncer**. EDIPUCRS, Porto Alegre, 2004.

- TOBA M, **Programa das Nações Unidas Para o Meio Ambiente**, ONU, 2003.
- TOYOTA, H., YAMADA, T., NARIAI, Y, **Improved Radiation Pyrometry for Automatic Emissivity Compensation**, Symposium on Temperature: its Measurement and Control in Science Industry, vol. 4, pp. 611-618, 1972.
- TOOR, J.S., VISKANTA, R., 1972. **A Critical Examination of the Validity of Simplified Models for Radiant Heat Transfer Analysis**, Journal of Heat and Mass Transfer, Vol. 15, n°8, pp. 1553-1568.
- THOMAS C. I, **The cornea**, CC Thomas, Springfield, 1995.
- UEMATSU S, **Quantification of thermal asymmetry**, Part 1, Journal of Neurosurgery, 69: 552-555, 1988.
- UEMATSU S, **Quantification of thermal asymmetry**, Part 2, Journal of Neurosurgery, 69: 556-561, 1988.
- ULIS, <http://www.ulis-ir.com>.
- WAHLIN, H.B, KNOP, H.W, **The Espectral Emissivity of Iron and Cobalt**, Physical Review, vol. 74, n°6, pp. 687-689, 1948.
- VERATTI A.B, VERATTI A.J, PUGNO P.F, **Termografia**, 1997, CD-ROM.
- VETRUGNO M, MAINO A, VALENZANO E, CARDIA L. **Corneal temperature changes during photorefractive keratectomy using the Laserscan 2000 flying spot laser**, PubMed, 17(4): 454-459, Austin, 2001.
- VIEIRA, L.R, Caderno Técnico, 2006
- VIEIRA, L.R, QUINTANILHA A, ROCHA C.S.S, MIRANDA D.L, ZARO M, AVILA A.O.V, **Análise do uso da termografia como elemento diagnóstico e técnica auxiliar no acompanhamento da evolução do tratamento das algias vertebrais (estudo piloto)**, XXXIII Congresso Brasileiro de Ortopedia e Traumatologia. Belo Horizonte, 2001.
- VIEIRA L.R, SOUZA J.L, ZARO M.A, RUMMOND F.A, PERES L.H.L, GARCIA D.R, **O Uso da Termografia como método auxiliar no diagnóstico da síndrome de estresse tibial medial**, Revista Brasileira de Medicina do Esporte e Revista Brasileira de Medicina, 2003.
- VOORHIES K.D, **Static and Dynamic Stress/Strain Properties for Human and Porcine Eyes**, Tese na Virginia Polytechnic Institute and State University, Blacksburg VA, 2003.

WETZEL F.T, **The use of selective nerve root blocks: diagnostic, therapeutic, or placebo.** Spine, 23: 2254-2256, 1998.

ZHANG H.Y., KIM Y.S, CHO Y.E, **Thermatomal changes in cervical disc herniations,** Yonsei Medical Journal, October;40(5):401-412 Seoul, 1999.

ZISSIS, G.J, **Infrared Technology Fundamentals,** Optical Engineering, vol. 15, n° 6, pp. 484-497, 1976

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
Escola de Engenharia

Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais

PPGEM

**USO DE TERMOGRAFIA PARA AVALIAÇÃO
DA TEMPERATURA EM CIRURGIAS LASER PRK.**

ANEXO

(Contém textos e comentários adicionais)

Luiz Rosa Vieira

Tese para obtenção do Título de Doutor
em Engenharia

Porto Alegre
Agosto de 2006

SUMÁRIO

1	APÊNDICE A - Sensores de temperatura.....	1
1.1	Definição de Sensores.....	1
1.2	Sensor Tipo NTC.....	1
1.3	Detectores Óticos.....	1
2	APÊNDICE B - Laser, História e Teoria.	
2.1	Breve História.....	6
2.2	Luz, Partícula ou Onda.....	8
2.3	Tecnologia Laser.....	8
2.4	A Luz Laser.....	10
3	APÊNDICE C – Termografia.....	18
3.1	Lei de Planck.....	18
3.2	Lei de Stefan-Boltzman.....	22
3.3	Lei do Deslocamento de Wien.....	23
3.4	Conclusões Parciais.....	24
3.5	Intensidade de Radiação.....	25
3.6	Campo Instantâneo de Visão	28
3.7	Radiação de Fundo.....	29
3.8	Resposta de um Detector de Calor.....	30
3.9	Discussão Sobre a Imagem de Fundo.....	31
3.10	Emissividade.....	33
3.11	Balço da Energia.....	34
3.12	A Emissividade e o Alvo.....	35

3.13	Efeitos Ambientais Sobre a Medição.....	37
3.14	Dependência Espectral.....	38
3.15	Um Alvo e Suas Características.....	39
3.16	Identificação de Anomalias Térmicas.....	40
3.16.1	Comparação.....	40
3.16.2	Simetria.....	40
3.16.3	Transporte de Massa.....	40
3.16.4	Capacidade Térmica.....	41
3.16.5	Conclusão.....	41
3.17	Considerações Sobre o Alvo.....	41
3.17.1	Medição de Temperaturas.....	42
3.18	Temperatura Aparente.....	42
3.19	Calibração da Temperatura.....	43
3.20	O desenvolvimento de Sistemas Infravermelho.....	44
4	APÊNDICE D - Potencial de Membrana.....	45
5	APÊNDICE E – Revisão Bibliográfica - Medição de Temperaturas Sem Contato.....	47
5.1	Análise das Obras Relacionadas com o Objetivo da Tese.....	47
5.1.1	A finite element model of heat transport in the human eye.....	47
5.1.2	Cooling effect on laser photorefractive keratectomy.....	47
5.1.3	Corneal cooling and rehydration during photorefractive keratectomy to reduce postoperative corneal haze.....	48
5.1.4	Corneal temperature changes during photorefractive keratectomy using the LaserScan 2000 flying spot laser.....	49
5.1.5	Estudo Numérico do Campo de Temperaturas e da Função Dano na Córnea, Durante Cirurgias Refrativas Envolvendo Laser.....	49
5.1.6	Measurement of small-signal absorption coefficient and absorptioncross section of collagen for 193-nm excimer laser light and the role of collagen in tissue ablation.....	50

5.1.7	Modeling infrared temperature measurements: implications for laser irradiations and cryogen cooling studies.....	50
5.1.8	Noninvasive opt acoustic temperature determination at the fundus of the eye during laser irradiation.....	51
5.1.9	Reflectance during pulsed holmium laser irradiation of tissue.....	51
5.1.10	The efficacy of cooling on excimer laser hotorefractivekeratectomy in the rabbit eye.....	52
5.1.11	The computation of temperature rises in the human eye induced by infrared radiation.....	52
5.2	Análise Crítica – Trabalhos Sobre Medição de Temperatura sem Contato..	53
5.2.1	A Critical Examination of the Validity of Simplified Models for Radiant Heat Transfer Analysis.....	53
5.2.2	A Method for Measuring Emissivities and True Temperatures from Multiple Spectral Reflexions in Pyrometry.....	53
5.2.3	Annular Ring View Factors.....	54
5.2.4	Apparent Thermal Emissivity from Surfaces with Multiple V-Shaped Grooves.....	54
5.2.5	Application of computers to measure actual temperature of bodies from self radiation.....	54
5.2.6	Common Sense Approach to Thermal Imaging.....	55
5.2.7	Corrections in Optical Pyrometry and Photometry for the Refractive Index of Air.....	55
5.2.8	Effects of Roughness of Metal Surfaces on Angular Distribution of Monochromatic Reflected Radiation.....	55
5.2.9	Effect of Surface Roughness on the Total Hemispherical and Specular Reflectance of Metallic Surfaces.....	55
5.2.10	Elementos finitos.....	56
5.2.11	Física.....	56
5.2.12	Fundamentos da transferência de calor e massa.....	56
5.2.13	Improved Radiation Pyrometry for Automatic Emissivity Compensation.....	57

5.2.14	Inferring Temperature from Optical Radiation Measurements.....	57
5.2.15	Influence de la Rugosite sur le Rayonnement Thermique Emis par les Surfaces Opaques: Essai de Modele.....	57
5.2.16	Infrared Detectors and Systems.....	57
5.2.17	Infrared Detectors: An Overview.....	58
5.2.18	Infrared Technology Fundamentals.....	58
5.2.19	Instrument for the Absolute Measurement of Direct Spectral Reflectance at Normal Incidence.....	58
5.2.20	Laser Pyrometry.....	58
5.2.21	Multi-Wavelength Pyrometry.....	58
5.2.22	No Contact Surface Temperature Measurement by Means of a Modulated Photo thermal Effect.....	59
5.2.23	No Orthogonal Finite-Volume Solutions of Radiative Heat Transfer in a Three-Dimensional Enclosure.....	59
5.2.24	On the Measurement of the Temperature of Unclosed Objects by Radiation Methods.....	59
5.2.25	Optimal Utilization of Redundant Information in Thermal Radiation in Thermo physical measurements.....	60
5.2.26	Polaradiometer, a New Instrument for Temperature Measurement.....	60
5.2.27	Radiation.....	61
5.2.28	Radiative Heat Transfer in Axisymmetric Geometries Using an Unstructured Finite-Volume Method.....	61
5.2.29	Radiation Thermometry.....	61
5.2.30	Temperature Analysis from Multispectral Infrared Data.....	61
5.2.31	The Emissivity and Absorvity of Parachute Fabrics.....	62
5.2.32	Temperature Error in Radiation Thermometry caused by Emissivity and Reflectance Measurement Error.....	62
5.2.33	The Spectral Emissivity of Iron and Cobalt.....	62
5.2.34	Two-Color Pyrometry in the Steel Industry.....	62

6	APÊNDICE F – Teste de Casos - Simulação Numérica por Elementos Finitos	80
6.1	Condições de Contorno.....	65
6.2	Constantes Físicas e Dimensões do Olho Humano.....	66
6.3	Resultados Obtidos nas Simulações Numéricas.....	66

LISTA DE FIGURAS.

Figura 1.1	Microfotografia de um detector mostrando detalhes de um arranjo de plano focal.....	2
Figura 1.2	Esquemático de um Arranjo de plano focal genérico.....	3
Figura 1.3	Imagem de um detector refrigerado.....	4
Figura 1.4	Detector do tipo não refrigerado.....	4
Figura 2.1	Interação entre matéria e radiação.....	11
Figura 2.2	Representação do estados energéticos desejáveis.....	13
Figura 2.3	Representação para um modelo metaestável.....	14
Figura 2.4	Apresentação simplificada do funcionamento de uma fonte laser....	15
Figura 2.5	Fonte laser empregando meio gasoso.....	16
Figura 3.1	Ângulo diferencial plano.....	26
Figura 3.2	Definição de ângulo sólido.....	27
Figura.3.3	Definição de intensidade de radiação.....	28
Figura 3.4	Representação gráfica para conservação da energia.....	34
Figura 3.5	Troca térmica entre superfícies.....	36
Figura 6.1	Corte lateral do modelo geométrico utilizado na análise.....	64
Figura 6.2	Representação bidimensional.....	64

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 3.1	Curvas das equações de Wien.....	20
Gráfico 3.2	Potência emissiva monocromática do corpo negro.....	25
Gráfico 3.3	Representação gráfica da integral de $V(\lambda)$	33
Gráfico 3.4	Derivada térmica da Lei de Planck.....	33
Gráfico 3.5	Ângulo limite para medição.....	36
Gráfico 3.6	Transmitância espectral do vidro.....	39

1 APÊNDICE A - Sensores de Temperatura.

Neste capítulo são apresentados apenas os sensores de temperatura utilizados diretamente na tese ou aqueles que faziam parte dos equipamentos que foram utilizados nas pesquisas que deram origem à tese.

1.1 Definição de Sensores

“*Sensores são dispositivos que mudam seu comportamento sob a ação de uma grandeza física, podendo fornecer diretamente ou indiretamente um sinal que indica esta grandeza*”. (MILLMAN e HALKIAS, 1981, 2004). Quando operam diretamente, convertendo uma forma de energia neutra, são chamados transdutores. Os sensores de operação indireta alteram suas propriedades, como a resistência elétrica, a capacitância ou a indutância, sob ação de uma grandeza física, de forma mais ou menos proporcional.

1.2 Sensor Tipo NTC

No presente trabalho foi usado um sensor de temperatura do tipo NTC, fabricado pela empresa alemã Hygrosens Instruments, série SEMI 833 ET, com tolerância máxima, em 37 °C, de 0,5%. Observe-se que, por felicidade, 37 °C é justamente a temperatura escolhida para as medições em situação *ex vivo*.

Contatado o fabricante, este forneceu uma tabela de resistência elétrica em função da temperatura, com valores variando 1 °C entre -40 e 100 °C. Com os valores dessa tabela foi plotado o gráfico com a curva da função $T = f(R)$ e dessa curva foi obtida uma equação de tendência.

Para a transformação dos valores de resistência elétrica em valores de temperatura foram empregados uma calculadora programável e um multíteste 4 ½ dígitos, para medição da resistência elétrica do sensor.

1.3 Detectores Óticos.

Os detectores óticos são construídos através de um arranjo de sensores térmicos em uma matriz plana bidimensional ou arranjo de plano focal (FPA), de forma tal que cada elemento da matriz represente um pixel (Fig. 1.1).



Figura 1.1. Microfotografia de um detector mostrando o arranjo de plano focal. Site da empresa francesa (ULIS).

Cada um destes elementos é lido com uma velocidade tal que permita a varredura de todo o detector numa frequência que varia, conforme a tecnologia empregada, entre 30 e 200 vezes por segundo (*time rate* entre 30 e 60 Hz). A leitura se processa ordenadamente, da esquerda para a direita e de cima para baixo (Figura 1.2). Se a leitura for feita na ordem 1, 2, 3,... n, diz-se que a imagem formada é não entrelaçada. Contudo, se a leitura for na ordem 1, 3, 5,..., n-1 e em seguida, na ordem 2, 4, 6,..., n, diz-se que a imagem formada é entrelaçada.

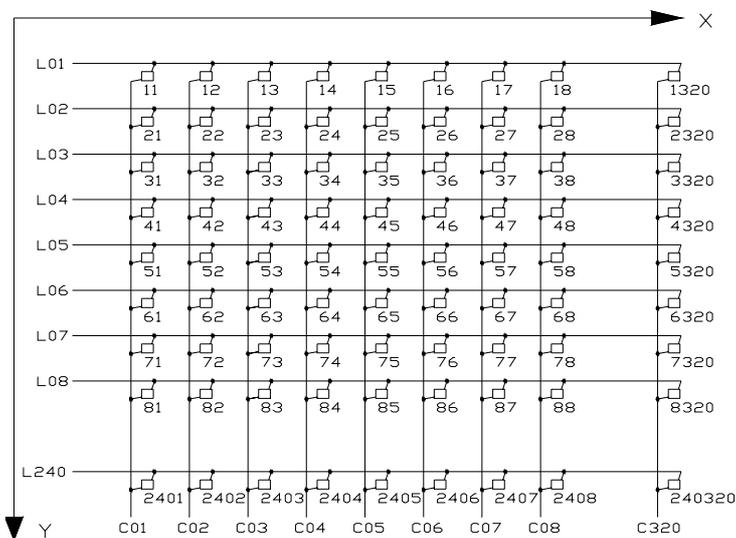


Figura 1.2 Esquemático de um arranjo de plano focal genérico.

Os detectores são análogos aos bastões e cones do olho, mas a física ou química do processo de detecção é algo diferente. Apesar do sistema de sensores óticos ter sido modelado a partir do olho humano, pesquisas recentes têm procurado estudar os fenômenos relacionados aos sensores biológicos, numa ciência conhecida como “biomimética”. Casos típicos de sensores biológicos são encontrados em alguns tipos de besouros sensíveis ao infravermelho e serpentes das famílias da jibóia, píton, jararaca e cruzeiras, entre outras, equipadas com fossetas loreais sensíveis ao infravermelho.

Os sensores artificiais, que formam os detectores desenvolvidos pelo homem, são incluídos em dois tipos: refrigerados (Fig. 1.3) e não refrigerados (Fig. 1.4); sendo ainda enquadrados em duas categorias principais: os detectores térmicos e os fotodetectores, ou detectores fotônicos ou ainda detectores quânticos. Os detectores térmicos respondem ao efeito de calor a partir da energia absorvida da radiação pela mudança de temperatura do sensor. Este processo requer duas etapas: a radiação necessita mudar a temperatura do detector e então esta mudança de temperatura causa ou induz mudança em algum parâmetro mensurável. A mudança de parâmetros físicos é então detectada pela associação de instrumentação ou circuitos. Já os fotodetectores são dispositivos ou materiais que detectam o calor pela interação direta da radiação

com o retículo atômico de um material, quando a absorção de um fóton gera imediatamente um par elétron-lacuna convertendo, diretamente, fótons em corrente elétrica.



Figura 1.3 Imagem de um detector refrigerado, fabricado pela empresa francesa (SOFRADIR).

Com relação aos detectores térmicos, encontram-se os termopares, as termopilhas e os bolômetros. Deste grupo merecem especial atenção os detectores de arranjo microbolométricos. O formato microbolômetro de imageadores térmicos em mercúrio, cádmio, telúrio (HgCdTe), ou (MCT) como são mais conhecidos, não necessitam de refrigeração e prevalecem dentro do estado da arte para aplicações nos sistemas de imageamento térmico militares e civis, por serem mais leves e mais baratos.

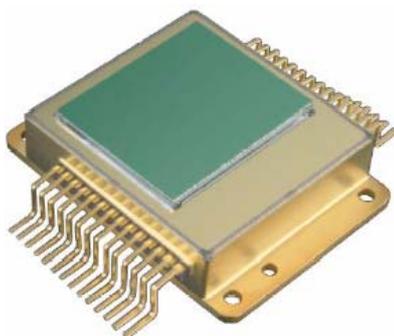


Figura 1.4. Detector do tipo não refrigerado, modelo UL03041, fabricado pela empresa (ULIS).

Com relação aos fotodetectores, há os detectores fotocondutores, os fotovoltaicos e os eletromagnéticos. Esta classe de detectores, embora ainda usada em equipamentos mais antigos, é atualmente reservada somente para aplicações especiais, como em pesquisa, e para aplicações espaciais, porque necessita ser criogenicamente refrigerada para redução do ruído elétrico, o que é normalmente feito com o emprego de nitrogênio. Eles são produzidos com o emprego de tecnologias mais sofisticadas, de custo elevado. O tempo de resposta de um detector e a velocidade do alvo em potencial têm sempre constituído a diferença principal entre estas duas categorias. Os detectores térmicos, empregados no tipo de termógrafo utilizado nesse trabalho, respondem de maneira relativamente lenta porque reagem à incidência do calor sobre eles pela elevação da temperatura, o que produz uma mudança em sua resistência elétrica, conforme a Equação 1.1. Esta mudança é processada na ordem de 0,5 milissegundos, enquanto que os fotodetectores respondem rapidamente, na ordem de 10^{-4} microssegundos (DERENIAK e DERENIAK, 1996).

$$R_d = R_0 e^{\zeta/T} \quad (1.1)$$

A Equação 1.2 expressa a variação da resistência em função da temperatura.

$$dR_d = R_0 e^{\zeta/T} \left(-\frac{\zeta}{T^2} \right) \quad (1.2)$$

2 APÊNDICE B - Laser, História e Teoria.

2.1 Breve História

Em 1960, a palavra, LASER, ("Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation") aparecia pela primeira vez, estampada nas páginas dos jornais ou como destaque nos noticiosos das emissoras de rádio difusão. Noticiava-se uma invenção baseada num conjunto de idéias e fatos oriundos de diferentes ramos da física e da engenharia, e, principalmente baseada em fenômenos da física atômica e molecular. Foi a aplicação direta da mecânica quântica de Albert Einstein à eletrônica que possibilitou, na década de 40, o florescimento do que denominamos eletrônica quântica, área que se desenvolveu enormemente após a Segunda Guerra Mundial e que deu origem ao descobrimento de muitos dispositivos que revolucionaram a eletrônica, como o transistor bipolar, e novamente na década de 60, com o surgimento da chamada fotônica, que conduziu ao laser e tantas outras aplicações conhecidas hoje.

O transistor bipolar foi inventado na Bell Telephone and Laboratories, quando eram pesquisadas alternativas ao uso das válvulas e tornou-se público em 23 de Dezembro de 1947. Esta pesquisa, na verdade, buscava o desenvolvimento de um transistor de efeito campo, o FET, e foi conduzida pela equipe formada por John Bardeen, Walter Brattain e William Shockley, o mesmo Shockley que mais tarde teria destaque na eletrônica, e foi laureada com o prêmio Nobel da Física em 1956. Já o laser foi desenvolvido por Charles Townes e sua equipe em 1954. Em 1960, outro cientista, Theodore Maiman, conseguiu fazer funcionar um protótipo de laser sólido a partir de um cristal de rubi, similar ao que é utilizado hoje. Nesta época, um grande número de pesquisadores trabalhava em pesquisa fundamental, em universidades e laboratórios de vários países, e não é possível afirmar, com certeza, quantos deles efetivamente contribuíram para o advento do laser. Sua produção não era um objetivo específico e nem mesmo se cogitava sobre o número de aplicações que ele viria a ter, tanto que por vários anos após sua invenção, os colegas do precursor Charles Townes zombavam dele dizendo: *“a invenção do laser tinha sido uma*

grande idéia, mas o laser era uma solução à procura de um problema". (NETO, CAMARGO e CHIES, 2004).

Antes do laser veio o maser. O maser foi inventado em 1954 por uma equipe liderada pelo Professor Charles Townes, que, juntamente com seus colegas da Universidade de Colúmbia (EUA), construíram um protótipo. O maser é muito semelhante ao laser, apenas com uma diferença. Em lugar de átomos excitados, Townes utilizou-se de moléculas de amônia como meio ativo. Ao serem excitadas por um agente externo essas moléculas entram em vibração na frequência das micro-ondas. O processo de emissão estimulada gera um feixe coerente de micro-ondas, que era o objetivo do Professor Townes e sua equipe.

Tão logo o maser foi demonstrado, iniciou-se uma busca em âmbito mundial, por um maser ótico, um dispositivo que emitisse um feixe coerente com frequência na região da luz visível, em lugar de micro-ondas. Teria sido mais uma vez, o próprio Charles Townes, apoiado por seu colega Arthur Schawlow, quem propôs um arranjo com uma cavidade contendo um meio ativo e dois espelhos, utilizando-se ainda de moléculas de amônia. Por esse trabalho Townes compartilhou o Prêmio Nobel de 1964, juntamente com Aleksandr Prokhorov e Nikolay Basov. *"Mas teria sido Theodore Maiman quem efetivamente construiu o primeiro maser ótico. Na oportunidade Maiman teria sugerido o nome "Loser" ("Light Oscillation by Stimulated Emission of Radiation"), mas loser, em inglês, significa perdedor, tendo então o nome sido trocado por laser ("Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation")*. (NETO, CAMARGO e CHIES, 2004).

Passadas cinco décadas de sua invenção, o laser encontrou aplicações tão corriqueiras como nas comunicações telefônicas, através das fibras óticas, utilizando comprimentos de onda específicos para as aplicações, nas leitoras de código de barras dos caixas de bancos e supermercados, que usam *lasers* de baixa potência, em Hélio-Neônio (HeNe) que emitem luz vermelha de 638 nm, nos equipamentos de som que também usam luz vermelha operando em 650 nm para reprodução de discos compactos, nas indústrias, utilizando alta energia, para corte de metais, papel e roupas, quando pode cortar simultaneamente até cinquenta camadas de tecido com acabamento perfeito e sem desfiar, em segurança patrimonial compondo sistemas de alarme, e, como não poderia deixar de ser, nas armas, como dispositivos de mira. O laser, contudo, não era uma invenção para a guerra e por isso não teve suas primeiras aplicações na guerra, onde a evolução das técnicas habitualmente é muito rápida, para depois chegar ao uso civil, como

costuma acontecer com a maioria das tecnologias. De fato, é possível afirmar que o desenvolvimento das aplicações foi quase simultâneo. Rapidamente o laser encontrou várias aplicações nobres, como pesquisa científica, metrologia, processamento e manipulação de materiais biológicos, odontologia e medicina, área na qual é amplamente usado em cirurgias oftalmológicas, objeto do presente trabalho.

2.2 Luz, Partícula ou Onda

Albert Einstein, em 1905, sugeriu que um feixe de luz não é apenas uma onda eletromagnética com suas características usuais de frequência, amplitude e fase, como até então se acreditava ser sua única forma de expressão. *“Em 1905, Einstein propôs pela primeira vez o conceito de fóton e percebeu que o efeito fotoelétrico poderia ser aplicado com a sua utilização”*. (HALLIDAY, RESNICK e KRANE, 1996). Ele propôs que a luz é feita de entidades discretas, isto é, separadas e distintas entre si, com uma energia proporcional à frequência da onda luminosa, os fótons. Segundo Einstein, um feixe de luz monocromático de frequência ν é formado por uma imensa quantidade de partículas discretas, cada uma delas com uma energia $e=h\nu$, onde h é a constante de Max Planck. Mas a luz também pode ser tratada, para a maioria das aplicações, como sendo uma onda eletromagnética e tem tal comportamento. Na verdade os fótons apresentam características típicas das ondas, como frequência, amplitude, fase e polarização, e também de partículas, como momento e localização espacial. *“Os físicos chamam isso de "dualidade onda-partícula" e esta ambivalência dos fótons faz parte da natureza da luz. Pelo trabalho Einstein recebeu o Prêmio Nobel em 1921”*. (SIMMONS, 2002).

2.3 A Tecnologia Laser

Sabe-se que foi Rutherford, em 1911, quem primeiro descobriu que um átomo é formado por um núcleo, de carga positiva, contendo praticamente toda a massa do átomo e circundado por um ou mais elétrons, estes de carga negativa ($1,6 \times 10^{-19}$ C) e massa irrisória ($9,1 \times 10^{-31}$ kg). *“O átomo é então dito eletricamente neutro e como sua massa se encontra quase que inteiramente no núcleo, ele é dito substancialmente imóvel com os elétrons se movendo ao redor dele em órbita fechada”*. (MILLMAN e HALKIAS, 1981).

A Mecânica Clássica demonstra que a força que mantém os elétrons girando ao redor dos respectivos núcleos é análoga àquela que mantém os planetas girando ao redor do sol e, como

aquela, varia inversamente com o quadrado da distância. É fácil então, calcular o raio da órbita de um elétron em termos da energia total W . Pela Lei de Coulomb, a força de atração entre o núcleo e o elétron do átomo de hidrogênio é expressa por $\frac{q^2}{4\pi r \epsilon_0}$.

Usando a expressão da força de atração acima definida e a segunda lei de Newton é possível chegar à expressão da energia.

$$W = -\frac{q^2}{8\pi r \epsilon_0} \quad (2.1)$$

Observa-se que, quanto menor o valor do raio r , maior será esta energia, ou ainda, que a energia do elétron diminui, (torna-se mais negativa) quando se aproxima do núcleo e mais ainda: se a carga do elétron oscila numa frequência ν , a energia irradiada terá esta mesma frequência e assim, sob o ponto de vista da Mecânica Clássica, se pode admitir que a frequência do elétron girando ao redor do núcleo é igual à frequência irradiada por ele.

O mérito de Rutherford foi, sem dúvida, muito grande, mas o uso dos recursos da Mecânica Clássica o levou a uma dificuldade igualmente grande, pois existem pontos em desacordo com a realidade: através da Mecânica Clássica, se o elétron está irradiando energia, sua energia total deveria diminuir na exata proporção da energia irradiada e como resultado imediato, perdendo energia, o raio da órbita deste elétron deveria ir gradativamente diminuindo até o ponto de cair sobre o núcleo. Outro ponto a considerar é que, como foi visto acima, a frequência de oscilação depende da amplitude da órbita do elétron o que a levaria a uma gradativa mudança, fato este, como é sabido, incompatível com as frequências das linhas espectrais.

Bohr, em 1913 trouxe a solução para os problemas encontrados por Rutherford, através de três postulados fundamentais, sendo eles de vital importância para o entendimento do modo de operação do *laser*.

1. “*Nem todas as energias conhecidas pela Mecânica Clássica são permitidas, pois o átomo só pode apresentar energias em níveis discretos*”. (MILLMAN e HALKIAS, 1981). Um elétron não emite radiação enquanto estiver em estado correspondente a estes níveis discretos de energia e neste caso se afirma que o elétron está em um estado estacionário ou não irradiante.

2. “Na transição de um estado estacionário correspondente a uma energia E_2 para outro estado estacionário de energia E_1 haverá uma irradiação de energia”. (MILLMAN e HALKIAS, 1981). A frequência ν desta energia é definida por:

$$E_1 - E_2 = h\nu \quad (2.2)$$

Sendo h a constante de Max Planck, expressa em J/s, E_2 e E_1 , são as energias correspondentes aos respectivos estados, expressas em Joule e ν , a frequência, expressa em Hertz.

3. “Um estado estacionário é determinado pela condição na qual o momento angular do elétron, para esse estado é quantizado e deve ser necessariamente um número inteiro de $h/2\pi$ para alterar sua energia”. (MILLMAN e HALKIAS, 1981).

Assim, o momento angular é expresso por:

$$mvr = \frac{nh}{2\pi} \quad (2.3)$$

A expressão da energia encontrada por Rutherford, combinada com a expressão acima, produz a expressão da energia correspondente a cada estado e é dada por:

$$W_n = -\frac{mq^4}{8h^2\epsilon_0^2} \frac{1}{n^2} \quad (2.4)$$

2.4 A Luz Laser

As principais características da luz laser são (HALLIDAY, RESNICK e KRANE, 1996):

- Altamente monocromática, pois ela possui componentes quase que exclusivamente de um mesmo comprimento de onda.
- Altamente coerente, pois os fótons possuem a mesma frequência, mesma fase e mesma polarização (encontram-se no mesmo plano de propagação).
- Altamente direcional, pois ela só se afasta do paralelismo em consequência do efeito de uma eventual difração.

- Facilmente focalizada. Esta propriedade está relacionada ao paralelismo do feixe de laser e permite ao laser concentrar num pequeno ponto uma grande quantidade de potência, o que o torna tão útil. “Enquanto que a chama de oxi-acetileno tem uma densidade de fluxo de 10^3 W/cm^2 , equipamentos laser usados em pesquisa de fusão termonuclear controlada gerando pulsos de luz de 10^{-10} s podem alcançar um nível de potência de 10^{14} W ”. (HALLIDAY, RESNICK e KRANE, 1996). Observa-se que para concentrar tão extraordinária potência em tão curto espaço de tempo seriam necessárias mais de 7.937 vezes a potência gerada pela Usina de Itaipu (12,6 GW), atualmente a maior do mundo.

Em 1917, Albert Einstein introduziu na física um novo conceito denominado *emissão estimulada*. “Einstein conseguiu deduzir a lei da radiação de Planck em função de hipóteses simples e elegante e de um modo que deixava claro o papel da quantização da energia e do conceito de fóton”. (HALLIDAY, RESNICK e KRANE, 1996).

Existem três processos que envolvem a interação entre matéria e radiação. São eles: *absorção*, *emissão espontânea* e a *emissão estimulada* conceituada por Einstein.

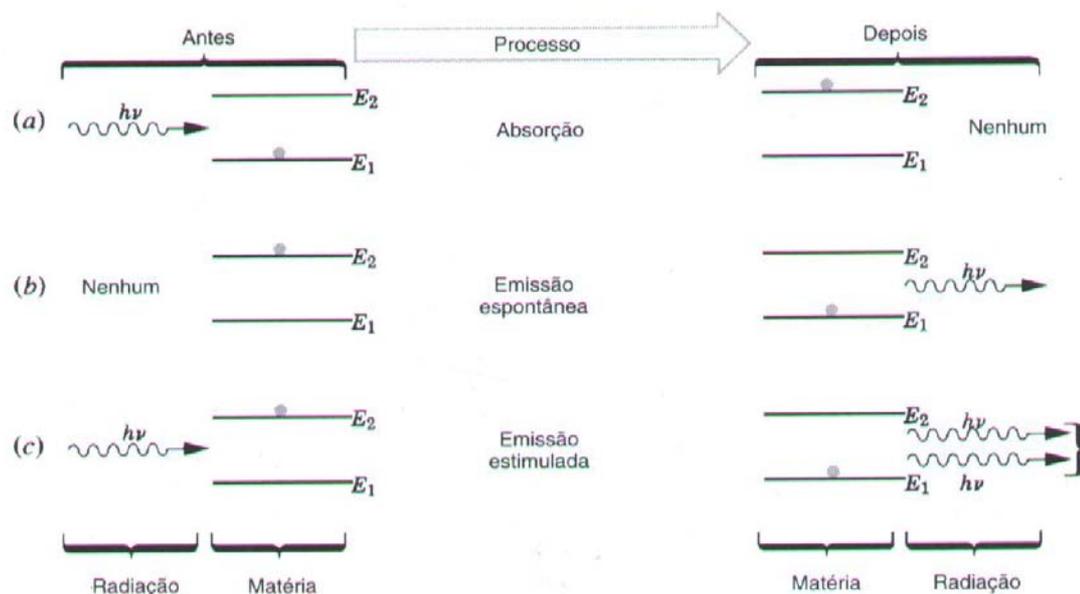


Figura 2.1 Interação entre matéria e radiação (HALLIDAY, RESNICK e KRANE, 1996).

O primeiro dos três processos enumerados, a absorção, pode ser explicada da seguinte maneira: considere-se (Fig. 2.1) um sistema atômico de energias E_1 e E_2 estando no mais baixo estado de energia possível e uma radiação de espectro contínuo envolvendo o sistema. Um fóton de frequência ν pertencente a este campo de radiação aproxima-se do átomo que contém estes dois níveis de energia e interage com ele na forma da $h\nu = E_2 - E_1$. Ocorre então que o fóton desaparece e o sistema atômico considerado passa para seu mais alto estado de energia. Este processo chama-se *absorção* porque o fóton incidente é absorvido pelo átomo.

O segundo dos três processos considerados, a *emissão espontânea*, parte de uma situação quando, em um determinado instante, um sistema atômico isolado está em seu mais alto estado de energia e não existe qualquer campo de radiação em sua vizinhança e transcorrido um tempo médio τ este sistema isolado passa, de forma espontânea, para o sistema de energia mais baixa, emitindo um fóton de energia $h\nu = E_2 - E_1$, processo este denominado emissão espontânea, já que não é necessária influência externa. A meia vida τ para a emissão espontânea por átomos excitados é normalmente da ordem de 10^{-8} s, mas existem alguns estados em que este tempo é muito maior, talvez da ordem de 10^{-3} s. “Chamamos a estes estados de *metaestáveis*; eles desempenham um papel essencial no funcionamento do laser” (HALLIDAY, RESNICK e KRANE, 1996).

O terceiro e mais importante dos processos é a emissão estimulada, conceituada por Einstein em 1917. Em um determinado instante o sistema encontra-se em seu estado de energia mais alto só que agora a radiação de frequência ν , determinada por $h\nu = E_2 - E_1$ está presente. Exatamente como ocorre com o processo de absorção, também aqui um fóton de energia $h\nu$, do campo de radiação, interage com o sistema que libera um fóton e vai para seu estado de energia mais baixa. O fóton emitido é, sob todos os aspectos, idêntico ao fóton estimulador, tendo idêntica energia, direção e sentido, fase e estado de polarização e, além disso, cada um destes fótons pode provocar outros eventos de emissão estimulada, em uma reação em cadeia de processos semelhantes, o que bem justifica o nome LASER, ("Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation").

O que até agora foi discutido refere-se apenas a um átomo com dois níveis de energia, mas na prática isto não ocorre de forma tão simples. O que ocorre na realidade é que em qualquer sistema em equilíbrio térmico o número de ocupações de um estado de energia $E = E_2 - E_1$ é

determinado por um fator exponencial $e^{-\frac{E}{kT}}$ da distribuição de Maxwell e Boltzmann, e a razão entre o número de átomos no nível mais alto e no nível mais baixo é dada por:

$$\frac{n(E_2)}{n(E_1)} = e^{-\frac{E_2 - E_1}{kT}} \quad (2.5)$$

kT é a energia média de agitação de um átomo à temperatura T , e quanto maior o valor da temperatura T , maior a expectativa de que mais átomos sejam, por assim dizer, “bombeados”, pela agitação térmica para o nível E_2 . A Figura 2.2 ilustra uma situação desejável, mas que não pode ser obtida, na prática, com o emprego de processos térmicos.

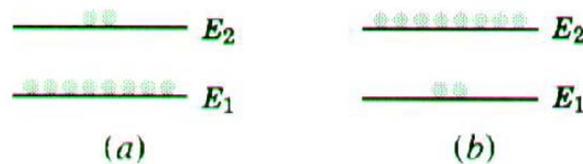


Figura 2.2 Representação dos estados energéticos desejáveis. Os estados acima apresentados seriam altamente desejáveis, contudo não podem ser obtidos por processos térmicos. (HALLIDAY, RESNICK e KRANE, 1996).

4.4 Como o Laser Funciona.

HALLIDAY, RESNICK e KRANE (1996) apresentaram uma definição para estados metaestáveis. Na prática é um estado metaestável que se busca para a produção do laser (Fig. 2.3).

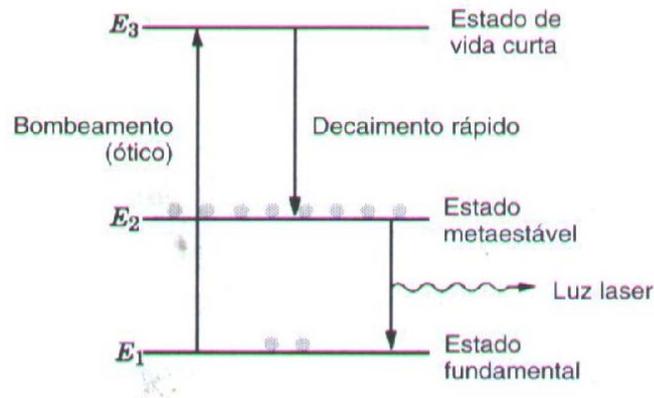


Figura 2.3 Representação para um modelo metaestável (HALLIDAY, RESNICK e KRANE, 1996).

Os átomos do estado fundamental de energia E_1 são “bombeados” para um estado excitado de energia E_3 através da absorção de energia luminosa de uma fonte intensa e de espectro contínuo, normalmente um tubo que envolve o material com o qual o laser foi construído. Do estado excitado de energia E_3 os átomos decaem rapidamente para o estado de energia E_2 , que deve ser metaestável (meia vida da ordem de 10^{-3} s) para que ocorra luz laser. Em condições apropriadas, conforme se tinha na Figura 4.3, o estado de energia E_2 será mais densamente populoso do que o estado fundamental E_1 , estabelecendo-se assim a condição de inversão populacional necessária. Obtida esta condição, um fóton nas condições apropriadas pode desencadear uma reação em cadeia de eventos de emissão estimulada que resultaria em uma emissão laser. “Muitos laser em sólidos cristalinos, como o rubi, operam neste sistema de três níveis” (HALLIDAY, RESNICK e KRANE, 1996) (Fig. 2.4).

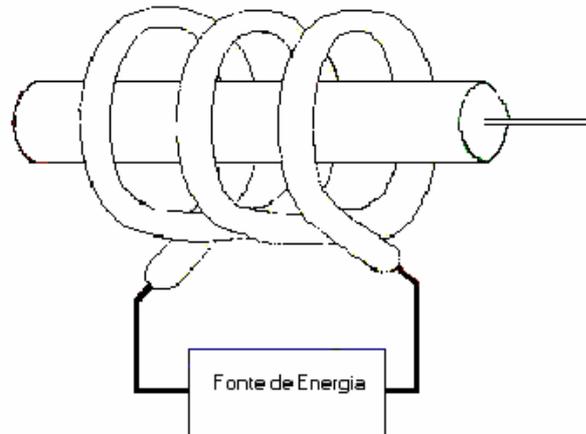


Figura 2.4 Apresentação simplificada do funcionamento de uma fonte laser construída sobre um cristal de rubi.

Os lasers utilizados em cirurgias refrativas, contudo, não operam em meio cristalino, mas em meio gasoso, empregando uma mistura de vários gases, cujo funcionamento difere um pouco do processo em meio cristalino. Para ilustrar o funcionamento deste tipo de laser, considere-se uma fonte laser empregando uma mistura de apenas dois gases, o hélio e o neônio, numa proporção de 80% do primeiro para 20% do segundo, sendo agora o hélio o meio que “bombeia” e o neônio aquele que produz a emissão laser.

A Figura 2.5 ilustra de maneira simplificada o funcionamento de uma fonte laser empregando meio gasosos. Este desenho esquemático mostra quatro níveis de energia envolvidos na produção do laser, a saber: E_0 , E_1 , E_2 e E_3 , sendo E_0 e E_3 associados ao hélio e novamente E_0 , mais E_1 e E_2 associados ao neônio.

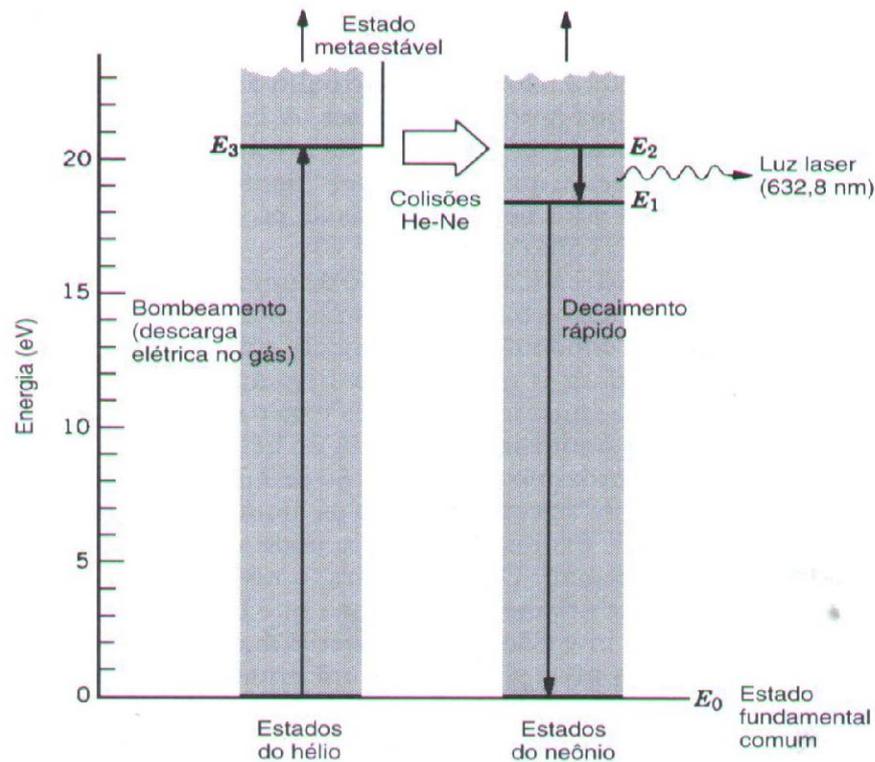


Figura 2.5 Fonte laser empregando meio gasoso. Sistemas deste tipo são usados nas fontes excimer laser. A Figura é de HALLIDAY, RESNICK e KRANE (1996).

No presente caso o “bombeamento” é produzido por uma descarga elétrica produzida dentro da mistura dos gases. Os elétrons e os íons produzidos por esta descarga podem colidir com os átomos de hélio elevando o nível de energia de E_0 para E_3 que é metaestável, sem que ocorra grande número de emissões espontâneas de volta para o nível fundamental E_0 . A energia do nível E_3 do hélio é de 20,61 eV, muito próxima da energia correspondente ao nível E_2 do neônio que é de 20,66 eV, o que favorece a transferência de energia do hélio para o neônio, durante as colisões e assim, o nível E_2 do neônio pode se tornar mais populoso do que o nível E_1 deste mesmo gás sendo esta inversão mantida pela metaestabilidade do nível E_3 , correspondente ao hélio, o que assegura uma pronta transferência de energia para o nível E_2 do neônio. O nível E_1 , correspondente ao neônio, decai para o nível E_0 , por meio de emissão estimulada, produzindo uma emissão laser num comprimento de onda de 0,632 micrometros, correspondente ao vermelho, dentro do espectro visível. Desta forma, misturas apropriadas de gases irão produzir

emissões laser em comprimentos de ondas diferentes para atender as mais variadas necessidades, sejam elas da indústria, da medicina ou mesmo da guerra.

3 APÊNDICE C - Termografia

Neste capítulo são apresentados alguns tópicos relacionados aos fundamentos teóricos da termografia e princípios da medição de temperaturas sem contato. Para melhor descrever os fenômenos nos quais as técnicas termográficas se apóiam é necessário uma rápida recapitulação dos princípios elementares da transmissão de calor. *“Sempre que existir um gradiente de temperatura dentro de um sistema, ou que dois sistemas a diferentes temperaturas forem colocados em contato, haverá transferência de energia. O processo pelo qual a energia é transportada é conhecido por transferência de calor. A entidade em trânsito, chama-se calor, não pode ser medida ou observada diretamente, porém os efeitos que ela produz são susceptíveis de observação e medição. O fluxo de calor, tal qual o desempenho de trabalho, é um processo pelo qual a energia interna de um sistema é alterada”*. (KREITH e BOHN, 2003).

3.1 Lei de Planck.

Em 19 de outubro de 1900 Max Planck anunciou à Sociedade de Física de Berlim sua fórmula empírica para definir a irradiância espectral, também conhecida como potência emissiva ou poder emissivo, na forma:

$$E_{b\lambda}(T) = \frac{C_1}{\lambda^5 (e^{C_2/\lambda T} - 1)} \quad (3.1)$$

Embora correta, por confirmar os dados experimentais, a fórmula de Planck tinha a incômoda presença das constantes de ajuste C_1 e C_2 que conferiam a ela a classificação de empírica não se enquadrando como teoria.

Lançando-se freneticamente à pesquisa, dois meses depois da apresentação para a Sociedade Física de Berlim, Planck apresentava uma solução em que as duas constantes empíricas C_1 e C_2 foram substituídas por arranjos envolvendo a velocidade da luz c , a constante

de Boltzman k e uma nova constante h , na época pouco valorizada e hoje conhecida por constante de Planck, ficando assim definidas:

$$C_1 = 2\pi c^2 h \quad (3.2)$$

$$C_2 = hc/k_b \quad (3.3)$$

A fórmula definitiva de Planck para irradiância, ou potência emissiva passou a ser apresentada como:

$$E_{b\lambda}(T) = \frac{2\pi c^2 h}{\lambda^5 (e^{hc/\lambda k_b T} - 1)} \quad (3.4)$$

Onde $E_{b\lambda}(T)$ é a potência emissiva monocromática de um corpo negro para uma temperatura T , em W/m^3 .

Durante este mesmo ano de 1900 e antes de Planck, tinham sido apresentadas duas fórmulas para explicar as curvas experimentais da potência emissiva de um corpo negro, representadas na Figura. 3.1. Tratava-se de uma verdadeira corrida nesse sentido. A primeira destas fórmulas, desenvolvida por Lord Rayleigh e mais tarde deduzida por Albert Einstein e ainda modificada por James Jeans, conhecida hoje como fórmula de Rayleigh-Jeans, foi concebida dentro dos princípios da física clássica e tinha boa concordância com os valores experimentais para comprimentos de onda superiores a $50 \mu m$. Entretanto, ela divergia para comprimentos de onda menores do que $50 \mu m$, Equação 3.5 e linha tracejada (Gráfico 3.1).

A segunda destas fórmulas, produzida empiricamente por Wilhelm Wein, em 1893, apresentava boa concordância para valores muito pequenos de comprimentos de onda, mas divergia para comprimentos de onda maiores do que $1,6 \mu m$, conforme linhas cheias da Figura 3.1.

$$E_{b\lambda}(T) = \frac{8\pi}{c^3} f \left[\frac{v}{T} \right] \quad (3.5)$$

onde ν é a frequência e f uma função que o próprio Wien considerou de muito difícil cálculo. O trabalho de Wien foi inspirado no *Thermodynamics and Statistical Mechanics* e foi o próprio Wien quem resolveu o problema, ainda de forma empírica, apresentando em 1900 uma fórmula tendo como variável apenas a frequência, conforme Equação 1.4.6.

$$E_{b\lambda}(T) = \frac{8\pi\nu^3 b}{c^3} \exp\left[\frac{-a\nu}{T}\right] \quad (3.6)$$

onde a e b eram constantes empíricas de ajuste, fórmula esta que foi abandonada quando os métodos de medição se tornaram mais precisos mostrando sua falha. Mas naquela época havia um intervalo, para comprimentos de onda entre 1,6 e 50 μm , que não se ajustava às proposições de Rayleigh e Wien. O que Planck fez em 1900 foi justamente buscar uma maneira de conciliar as duas leis da radiação interpolando valores que resultassem na concordância com os dados obtidos experimentalmente, para todos os comprimentos de onda, no que foi maravilhosamente bem sucedido, conforme mostra o Gráfico 3.1.

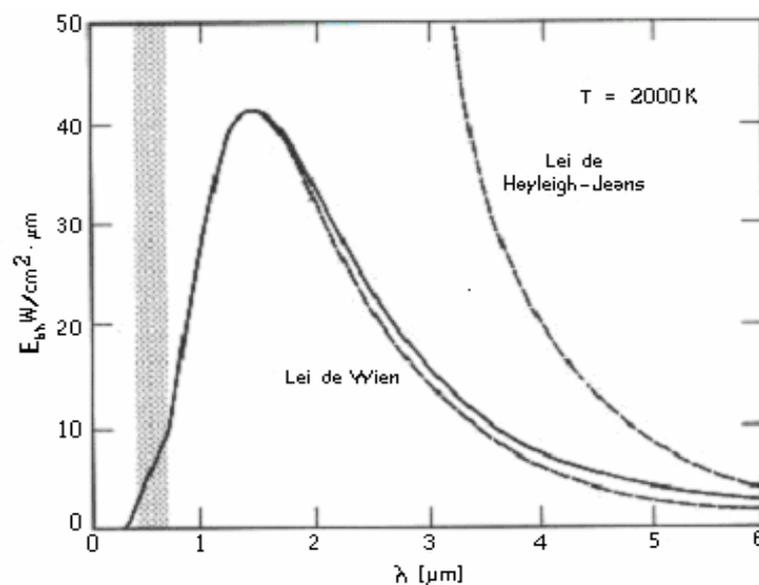


Gráfico 3.1 O gráfico apresenta as curvas das equações de Wien e Heyleigh-Jeans, com a sobreposição da curva interpolada por Planck. (HALLIDAY, RESNICK e KRANE, 1996).

A fórmula de Planck se aproxima da lei clássica de Rayleigh-Jeans para grandes comprimentos de onda (quando $\lambda \rightarrow \infty$), conforme se pode demonstrar (HALLIDAY, RESNICK e KRANE, 1996):

Usando um recurso algébrico, faz-se $\frac{hc}{\lambda k_b T} = x$, e dando um novo arranjo para fórmula de Planck, tem-se:

$$E_{b\lambda}(T) = \frac{2\pi c^2 h}{\lambda^5} \frac{1}{e^x - 1} \quad (3.7)$$

Desenvolvido em séries, $e^x = 1 + x + \frac{x^2}{2!} + \frac{x^3}{3!} + \frac{x^4}{4!} + \dots$ e considerando-se que o trabalho de Planck foi no sentido de uma conciliação entre as leis de Wien e Rayleigh-Jeans, e ainda, considerando que na expressão de Rayleigh-Jeans, justamente quando $\lambda \rightarrow \infty$, $x \rightarrow 0$, pode-se escrever $e^x - 1 \approx x$, o que leva a fórmula de Planck à expressão:

$$E_{b\lambda}(T) = \frac{2\pi c^2 h}{\lambda^5} \frac{1}{x} \quad (3.8)$$

Se $x = \frac{hc}{\lambda k_b T}$, a fórmula da Planck, para λ muito grande, pode ser apresentada como:

$$E_{b\lambda}(T) = \frac{2\pi c^2 h}{\lambda^5} \frac{\lambda k_b T}{hc} \quad (3.9)$$

expressão esta que, efetuadas as devidas simplificações, faz com que a fórmula de Planck para grandes comprimentos de onda se reduza a expressão:

$$E_{b\lambda}(T) = \frac{2\pi c k_b T}{\lambda^4} \quad (3.10)$$

que é justamente a fórmula de Rayleigh-Jeans.

Observa-se que da expressão quântica representada pela fórmula de Planck chegou-se à expressão clássica da fórmula de Rayleigh-Jeans em que a constante de Planck não deve aparecer. Contudo, a Equação 3.10 é incorreta para pequenos comprimentos de onda, uma vez que estando λ isolado no denominador, quando a frequência aumentasse (comprimentos de onda menores), a intensidade também aumentaria indefinidamente e assim sendo, quando o comprimento de onda correspondesse aos valores do espectro do ultravioleta, a curva acabaria violando a lei da conservação da energia. Identificado na época o problema, este foi chamado de "catástrofe ultravioleta", que corresponde à curva de linha pontilhada na Figura 3.1.

3.2 Lei de Stefan-Boltzman.

O fluxo de energia térmica total $E_b(T)$, que deixa uma superfície na forma de radiação térmica, em uma taxa q_r , depende da temperatura absoluta T e da temperatura da referida superfície.

$$q_r = \sigma AT^4 \quad (3.11)$$

$$\frac{q_r}{A} = \sigma T^4 = E_b \quad (3.12)$$

onde E_b é a potência emissiva total fornecida por um corpo negro de área A , por unidade de tempo.

O total da excitância radiante E_b , de um corpo negro na temperatura T é a integral, sobre todos os comprimentos de onda λ .

Transcrevendo-se as Equações 3.1 e 3.4, da fórmula de Planck para um corpo negro,

$$E_{b\lambda}(T) = \frac{C_1}{\lambda^5 (e^{C_2/\lambda T} - 1)}, \quad (3.13)$$

ou ainda,

$$E_{b\lambda}(T) = \frac{2\pi c^2 h}{\lambda^5 (e^{\frac{hc}{\lambda k_b T}} - 1)}, \quad (3.14)$$

Integrando para todos os comprimentos de onda a partir da Equação (3.13),

$$E_b = \int_0^{\infty} E_{b\lambda} d\lambda = \int_0^{\infty} \frac{C_1}{\lambda^5 (e^{C_2/\lambda T} - 1)} d\lambda = \left(\frac{\pi}{C_2} \right)^4 \frac{C_1}{15} T^4 = \sigma T^4 \quad (3.15)$$

Da mesma forma, partindo da Equação (3.14),

$$E_b = \int_0^{\infty} E_{b\lambda} d\lambda = \int_0^{\infty} \frac{2\pi c^2 h}{\lambda^5 (e^{\frac{hc}{\lambda k_b T}} - 1)} d\lambda = \frac{2\pi^5 k_b^4}{15c^2 h^3} T^4 = \sigma T^4 \quad (3.16)$$

ambas as Equações, 3.15 e 3.16, são expressões da Lei de Planck. A primeira delas é considerada empírica e a segunda científica.

3.3 Lei do Deslocamento de Wien.

A potência emissiva monocromática de um corpo negro, $E_{b\lambda}$ para diversos comprimentos de onda é representada graficamente na Figura 3.2, como função do comprimento de onda. Observa-se que o comprimento de onda onde o poder emissivo atinge um valor máximo $E_{b\lambda}(\lambda_{\max} T)$ diminui com o aumento da temperatura. O relacionamento entre comprimento de onda que corresponde a λ_{\max} , onde $E_{b\lambda}$ atinge seu máximo valor e a temperatura absoluta empregada para traçar a curva que gera este valor é chamada *lei do deslocamento de Wien* e pode ser obtida pela derivação da expressão da lei de Planck, Equação 3.4, para o máximo de $E_{b\lambda}$, ou seja:

$$\frac{E_{b\lambda}}{d\lambda} = \frac{d}{d\lambda} \left[\frac{2\pi c^2 h}{\lambda^5 (e^{\frac{hc}{\lambda k_b T}} - 1)} \right]_{T=Const} = 0 \quad (3.17)$$

Finalmente, a Equação 3.17 se apresenta na forma:

$$\lambda_{\max} \cdot T = 2.898 \times 10^{-3} \text{ m.K.} \quad (3.18)$$

Retornando à Equação 3.11, e reescrevendo-a para expressar a troca de calor entre dois corpos de temperaturas T_1 e T_2 , sendo ambos corpos negros e sendo um deles uma envoltória abarcando inteiramente o outro e considerando-se ainda A_1 como sendo a área da superfície do corpo interno, a expressão para a taxa de troca líquida de calor irradiado entre ambas as superfícies é:

$$q_r = A_1\sigma(T_1^4 - T_2^4) \quad (3.19)$$

3.4 Conclusões Parciais.

Três conclusões parciais de valor prático podem ser destacas até agora:

- Pela lei de Stefan-Boltzman, em decorrência do baixo valor de σ , o poder emissivo dos corpos só se torna significativo para temperatura elevadas. “*Segundo Aleksander Tselikov, a transferência de calor é predominantemente por radiação, quando a temperatura do corpo torna-se superior aos 300 °C*”. (KREITH, 2003).
- Pela lei do deslocamento de Wien (Fig.3.2), sabendo a temperatura do corpo sobre o qual se pretende medir a temperatura à distância, pode-se escolher um instrumento com faixa de resposta espectral mais adequado para o uso.
- Apesar da taxa de emissão de calor irradiado ser independente da temperatura da vizinhança, uma transferência líquida de calor irradiado exige uma diferença de temperaturas entre as superfícies dos dois corpos que participam desta troca de calor.

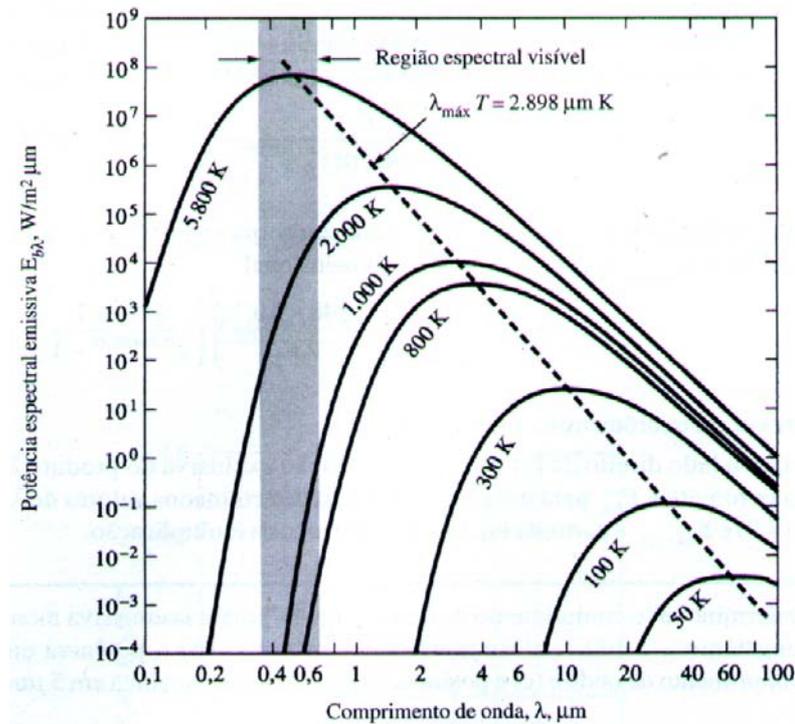


Gráfico 3.2 Representação da potência emissiva monocromática do corpo negro. A faixa escura representa a faixa espectral visível. (KREITH E BOHN, 2003).

O relacionamento entre o comprimento de onda máximo acima definido como $\lambda_{\max} T$ no qual o poder emissivo $E_{b\lambda}$ alcança seu valor máximo e a temperatura T (absoluta) é conhecida como lei do deslocamento de Wien.

3.5 Intensidade de radiação.

No presente trabalho pretende-se obter a temperatura de objetos ou alvos, através da medição da radiação das respectivas superfícies. Com o que foi visto até agora é possível apenas considerar a quantidade de radiação que deixa uma superfície, ou seja, a irradiância ou poder emissivo da superfície, que em termo práticos tem pouca significação. Em termos práticos, o que realmente interessa é a quantidade de energia que deixa uma superfície, passa em determinada direção e pode ser interceptada por outra superfície, denominada intensidade de radiação. Para que seja possível definir intensidade de radiação de um corpo é necessário ter antes medidas de direção e de espaço. Inicialmente é necessário definir ângulo diferencial e ângulo sólido.

O ângulo θ é formado por dois segmentos de reta com origem no centro da uma circunferência de raio r (Fig. 3.1). Um observador postado no centro desta circunferência verá a corda (tracejada) confundindo-se com o arco s .

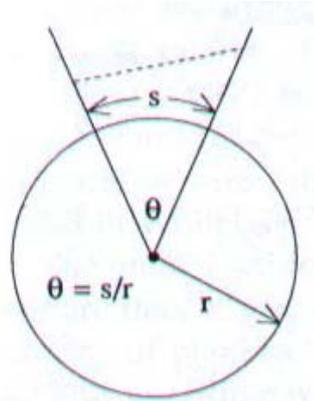


Figura 3.1 – Ângulo diferencial plano (BOREMAN e DERNIAK, 1996).

Façamos agora tão pequeno que se possa considerar $dl = s$, então, pode-se fazer $\theta = d\alpha$.

Um ângulo plano diferencial pode agora ser definido como a razão entre um elemento de arco infinitesimal de comprimento dl e o raio r da circunferência considerada, assim,

$$d\alpha = \frac{dl}{r} \quad (3.20)$$

Similarmente, consideremos a esfera, também de raio r , sendo que r , fixo no centro da esfera, através de rotação, define dentro dela um cone cuja base tem área A , sendo Ω o ângulo sólido de vértice no centro da esfera, formado pela rotação de r (Fig. 3.2), sendo:

$$\Omega = \frac{A}{r^2} \quad (3.21)$$

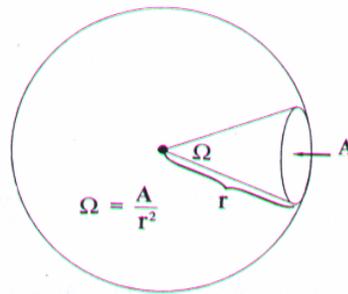


Figura 3.2 Definição de ângulo sólido (BOREMAN e DERNIAK, 1996).

Representemos agora todas as áreas infinitesimais A_n possíveis sobre a superfície da esfera. Em conseqüência, Ω torna-se também um ângulo infinitesimal $d\omega$. Desta maneira pode-se definir um ângulo sólido diferencial $d\omega$ como sendo a razão entre o elemento de área dA_n definido sobre a esfera e o quadrado do raio da mesma esfera, na forma:

$$d\omega = \frac{dA_n}{r^2} \quad (3.22)$$

A unidade de ângulo sólido é o esteroradiano, representado por *rd*. Contudo, na prática, os aparelhos utilizados para medição remota de radiação térmica (radiômetros) definem este ângulo em termos de miliradianos, *mrd*. Com estas considerações, a taxa de calor ou intensidade de radiação, por unidade de área superficial de um corpo, que passa em determinada direção pode ser medida determinando-se a radiação por meio de um elemento infinitesimal sobre a superfície de um hemisfério de raio qualquer, que envolve a dita superfície radiante. Se o raio deste hemisfério for unitário ele terá uma área superficial igual a 2π e define um ângulo sólido de 2π esteroradianos. A área superficial de um hemisfério assim definido tem o mesmo valor numérico que o ângulo sólido definido na Equação 3.22. Um ângulo deste tipo pode ser usado para definir direção de propagação e área espacial dentro da qual se propaga a radiação do corpo considerado.

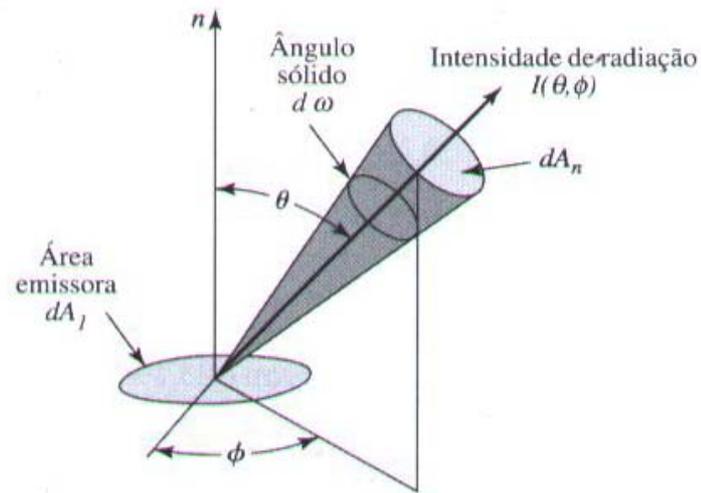


Figura 3.3 Definição de intensidade de radiação. (KREITH e BOHN, 2003)

“A intensidade de radiação $I(\theta, \phi)$ é a energia emitida por unidade de areada superfície emissora, projetada na direção θ, ϕ por unidade de tempo dentro de um ângulo sólido do centrado numa direção que pode ser definida em termo de ângulo de zênite θ e ângulo azimutal ϕ , no sistema de coordenadas esféricas da Figura (10.4.4)” .(KREITH e BOHN, 2003).

A partir da Figura 3.4, pode-se concluir que:

$$dA_n = rd\theta r \sin\phi \quad (3.23)$$

ou ainda,

$$d\omega = rd\theta \sin\phi \quad (3.24)$$

3.6 Campo Instantâneo de Visão.

O campo instantâneo de visão IFOV (Instantaneous Field of View) especificado pelos fabricantes de termógrafos e demais sensores remotos é definido como sendo a energia incidente que é focada no detector, em um determinado instante, ou seja, é o ângulo de cone dentro do qual esta energia incide, através da lente, no sensor do aparelho.

$$IFOV = d/D \quad (3.25)$$

onde D é o diâmetro da área circular focada, ou base do cone, cuja abertura é determinada pela lente do aparelho; d é a distância entre o sensor e o alvo expressa em metros, sendo o IFOV expresso em radianos, (normalmente em miliradianos). A área captada através da base de cone, ou diâmetro D , é denominada resolução elementar de alvo, que se traduz por resolução espacial do sistema, segundo sua projeção ortogonal. A possibilidade de distinguir diferentes detalhes num objeto (alvo) depende do IFOV. As imagens captadas são compostas por um conjunto de pixel que representam a resolução elementar de alvo, em um determinado instante.

Uma vez que a imagem resultante tem o formato retangular, sua direção horizontal S pode ser determinada pela expressão.

$$S = 2.d.Tg\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (3.26)$$

onde θ é o ângulo de abertura horizontal, d já foi anteriormente definido e S é a amplitude horizontal ou campo de visão FOV (Field of View) sobre o alvo.

3.7 Radiação de Fundo.

Como o ambiente também irradia calor, quando o objeto alcança a mesma temperatura do ambiente, não corre transferência líquida de calor, embora continue a ocorrer radiação. No equilíbrio térmico, ambos o alvo e o ambiente estão irradiando o mesmo montante de calor. Os objetos só podem ser percebidos quando sua potência irradiada M_T é diferente da potência irradiada pelo fundo M_B , sendo necessário então que M_T seja diferente de M_B para que ocorra a detecção do objeto.

Se o objeto está mais aquecido do que seu fundo, a diferença de potência irradiada é:

$$\Delta E = E_T - E_B \quad (3.27)$$

ou ainda, considerando a lei de Stefan-Boltzmann.

$$\Delta E = \sigma(T_T^4 - T_B^4). \quad (3.28)$$

sendo T_T e T_B as temperaturas do objeto (target) e fundo (background) respectivamente.

Enquanto σT^4 pode ser grande, ΔM pode ser muito pequena. O alvo só pode ser percebido se o sistema tiver sensibilidade suficiente para detectar ΔM .

Considerando $\Delta T = T_T - T_B$ e isolando T_T , podemos reescrever a equação 1.6.

$$\Delta E = \sigma[(T_B + \Delta T)^4 - T_B^4] \quad (3.29)$$

Expandindo,

$$\Delta E = \sigma[4T_B^3\Delta T + 6T_B^2\Delta T^2 + 4T_B\Delta T^3 + \Delta T^4]. \quad (3.30)$$

Se ΔT for muito pequeno pode-se desprez -lo, exceto quando na primeira potência.

$$\Delta E = 4\sigma T_B^3\Delta T, \quad (3.31)$$

Considerando-se que sempre existirá um fundo atrás de um abjeto ou alvo, a tensão diferencial de um detector pode ser expressa como:

$$\Delta V_{DETECTOR} = kR_D\Delta M, \quad (3.32),$$

contudo, ΔM está expresso na Equa o 1.8, assim,

$$\Delta V_{DETECTOR} = 4kR_D\sigma T_B^4\Delta T \quad (3.33)$$

3.8 Resposta de um Detector de Calor.

Uma vez que os detectores são sensíveis para apenas certos comprimentos de onda, a lei da radia o do corpo negro de Planck é usada para definir a resposta espectral de um detector. A tensão V de saída para um comprimento de onda em particular é definida como:

$$V_{DETECTOR}(\lambda) = kR_D(\lambda)M(\lambda, T), \quad (3.34),$$

onde R_D é a sensibilidade do detector.

O somatório de todas as saídas, devido aos vários comprimentos de onda, para os quais o detector é sensível, pode ser somado. O resultado é:

$$V_{DETECTOR} = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} V_{DETECTOR}(\lambda) d\lambda, \quad (3.35),$$

que é a área sob a curva no comprimento de onda correspondente ao intervalo entre λ_1 e λ_2 microbolométricos estão ganhando o mercado, em função do peso e baixo custo.

3.9 Discussão Sobre a Imagem de Fundo.

Sabe-se que os detectores são sensíveis para uma faixa espectral limitada, de acordo com suas características construtivas dos seus detectores. A diferença espectral entre o objeto e a imagem de fundo é definida como:

$$\Delta M(\lambda, \Delta T) = M(\lambda, T_T) - M(\lambda, T_B), \quad (3.36)$$

ou, formulando em termo da lei de Planck e ainda, por comodidade, utilizando a primeira expressão, considerada empírica, da Equação 3.1,

$$\Delta M(\lambda, \Delta T) = \frac{c_1}{\lambda^5} \left(\frac{1}{e^{\frac{c_2}{\lambda T_T}} - 1} \right) - \frac{c_1}{\lambda^5} \left(\frac{1}{e^{\frac{c_2}{\lambda T_B}} - 1} \right). \quad (3.37)$$

A potência total sobre o limite da faixa espectral é:

$$\Delta M(\lambda, \Delta T) = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \frac{c_1}{\lambda^5} \left(\frac{1}{e^{\frac{c_2}{\lambda T_T}} - 1} \right) d\lambda - \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \frac{c_1}{\lambda^5} \left(\frac{1}{e^{\frac{c_2}{\lambda T_B}} - 1} \right) d\lambda. \quad (3.38)$$

Para pequenas variações de temperatura, ΔT_S o alvo pode ser expresso como sendo um pequeno incremento sobre a temperatura da imagem de fundo, ou

$$\Delta M(\lambda, \Delta T) = M(\lambda, T_B + \Delta T) - M(\lambda, T_B). \quad (3.39)$$

Ainda se ΔT_S é que pequeno, o lado direito da equação X pode ser expandido em Séries de Taylor e para um ΔT muito pequeno considera-se apenas o primeiro termo da Equação (10.4.38):

$$\Delta M(\lambda, \Delta T) = \left[\frac{\partial M(\lambda, T_B)}{\partial T} \right] \Delta T. \quad (3.40)$$

O termo entre colchetes é chamado de derivada ou deriva térmica e é a derivada parcial da lei de Planck em relação à temperatura e expressa por:

$$\frac{\partial M(\lambda, T_B)}{\partial T} = M(\lambda, T_B) \frac{c_2 e^{\frac{c_2}{\lambda T_B}}}{\lambda T_B^2 (e^{\frac{c_2}{\lambda T_B}} - 1)}. \quad (3.41)$$

A deriva térmica pode ser avaliada com a temperatura da imagem de fundo, conforme mostra o Gráfico 3.4. Se o objeto é especificado para uma temperatura diferencial, então a temperatura da imagem de fundo pode ser estabelecida. Alternativamente, a potência emitida pode ser expressa aproximadamente por:

$$\Delta M(\lambda, \Delta T) = \left[\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \frac{\partial M(\lambda, T_B)}{\partial T} d\lambda \right] \Delta T. \quad (3.42)$$

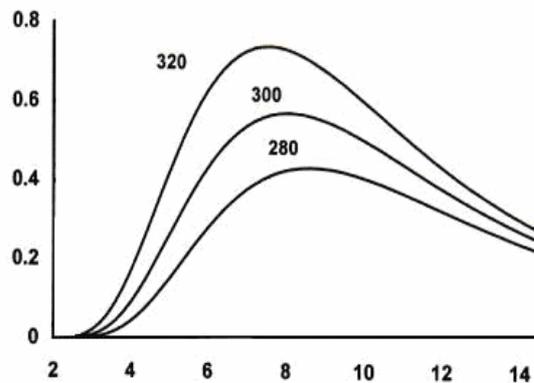


Gráfico 3.4 A derivada térmica da *lei de Planck* para radiação de corpo negro, em diferentes temperaturas de fundo. Ela é uma função do comprimento de onda, sendo expressa em $[\text{W}/\text{m}^2 \cdot \mu\text{m} \cdot \text{K}]$ (HOLST, 2000).

Para pequenos ΔT_S , a saída diferencial do detector é:

$$\Delta V_{\text{DETECTOR}} = k \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} R_D(\lambda) \Delta M(\lambda, \Delta T) d\lambda, \quad (3.43)$$

ou ainda,

$$\Delta V_{\text{DETECTOR}} = \left[k \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} R_D(\lambda) \frac{\partial M(\lambda, T_B)}{\partial T} d\lambda \right] \Delta T. \quad (3.44)$$

Uma vez que a deriva térmica é uma função da imagem de fundo (temperatura ambiente), a tensão diferencial de saída também depende, sobretudo da temperatura de fundo.

Como $M(\lambda, \Delta T)$ pode ser verdadeiramente pequena, o amplificador da câmera precisa dispor de ganho suficiente de tal forma que $\Delta V_{\text{DETECTOR}}$ seja mensurável. Esta é a limitação fundamental da câmera. Quando $\Delta V_{\text{DETECTOR}}$ está abaixo do nível de ruído da câmera, então ΔT não pode ser medido.

3.10 A Emissividade.

A maioria dos objetos não emite toda a radiação descrita através da Lei de Planck, mas tão somente uma fração dela. Esta fração é chamada emissividade, sendo definida

geralmente em função do comprimento de onda e da temperatura como uma razão entre os poderes emissivos do corpo considerado e do corpo negro, ambos na mesma temperatura.

$$\varepsilon(\lambda, T) = \frac{M(\lambda, T)_{ALVO}}{M(\lambda, t)_{CORPONEGRO}}. \quad (3.45)$$

A emissividade pode variar com o comprimento de onda, forma do objeto, temperatura, acabamento da superfície e ângulo de visão.

3.11 Balanço da Energia.

Quando radiação incide sobre um objeto, uma parte é transmitida, uma parte é absorvida e uma parte é refletida (Fig.3.4). A conservação de energia requer que o fluxo total, medido em watts, seja mantido.

$$\varphi_{TRANSMITIDO} + \varphi_{ABSORVIDO} + \varphi_{REFLETIDO} = \varphi_{INCIDENTE} \quad (3.46)$$

conforme Figura 3.8, Equação 3.45, expresso da seguinte maneira:

$$\tau + \alpha + \rho = 1 \quad (3.47)$$

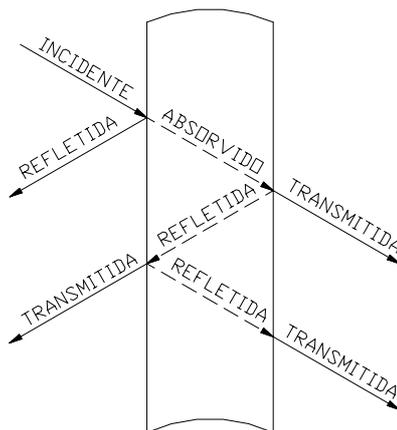


Figura 3.4 Representação gráfica da conservação da energia, quando uma onda atravessa uma chapa de vidro.

onde τ , α e ρ são respectivamente transmitância, absorvância e refletância. Cada um dos valores pode variar entre zero e um, mas a soma deles deve necessariamente ser unitária; exemplificando: se o objeto é opaco, a transmitância é nula. Assim temos:

$$\alpha + \rho = 1 \quad (3.48)$$

Deve-se destacar que os termos emissividade, refletividade e absorvância são propriedades de materiais ideais. Na prática os materiais possuem defeitos, como irregularidades superficiais, e dificilmente são puros, contendo traços de outros materiais. Os materiais reais são caracterizados por emitância, refletância e absorvância. Entretanto, contudo a comunidade técnica, acostumada com o uso do infravermelho, habitou-se a utilizar os termos emissividade, refletividade e absorvância em lugar de emitância, refletância e absorvância, que são comumente encontrados na literatura especializada.

3.12 A Emissividade e o Alvo.

A potência total emitida ou absorvida por um objeto, em todos os comprimentos de ondas, é dada pela equação que define a Lei de Stefan-Boltzmann multiplicada por uma constante que é a emissividade,

$$M = \varepsilon \sigma T^4. \quad (3.49)$$

Não é prudente, contudo, estudar a radiação de um objeto separadamente, uma vez que o ambiente onde ele se encontra também emite radiação. Se um objeto encontra-se em equilíbrio térmico com o ambiente (atmosfera e objetos das vizinhanças), o total da energia por ele absorvida é precisamente igual à energia irradiada, ou seja, para que haja conservação de energia é necessário que irradie quantidade de energia igual àquela absorvida, quando se pode afirmar que a absorvância é igual à emitância. Em 1860 o russo Gustav Kirchhoff propôs a lei que estabelecia a igualdade entre a capacidade de um corpo em absorver e emitir energia radiante. “Bons absorvedores são bons emissores”. (HOLST, 2000).

$$\alpha = \varepsilon. \quad (3.50)$$

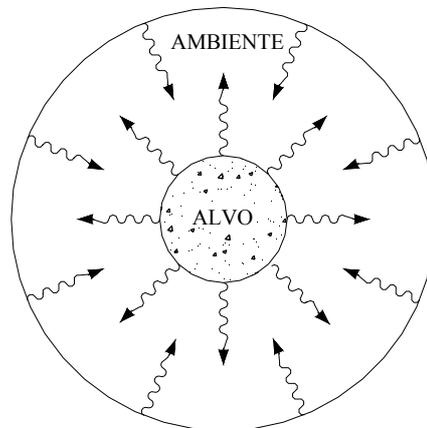


Figura 3.5 Troca térmica entre superfícies. A temperatura de um objeto é sempre influenciada pelo meio onde se encontra esse objeto.

Um aspecto que também deve ser analisado é o fato de a refletância e conseqüentemente a emitância serem função do ângulo de visão, que cresce a partir da normal ao plano do objeto, de tal forma que, quando este ângulo cresce, a refletância também cresce, ocorrendo o inverso com a emissividade.

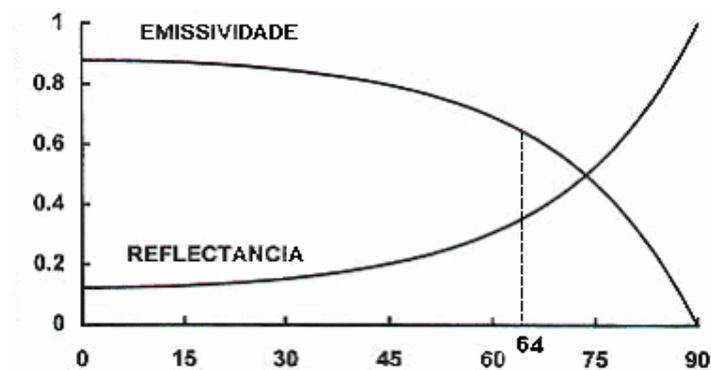


Gráfico 3.5 Ângulo limite para medição. A literatura técnica considera 64° o ângulo limite de trabalho.

De um modo geral, a emissividade depende das propriedades superficiais do objeto uma vez que a radiação, nos líquidos e na maioria dos sólidos, é uma propriedade superficial. Fatores como polimento, tipo de pintura e seu envelhecimento, pó acumulado, umidade, sujeiras aderidas e condensação influem grandemente no valor da emissividade de um mesmo material. O

alumínio, por exemplo, quando perfeitamente polido, manifesta uma emissividade ao redor de 0,04 e ao redor de 0,4 quando oxidado.

3.13 Efeitos Ambientais Sobre a Medição.

Assim como ocorre com os dispositivos de medição sem contato, os sistemas de imagens térmicas não conseguem distinguir entre a radiação emitida e a radiação refletida, o que implica em aceitar que a radiação emanada de uma superfície incluirá sempre uma parcela de radiação refletida pelas vizinhanças (radiação de albedo).

Em termos da equação de Stefan-Boltzmann pode-se então escrever:

$$M = \varepsilon\sigma T_T^4 + \rho\sigma T_S^4, \quad (3.51)$$

onde T_T é a temperatura do objeto ou alvo (target) e T_S é a temperatura da vizinhança (surroundings).

Para um objeto opaco, $\tau = 0$ pode-se escrever:

$$\varepsilon + \rho = 1 \quad \text{ou} \quad \rho = 1 - \varepsilon. \quad (3.52)$$

Voltando-se para a equação de Stefan-Boltzmann,

$$M = \varepsilon\sigma T_T^4 + (1 - \varepsilon)\sigma T_S^4, \quad (3.53)$$

tudo em função da emissividade.

Em termos práticos seria impossível medir a radiação que chega ao sistema de imagem térmica vinda de todos os objetos das vizinhanças. Cada um deles teria uma forma diferente, uma orientação de superfície diferente, uma temperatura diferente e uma emissividade diferente. O que se pode fazer é considerar que toda a radiação tem uma temperatura aparente, como:

$$M = \sigma T_{APARENTE}^4 = \varepsilon\sigma T_T^4 + \rho\sigma T_S^4, \quad (3.54)$$

e isolando a temperatura aparente,

$$T_{APARENTE} = (\varepsilon T_T^4 + \rho T_S^4)^{1/4}, \quad (3.55)$$

o que é efetivamente medido por um sistema de imagens térmicas, mas comumente conhecido como termógrafo.

3.14 Dependência Espectral

Está tacitamente assumido na Equação 3.56 que a transmitância, a absorptância e a refletância são valores constantes para todos os comprimentos de onda embora não seja sempre verdadeiro. Objetos que têm emissividade constante são chamados corpos cinza. Os radiadores seletivos têm uma emissividade que varia com o comprimento de onda. Para cada comprimento de onda,

$$\tau(\lambda) + \alpha(\lambda) + \rho(\lambda) = 1 \quad (3.56)$$

Deve-se destacar que a emissividade de um alvo varia segundo a direção de sua medição, conforme descrito em 3.5. Assim sendo, a Equação 3.56 passa a ser escrita da seguinte maneira:

$$\tau(\lambda)_d + \alpha(\lambda)_d + \rho(\lambda)_d = 1 \quad (3.57)$$

Alguns materiais, entre eles o vidro, são transparentes para radiações dentro do espectro visível, mas opacos para a maior parte do espectro infravermelho. Outros objetos são opacos para radiações dentro do espectro visível, mas transparentes no infravermelho. É o caso de certas lâminas de plástico pretas, algumas lentes usadas em equipamentos que trabalham com radiação infravermelha, como cloreto de sódio, o germânio e o silício, com os quais se pode fabricar as chamadas janelas infravermelhas.

A medição de materiais semitransparentes pode ser muito dificultada pela presença de outros materiais atrás do objeto alvo que podem contribuir com a medida da radiação. Seria então de bom alvitre, para medir materiais semitransparentes, a seleção de um comprimento de

onda, em que a transmitância fosse nula. Isso exigiria a inclusão de filtros especiais, com resposta somente na região onde a transmitância é nula. É o caso dos fornos onde os gases são mais quentes do que as partes internas. Veja-se a transmitância espectral do vidro (Gráfico 3.6), que é uma função do comprimento de onda $\tau(\lambda)$, e diminui com o comprimento de onda.

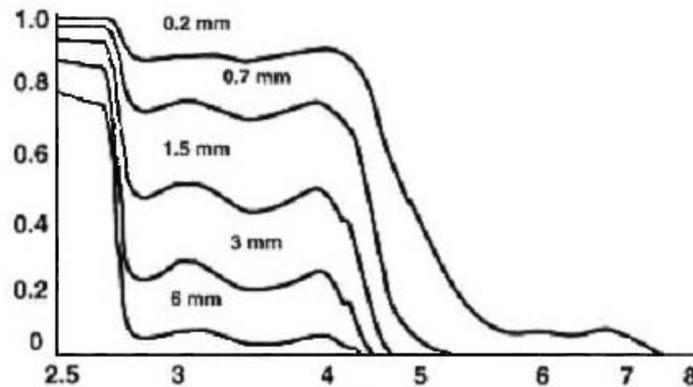


Gráfico 3.6 A transmitância espectral do vidro (eixo vertical) é não linear. O eixo horizontal representa o comprimento de onda em μm . Pode-se observar que, independentemente da espessura do vidro, a luz visível, (entre 0,4 e 0,7 μm) passa sempre (HOLST, 2000).

Muitas vezes é necessário olhar através do obscuro para medir a temperatura de um objeto, como a parede interna de um forno, por exemplo. Neste caso a chama bloqueia a visão da parede, uma vez que, para os gases, a radiação é um fenômeno volumétrico. Nos casos de chamas claras, como na queima de gás combustível natural, existem subprodutos como vapor d'água (H_2O) e gás carbônico (CO_2). Estes dois produtos da combustão emitem significativa radiação, mas por sorte, ambos numa faixa ao redor de 3,9 e 4,2 μm . Com o emprego de um filtro de chama é possível ignorar a presença destes dois produtos da combustão e efetuar uma medição precisa da parede interna do forno.

3.15 Um Alvo e Suas Características

Um alvo é um objeto que deve ser detectado, localizado, reconhecido ou identificado. A Assinatura de um alvo é seu tamanho, sua banda espectral e sua temperatura, que distinguem o alvo do fundo de imagem. A maioria dos sistemas de imagem explora diferenças de intensidade.

Assinaturas são padrões de características que o operador de termógrafo deve conhecer para identificar.

Assinaturas são criadas por uma temperatura diferencial aparente entre o alvo e a imagem de fundo. A radiação que aparenta emanar de um objeto depende de sua emissividade. O estudo seguinte descreve como varia a assinatura com fatores atmosféricos.

3.16 Identificação de Anomalias Térmicas

A diferença entre distribuição de temperatura normal e anormal pode ser determinada pela comparação com um objeto conhecido ou simetria. A temperatura pode ter sido causada pelo transporte de massa, por capacitâncias térmicas diferentes, conversão de energia, mudanças de estado, ou transferência direta de calor. Neste caso se enquadra a termometria médica, através da termografia, na qual são feitas as comparações entre os membros contra laterais.

3.16.1 Comparação

Irregularidades podem ser notadas comparando um objeto com um outro objeto que é tido como bom. O objeto similar deve estar submetido a idênticas condições. Por exemplo, quando se compara uma fase individual de um circuito trifásico é importante que as conexões sejam fabricadas pelo mesmo fabricante, tenham a mesma carga, mesma qualidade superficial (emissividade) e sejam submetidas ao mesmo carregamento ambiental (sol ou sem sol).

3.16.2 Simetria

Alguns objetos exibem padrões simétricos ou assimétricos. O corpo humano, por exemplo, pode ser simétrico sobre um eixo vertical no centro do corpo. Alguma assimetria (esquerda diferente da direita) pode indicar uma anomalia médica.

3.16.3 Transporte de Massa

Ocorre transporte de massa quando o fluido se difunde através da superfície. A temperatura do fluido mudará a temperatura da superfície. Isto é visto mais freqüentemente em ensaios de conservação de energia. O ar aquecido de uma construção passa através dos caixilhos de portas e janelas e a superfície ao redor dos caixilhos torna-se aquecida.

3.16.4 Capacidade Térmica

Objetos com alta capacidade térmica mudarão sua temperatura mais lentamente do que objetos com baixa capacidade térmica. Contudo, durante o ciclo de esfriamento ou aquecimento, é possível localizar uma região de interesse. Este fenômeno é explorado para encontrar umidade em tetos e nível de líquido em tanques reservatórios. Este é o mecanismo primário responsável pela assinatura térmica externa. Em aplicações médicas o paciente é submetido a um processo chamado termalização. Neste processo o paciente é colocado para repousar em um ambiente de temperatura baixa, buscando-se a redução da temperatura na região de interesse. Como pontos de inflamação ou tumores superficiais possuem metabolismo diferenciado, mantendo sua temperatura mais elevada, estes pontos se destacam e podem facilmente serem detectados.

3.16.5 Conclusão

Uma assinatura térmica é uma parte integrante de um ambiente, onde o calor flui por condução e convecção e todos os objetos irradiam energia.

Todos os objetos podem eventualmente encontrar um estado de equilíbrio, onde o calor absorvido é igual ao calor irradiado. Num estado de equilíbrio a temperatura não muda e a temperatura do objeto pode ser medida ao longo do tempo.

Matematicamente equivaleria dizer:

$$Q_{absor} = Q_{perd} \quad (3.58)$$

com temperatura constante.

3.17 Considerações Sobre o Alvo

Existem alvos ativos e alvos passivos. Alvos ativos são aqueles que geram calor; são aqueles que queimam combustíveis, geram atrito mecânico, produzem reações químicas ou dissipação de energia elétrica, entre muitos outros. Eles geram calor em uma quantidade diretamente proporcional à atividade desenvolvida.

3.17.1 Medição de Temperaturas

A radiação total de um objeto, (alvo) inclui, além da radiação deste objeto (função de sua emissividade e temperatura), a radiação emitida pelo ambiente onde o objeto se encontra e a radiação da trajetória (tudo isto pode ser chamado de radiança). Pode-se calibrar um sistema de imagem térmica (equipamento), uma vez que a saída do sistema é uma função da temperatura. O segredo desta calibração reside no conhecimento da emissividade do objeto e a temperatura ambiente. A radiação da trajetória pode ser considerada pequena se a resposta espectral do equipamento coincidir com as regiões espectrais onde a atmosfera possa ser considerada transparente. Isto é perfeitamente aceitável para distâncias curtas, onde se incluem a maioria das atividades de medição.

Para a maioria das atividades de vigilância, a emissividade do provável objeto (alvo) é, naturalmente, desconhecida. Enquanto a emissividade de uma pintura nova pode ser conhecida, a superfície de um objeto pode estar oxidada, coberta de pó ou umidade. Por outro lado, a temperatura do ambiente imediatamente próximo do alvo pode ser desconhecida. Pode-se então concluir que nestas condições é extremamente difícil proceder a uma medição. Atividades de segurança, contudo, produzem somente resultados qualitativos, onde um alvo não pode ser identificado e reconhecido. Por conveniência os militares associam uma temperatura aparente para cada tipo de alvo. Isto serve como um padrão, contra o qual os sistemas de imagem são projetados. Como um exemplo para isso, um sistema de imagem pode ser projetado para detectar um tanque a 10 km, do qual a temperatura diferencial aparente fica situada ao redor de 0,1 °C.

3.18 Temperatura Aparente.

Uma temperatura aparente só pode existir, quando a emissividade do objeto for menor do que um. A Lei de Stefan-Boltzmann pode ser usada para fins ilustrativos. Uma radiação depende da resposta espectral do equipamento que a está captando. Desprezando-se todos os efeitos atmosféricos, o total da radiação captada pelo equipamento seria irradiada pelo objeto, ou alvo.

$$M_{medida} = \sigma(\epsilon T_r^4 + \rho T_s^4). \quad (3.59)$$

Voltando-se ao corpo negro (ideal), pode-se afirmar que:

$$M_{medida} = \sigma T_{APARENTE}^4, \quad (3.60)$$

Substituindo-se, temos:

$$T_{APARENTE}^4 = (\varepsilon T_T^4 + \rho T_S^4), \text{ ou ainda, } T_{APARENTE} = \sqrt[4]{\varepsilon T_T^4 + \rho T_S^4} \quad (3.61)$$

Ainda sobre a temperatura aparente, uma vez que $\rho = 1 - \varepsilon$, quando a emissividade é unitária, a transmissividade é nula. Logo, a temperatura aparente será igual à temperatura real. Quando a emissividade é nula, o objeto terá a mesma temperatura do ambiente, do que se conclui que, para cada valor de emissividade, corresponde uma temperatura aparente, como é o caso de uma sala fechada onde existam vários objetos. Um termômetro convencional poderá indicar a temperatura ambiente, que deverá ser a mesma para todos os objetos, mas um termógrafo poderia indicar uma temperatura aparente para cada um deles.

Deve-se destacar ainda que, mesmo que a temperatura do alvo seja igual à temperatura de fundo, ainda assim pode existir uma temperatura aparente, se as emissividades forem diferentes.

Na prática, quando se efetua uma medição, procura-se comparar a temperatura do componente sob teste com a temperatura de um componente sabidamente em bom estado, desde que do mesmo material e características.

Para este caso,

$$\Delta T_{APARENTE} = \sqrt[4]{\varepsilon_T (T_{TESTE}^4 - T_{BOM}^4)} \quad (3.62)$$

3.19 Calibração da Temperatura

Existem três diferentes condições genéricas de medição. Quando $T_T \approx T_S$ (target, surrounding), que ocorrem freqüentemente em inspeções elétricas e mecânicas. Neste caso, ambas a emissividade e a temperatura de circundante devem necessariamente ser conhecidas para que se possa ter uma medição precisa. Para este caso pode-se lançar mão de uma tinta ou fita preta, de emissividade conhecida, para implementar a emissividade.

Um segundo caso a ser considerado é quando $T_T \gg T_S$. É o caso mais comum, que ocorre em indústrias que empregam calor em seu processo fabril. Neste caso a influência da temperatura circundante é mínima, sendo uma aproximação da Lei da Stefan-Bolstzman,

$$M_{medida} = \sigma \epsilon T^4 \quad (3.63)$$

e parte-se do pressuposto que a temperatura circundante é desprezível, sendo contudo, necessário estimá-la.

Um terceiro caso a ser considerado é quando $T_T < T_S$. Nesse caso, como a emissividade pequena, a radiação refletida pode ser maior do que a emissão do alvo. É o caso da laminação de alumínio e aço, quando as superfícies são muito polidas, ou seja, emissividade muito baixa. Isto ocorre durante o processamento; o metal é aquecido em uma fornalha, quando a temperatura circundante é maior do que a temperatura do material. Trata-se de um caso em que qualquer erro na emissividade pode acarretar um grande erro na medição.

3.20 O Desenvolvimento de Sistemas Infravermelho

O sistema utilizado inicialmente era um scanner de linha. O sistema militarizado foi montado em um avião e apontado diretamente para baixo, com a linha de visão perpendicular ao movimento do avião, sendo usado somente um detector simples. As imagens bidimensionais eram complementadas pelo deslocamento do avião.

Em 1960 a Texas Instruments desenvolveu um sistema que podia ser apontado em outras direções: “Namely Forward”. Ele dispunha de dois espelhos móveis para produzir um padrão de rastreamento. Ele foi chamado “Forward Looking Infrared System” ou simplesmente FLIR. A sigla ainda existe, aparecendo inclusive como marca comercial. Entretanto, os sistemas não são mais construídos conforme o FLIR inicial. Estes sistemas usavam detectores de mercúrio-cádmio-telúrio (HgCdTe). Os sistemas para a faixa do infravermelho médio introduziram o uso de detectores de chumbo-estanho-telúrio (PbSnTe) e índio-antimônio (InSb). Os detectores de InSb são usados intensivamente na atualidade; contudo, problemas tecnológicos retiraram de uso o PbSnTe.

4 APÊNDICE D - Potencial de Membrana.

As células do corpo humano, como as da maioria dos demais seres vivos de sangue quente, apresentam, nas membranas das células nervosas, uma diferença de potencial elétrico que é chamada de “polarização elétrica da membrana” ou simplesmente “potencial de membrana”. *“Há uma diferença negativa do compartimento intracelular em relação ao compartimento extracelular, ou seja, o interior da membrana apresenta uma carga elétrica negativa em relação ao seu exterior”*. (CARDOSO e SABBATINI).

(MALAGHINI, 1999) explica o fenômeno da seguinte maneira: *“O mais importante exemplo de transporte ativo presente na membrana das células excitáveis é a Bomba de Sódio e Potássio. Tal bomba transporta, ativamente e constantemente, íons sódio de dentro para fora da célula e, ao mesmo tempo, íons potássio em sentido contrário, isto é, de fora para dentro das células”*. A bomba de sódio e potássio referida (MALAGHINI, 1999), embora consumindo baixíssima energia, é alimentada pelo metabolismo.

Sabe-se que as células nervosas excitáveis (os neurônios) apresentam concentrações diferentes de íons Na^+ (sódio), Cl^- (cloro) e K^+ (potássio) nos compartimentos intracelulares e extracelulares.

Nas condições de equilíbrio estável, os íons de cloro e sódio existem em maior concentração fora das células. O potássio existe em maior concentração dentro das células e, além disso, existem ânions orgânicos também com maior concentração dentro da célula e isso se explica pelo fato da membrana do neurônio não deixar passar os íons com a mesma velocidade ou (graus de permeabilidade semelhantes). O potássio tem um grau de permeabilidade, facilidade de penetração, 25 vezes superior ao do sódio, e o cloro tem um grau de permeabilidade intermediária, menor que a do potássio e maior do que a do sódio.

“A permeabilidade dos ânions orgânicos é praticamente nula, ou seja, eles não atravessam a membrana” (CARDOSO e SABBATINI).

Com essa transferência de íons através da membrana celular, vai surgindo uma diferença de potencial entre os dois lados desta célula. Com o passar do tempo ocorre um acúmulo de íons de potássio no interior da célula, todos de mesma carga. Ocorre que o íon de K^+ é positivo e com isso passa a repelir as cargas positivas, o que, após um determinado tempo, faz com que ele pare de seguir seu gradiente químico, isto porque sua carga positiva vai se opor ao gradiente químico, devido à repulsão elétrica. Neste ponto ocorre o equilíbrio eletroquímico e para cada diferença de concentração química existe uma diferença de potencial que a equilibra. Tal potencial é denominado “potencial de repouso da membrana”.

O cientista alemão Walther Hermann Nernst, nascido em 1864, e ganhador do prêmio Nobel de Química de 1920 formulou uma lei para o fenômeno aqui estudado: “*A concentração química dos íons e suas cargas elétricas estão em equilíbrio para um íon determinado, e um potencial em equilíbrio é proporcional ao logaritmo das concentrações de cada lado da membrana*”. Em termos mais simples, cada íon tem um potencial de Nernst. Assim, para uma membrana de neurônio, o potencial de Nernst do potássio é de -75 mV e como o potencial de repouso da membrana é de cerca -60 mV, conclui-se que existe um outro participante contribuindo, no caso, o sódio Na^+ , o qual tem um potencial de equilíbrio de +55 mV, ou seja, tem a polaridade inversa do potássio e assim, os gradientes químico e elétrico estão na mesma direção, de fora para dentro da célula, restando lembrar que o cloro tem um potencial de equilíbrio de -60 mV. Estes três íons são os que têm a participação mais importante no fenômeno. Melhor definindo, potencial de repouso é, portanto, a resultante dos potenciais de Nernst de todos os íons envolvidos no processo, sendo que o íon do potássio é o que mais contribui para o potencial, sempre passando íons de um lado para o outro da membrana. De uma forma muito simplificada é isso o que ocorre. Restando o fato de não existir equilíbrio permanente uma vez que um “potencial de ação” pode inverter as polaridades e as concentrações habituais, mesmo que transitoriamente (apenas por alguns microssegundos), antes da atuação da bomba de sódio-potássio restabelecer o equilíbrio e é a manifestação deste “potencial de ação” que libera os neurotransmissores dando início a uma atividade neural.

5 APÊNDICE E - Revisão Bibliográfica - Medição de Temperaturas sem Contato.

5.1 Análise das Obras Relacionadas com o Objetivo da Tese.

São apresentados abaixo, em ordem alfabética, obras, artigos e resumos que tratam de assuntos relacionados com a presente tese. Eles abordam a medição da temperatura empregando termômetro sem contato, durante cirurgias, discutem simulações numéricas por elementos finitos e técnicas de emprego de colírio refrigerado e assuntos correlatos.

5.1.1 “A finite element model of heat transport in the human eye”, Scott, J.A, 1988.

O autor, do National Radiological Protection Board, Chilton, Didcot, Reino Unido, desenvolveu um modelo de olho humano baseado na equação da biotransferência de calor e calculou a distribuição de temperatura intra-ocular baseado no método de elementos finitos de Galerkin. O autor comenta a dificuldade associada ao desenvolvimento de um modelo preciso para os olhos humanos, resultante da inexistência de dados confiáveis para uso do modelo escolhido, tais como condutividade térmica do tecido ocular, perda de calor da superfície da córnea para o meio, por convecção e evaporação, além da perda de calor da esclerótica para o interior do globo ocular. Os valores para os parâmetros empregados são aqueles encontrados na literatura oftálmica e um elenco destes parâmetros é sugerido como valores de controle. O efeito da temperatura ambiente e da temperatura do interior do globo ocular é considerado na distribuição de temperatura no olho humano.

5.1.2 “Cooling effect on excimer laser photorefractive keratectomy”, Kitazawa et al, 1999

O trabalho foi realizado no Department of Visual Science, Tokyo Medical and Dental University Graduate School, Japão. Os autores avaliam o efeito do frio sobre a dor, o efeito de névoa e resultados refrativos após ceratectomia refrativa (PRK), com excimer laser. A superfície da córnea foi resfriada antes, durante e após a fotoablação usando o método “cooling PRK”, já descrito em trabalho anterior dos mesmos autores. Trinta e oito casos de miopia de trinta e oito

pacientes que apresentavam erro esférico na faixa entre -8,0 e -18,75 dioptrias foram dispostos em dois grupos aleatoriamente, sendo que um grupo de dezesseis pacientes foi submetido à cirurgia do tipo “conventional PRK” e vinte e dois pacientes foram submetidos à cirurgia pelo método “cooling PRK”. A dor pós-operatória foi avaliada pelo método da Escala Visual Análoga (VAS) e a refração, acuidade visual e complicações foram observadas por mais de dois anos. Todos os dados foram analisados e confrontados entre os dois grupos, sendo que os pacientes que foram submetidos ao método cirúrgico “cooling PRK” tiveram, no dia imediato ao da cirurgia, significativamente menos dor ($P < 0,01$). Após três meses da cirurgia, o escore do dano (névoa) foi também significativamente menor para este grupo, mas o erro refrativo residual, após dois anos de observação, não foi significativo na comparação dos dois grupos. Não ocorreram complicações sérias dentro do grupo “cooling PRK”, mas no outro grupo ocorreram problemas (haze) nos olhos de dois pacientes. Os autores concluíram que o método “cooling PRK” efetivamente reduz a dor pós-operatória, o dano na córnea e produz regressão da miopia.

5.1.3 “Corneal cooling and rehydration during photorefractive keratectomy to reduce postoperative corneal haze”, Stein, H.A. et al, 1999.

Os autores, três profissionais do Bochner Eye Institute, de Toronto, Canadá, afirmam que um aumento na temperatura da córnea, durante cirurgia empregando laser, tem como implicação o surgimento do efeito de névoa subepitelial após cirurgia PRK. Em testes realizados, eles fizeram uso de uma solução salina balanceada, previamente gelada, que empregaram em cento e cinco cirurgias PRK envolvendo ao todo sessenta e um pacientes portadores de miopia com erro entre -6,00 e -9,75 dioptrias. Um dos cirurgiões fazia uso da solução gelada, passando em intervalos entre as ablações e novamente ao final delas, enquanto os dois outros cirurgiões não faziam uso dela. Os resultados foram avaliados por um profissional que não participou dos testes, em três ocasiões: ao final de três meses, após seis meses e após um ano, tendo concluído que o resfriamento e hidratação da córnea com solução salina gelada durante cirurgias PRK, reduzem significativamente o efeito névoa em pacientes portadores de miopia dentro dos limites estudados.

5.1.4 “Corneal temperature changes during photorefractive keratectomy using the LaserScan 2000 flying spot laser”, Vetrugno M et al, 2001.

Em testes realizados no Eye Institute, Department of Ophthalmology, Bari University, Itália, os autores estudaram a variação da temperatura durante cirurgia PRK produzida por um equipamento excimer laser tipo *flying spot*, modelo LaserScan 2000, em cirurgias realizadas em cinquenta e oito olhos, para correção de miopia numa faixa entre -1,25 e -9,0 dioptrias. Tratava-se do mesmo aparelho utilizado pelo cirurgião, cujas medições foram efetuadas e aproveitadas na presente tese. As variações térmicas feitas pelos autores do trabalho discutido foram registradas com o emprego de um termômetro infravermelho sem contato, cuja marca e tipo não foram especificados. Os olhos foram divididos em dois grupos aleatórios de teste para duas técnicas diferentes de ablação: seqüencial (*flying spot*) e aleatória (não seqüencial), com o emprego de colírio de metilacrilato. Os resultados indicaram, para o modo seqüencial, um inesperado efeito de esfriamento após a conclusão da PRK. Para o modo aleatório, o efeito de resfriamento foi detectado somente para baixos valores de miopia. Os autores concluíram que apesar da alta taxa de repetição, a fonte seqüencial (*flying spot*) LaserScan 2000 minimizou o choque térmico, em comparação com o sistema de aplicação de pulsos aleatório (não seqüencial), que mostrou um aumento da temperatura da córnea.

5.1.5 “Estudo Numérico do Campo de Temperaturas e da Função Dano na Córnea, Durante Cirurgias Refrativas Envolvendo Laser”, LIMA, R.C.F. et al. 2002.

Os autores, em número de três, trabalham no Departamento de Engenharia Mecânica e Departamento de Engenharia Química da UFPE e Hospital de Olhos de Pernambuco. Eles fizeram, inicialmente, uma rápida explanação sobre os tipos de cirurgias efetuadas nos últimos anos, para correção de problemas decorrentes da inadequação da curvatura da córnea, citando a miopia e a hipermetropia como casos tratáveis por essas técnicas. A parte mais importante do trabalho é a que apresenta uma modelagem numérica para o cálculo do campo de temperaturas empregando a equação da biotransferência de calor e o cálculo da função dano, apresentando um aprimorado tratamento matemático. A fonte laser considerada no trabalho foi a de YAG, e tal como Scott, citado duas vezes nas referências bibliográficas, lamentam a inexistência de dados para obtenção de resultados precisos. Na conclusão do trabalho, embasados nos resultados obtidos pela análise da função dano, os autores recomendam que cirurgias de hipermetropia que

utilizem laser YAG não tenham duração superior a 3 segundos, correspondendo a 15 pulsos por ponto.

5.1.6 “Measurement of small-signal absorption coefficient and absorption cross section of collagen for 193-nm excimer laser light and the role of collagen in tissue ablation”.

BRIAN T. et al, 2004

Os autores, que publicaram este trabalho através da Optical Society of America, são membros do Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Florida University, dos Estados Unidos. Eles iniciam o artigo afirmando que um completo entendimento do processo de ablação pode ser útil para o propósito de melhores resultados, não obstante a física, o mecanismo de ablação da córnea e o papel dos vários constituintes dos tecidos permanecerem ainda não inteiramente compreendidos. O aspecto mais importante do trabalho, com vistas a presente tese, foi a tentativa de obtenção de um coeficiente de absorção para filmes de colágeno, em testes realizados in vitro contendo 20% de colágeno e 80% de água, ao serem as amostras submetidas à radiação de uma fonte excimer laser em ArF, operando com comprimento de ondas de 193 nm. Recursos matemáticos como a Lei de Beer-Lambert foram utilizados e no sumário das conclusões os autores propõem um valor de 16.000 cm^{-1} , para o coeficiente buscado.

5.1.7 “Modelling infrared temperature measurements: implications for laser irradiations and cryogen cooling studies”, CHOI B, PEASCE J.A, WELCH A, 2000.

Segundo os autores, o uso de técnicas termográficas tem crescido e evoluído, sendo usadas para monitorar a resposta da interação térmica laser-tecido, por irradiação contínua ou pulsos. É importante observar que a temperatura indicada por uma câmera termal pode ser diferente da temperatura atual da superfície. Isto é crucial para o entendimento das limitações do emprego de câmeras termais para medir temperatura durante a irradiação laser de tecidos. O propósito do trabalho apresentado foi demonstrar a diferença entre a medição e a temperatura superficial atual, num aspecto quantitativo, usando um modelo de diferenças finitas.

5.1.8 “Noninvasive opt acoustic temperature determination at the fundus of the eye during laser irradiation”. SCHULE G. et al, 2004.

Os autores trabalham no Medical Laser Center, Lubeck, Alemanha. Eles afirmam que a temperatura do fundo do olho, durante todos os tratamentos laser, não é conhecida com exatidão. Afirmam que para otimização do tratamento é preferível a determinação da temperatura “on line”. Eles investigaram um método opto-acústico não invasivo, para monitoração da temperatura do fundo do olho durante a irradiação dos pulsos laser, argumentando que, quando pulsos de laser são enviados para o fundo do olho, uma onda de pressão termo-acústica é emitida devido à expansão térmica do tecido aquecido. Usando um pulso constante de energia, a amplitude da onda de pressão cresce linearmente acompanhando o crescimento na base de temperatura, em valores entre 30 e 80 °C. O método foi avaliado clinicamente durante tratamento seletivo “in vitro”, sobre amostras de células retiniais de suínos com pulsos repetitivos de laser com duração de microssegundos, observando os seguintes parâmetros: o laser operava com comprimento de onda de 527 nm, taxa de repetição de 500 Hz, aplicando 160 mJ/cm², com crescimento da base de temperatura de 30 +/- 4 °C, depois da aplicação de 100 pulsos. Durante tratamento com pacientes, a temperatura aumentou de 60 +/- 11 °C, depois da aplicação de 100 pulsos com taxa de repetição de 500 Hz e de 7 +/- 1 °C, depois de 30 pulsos com taxa de repetição de 100 Hz e aplicação de 520 mJ/cm². O método opto-acústico foi considerado bom para determinação não invasiva da temperatura retinal durante tratamento do olho com pulsos de laser.

5.1.9 “Reflectance during pulsed holmium laser irradiation of tissue”, NISCHIOKA N.S, DOMANKEVITZ, Y, 1989

Os autores, que pertencem ao Medical Service, do Massachusetts General Hospital, Boston, Estados Unidos, afirmam que embora geralmente ignorada na consideração de ablação laser de tecidos, a refletância da luz laser pelos tecidos é um fator potencialmente importante na determinação na eficiência da ablação, porque ela determina a quantidade de luz laser absorvida pelo alvo. Para determinar a importância de mudanças de refletância produzidas pela irradiação laser, eles examinaram a refletância de amostras de fígado submetidas à ablação por pulsos de laser de hólmio, colocando o alvo em um dos focos de um refletor elipsoidal e um detector no outro foco. Durante o trabalho, o comportamento ao longo do tempo, a refletância total e os efeitos de pulsos múltiplos foram observados. As refletâncias de tecidos maiores do que 0,5

foram observadas durante a irradiação do laser de hólmio, mas são dependentes da exposição à radiação laser e número de pulsos. Os autores concluíram que mudanças nas propriedades óticas do alvo, durante a ablação, são importantes e devem ser consideradas no modelo detalhado do processo de ablação.

5.1.10 “The efficacy of cooling on excimer laser photorefractive keratectomy in the rabbit eye”,

Kitazawa Y. et al, 1997

No texto os autores, todos do Department of Ophthalmology, da Tokyo Medical and Dental University, School of Medicine, no Japão, afirmam que resfriaram a superfície da córnea de olhos de coelhos vivos usando irrigação contínua uma solução BSS PLUS gelada, para redução do dano térmico causado pela fotoablação, empregando excimer laser, mas os autores não revelaram o tipo de equipamento laser utilizado e tampouco como efetuaram as medições apresentadas. Eles denominaram este método “cooling photorefractive keratectomy”, ou simplesmente “cooling PRK”, sendo que o método sem resfriamento foi denominado “conventional PRK”. Foram utilizados os dois métodos em testes realizados em olhos de coelhos e medidas as mudanças de temperatura durante a fotoablação, tendo examinado também o dano subepitelial (haze), com o auxílio de microscópio convencional e eletrônico. Segundo afirmam os autores, a temperatura da córnea de coelhos vivos é 32 °C, que aumenta para 41 °C após a aplicação de 300 pulsos de laser. Contudo, quando esfriaram as córneas dos olhos de coelhos para 24 °C antes da fotoablação, a temperatura aumentou apenas para 34 °C. Examinadas após duas semanas ao microscópio eletrônico, as cirurgias executadas pelo método “conventional PRK” apresentavam mais fibroblastos e fibras de colágeno do que aquelas realizadas pelo método “cooling PRK”, o que comprova que o resfriamento efetivamente reduz o dano subepitelial e pode auxiliar na redução do grau de miopia.

5.1.11 “The computation of temperature rises in the human eye induced by infrared radiation”,

Scott J.A, 1987

O autor argumenta que a exposição a baixos níveis de radiação infravermelha, em ambiente industrial, por longo tempo, pode ser associada ao desenvolvimento de catarata, uma espécie de doença ocular muito comum nesse meio. Ele desenvolveu um modelo para simulação numérica para o cálculo da temperatura dentro do globo ocular quando exposto à radiação

infravermelha, onde o efeito do resfriamento natural, durante a exposição ao calor, é investigado e informa que, quando temperaturas de até 1.500 °C chegam até a íris, por radiação, a temperatura do cristalino pode sofrer um aumento entre 1 e 2 °C, podendo este aumento ser maior, em condições mais severas.

5.2 Análise Crítica - Trabalhos Sobre Medição de Temperatura sem Contato.

Esta revisão classifica em ordem alfabética as publicações consideradas relevantes, relacionadas às técnicas de medição de temperaturas sem contato e principais problemas inerentes à técnica.

5.2.1 A Critical Examination of the Validity of Simplified Models for Radiant Heat Transfer Analysis, 1972, Toor, J.S., Viskanta, R.

Os modelos simplificados, normalmente utilizados para a predição da troca radiativa entre superfícies e os efeitos direcionais e espectrais, foram examinados neste trabalho, comparando os resultados experimentais obtidos e os resultados calculados de seis modelos, para troca radiativa entre superfícies. Foram estudadas três superfícies planas finitas e paralelas, o que permite um exame crítico da influência de vários parâmetros na troca radiativa. As superfícies de teste empregadas eram de ouro com uma rugosidade entre 0.02 e 7.1 μm (rms). As temperaturas das superfícies do ambiente fechado onde se encontram os planos foram variadas entre 77 e 760 K e o fluxo incidente local foi medido em toda a base. A predição da irradiação total empregou constantes apropriadas para os modelos utilizados, o que permitiu soluções próximas daquelas obtidas por meio de experimentos, considerando-se as incertezas. O confronto entre os resultados da análise teórica e da análise experimental mostrou resultados mais parecidos quando os parâmetros variações direcional e a especularidade das superfícies foram consideradas.

5.2.2 A Method for Measuring Emissivities and True Temperatures from Multiple Spectral Reflexions in Pyrometry, 1992, CHEN, Y.

O autor propõe um método para determinação da emissividade de um objeto e de sua temperatura real, através de informações obtidas por reflexões espectrais, utilizando-se espelho semi-refletivo colocado diante de um pirômetro, ou pela montagem de um espelho de alta

refletância montado junto ao tubo de detecção do próprio pirômetro. Trata-se de um método pouco adequado para a medição sobre pequenas peças.

5.2.3 *Annular Ring View Factors*, 1973, Reid, R.L., Tennant, J.S.

Reid e Tennant apresentam fórmulas analíticas de fatores de forma anular para o emprego como elementos discretizados em métodos numéricos utilizados na solução de problemas de troca radiativa entre superfícies.

5.2.4 *Apparent Thermal Emissivity from Surfaces with Multiple V-Shaped Grooves*, 1963, Psarouthakis, J.

A eficiência da troca de calor por radiação pode ser aumentada com o aumento da emissividade das superfícies consideradas. Como superfícies de alta emissividade são difíceis de se obter em altas temperaturas, os autores apresentam resultados experimentais e analíticos de superfícies metálicas com entalhes em “V”, onde a troca radiativa é aumentada.

As trocas radiativas para várias superfícies entalhadas em “V” são investigadas, e a emissividade aparente é encontrada em função do ângulo entre as referidas superfícies. O fator de forma e a emissividade aparente, para vários ângulos, versus emissividade real da superfície, são plotados. Os dados experimentais para de ângulo interno de 30° são analisados de maneira mais meticulosa. Para uma emissividade real de 0,3 e um ângulo interno entre as superfícies entalhadas de 30°, o autor conseguiu obter uma emissividade aparente de 0,64.

5.2.5 *Application of computers to measure actual temperature of bodies from self radiation*, 1971, Svet, D.Y., Naidich, M.E.

O autor apresenta algoritmos que possibilitam a utilização das informações contidas em um feixe monocromático de radiação térmica, para a solução de problemas relacionados à medição de temperaturas. Cita ainda o desenvolvimento de um pirômetro que garante a medição da temperatura real de uma peça qualquer, com um erro não maior do que 1%, desconsiderando o acabamento superficial, se oxidada ou limpa. O referido pirômetro utiliza circuitos eletrônicos analógicos, para a determinação da temperatura real, e o autor apresenta ainda a descrição de algoritmos para utilização em computador, em substituição aos circuitos analógicos utilizados no trabalho.

5.2.6 *Common Sense Approach to Thermal Imaging*, 2000, Holst, G.

Gerald Host teve a preocupação de oferecer um trabalho para iniciantes, com bom conteúdo e tratamento didático de boa qualidade, que, embora superficial, pode ser indicado como obra para consultas em cursos de graduação. O autor inicia seu trabalho pela definição de calor, escalas termométricas e definição de espectro eletromagnético. Define os principais fenômenos relacionados com a termografia e mostra algumas das principais utilizações da tecnologia. Por razões óbvias, o capítulo relacionado ao uso militar é extremamente superficial.

5.2.7 *Corrections in Optical Pyrometry and Photometry for the Refractive Index of Air*, 1972, Blevin, W.R.

Neste trabalho o autor faz considerações, efetua medições e cálculos dos erros corriqueiros da pirometria, devidos à refração do ar. Estes erros não foram desconsiderados na equação de Planck.

5.2.8 *Effects of Roughness of Metal Surfaces on Angular Distribution of Monochromatic Reflected Radiation*, 1965, Birkebak, R.C., Eckert, E.R.G.

Os autores realizaram um estudo detalhado, analisando a influência da rugosidade superficial na reflexão de superfícies metálicas para radiação térmica monocromática. No experimento, as superfícies ensaiadas foram preparadas através de técnicas padrão de polimento empregando diferentes tamanhos de grão, de modo a obterem-se diferentes valores de rugosidade (ou aspereza). Para facilitar a discussão dos resultados obtidos, várias definições de refletâncias foram apresentadas. A medição das refletâncias especulares biangulares e hemisférico-angular são discutidas em termos da raiz quadrática, média óptica da rugosidade superficial do comprimento de onda da radiação e do material da superfície. Os resultados experimentais são finalmente comparados com os resultados da análise teórica.

5.2.9 *Effect of Surface Roughness on the Total Hemispherical and Specular Reflectance of Metallic Surfaces*, 1965, Birkebak, R.C., et al.

Neste trabalho, foram efetuadas medições de refletância hemisférica e especular de superfícies metálicas com rugosidades controladas. As superfícies foram irradiadas em vários

ângulos de incidência a partir de um emissor tipo corpo negro, com a temperatura variando dentro de faixa pré-determinada. Os resultados das medições efetuadas mostraram que para uma superfície rugosa, a refletância hemisférica torna-se virtualmente independente do aumento da rugosidade. Por outro lado, a refletância especular decresce continuamente com esse mesmo aumento de rugosidade na superfície considerada. Por outro lado, concluíram os autores que a refletância hemisférica encontrada demonstrou-se insensível à variação do ângulo de incidência, em relação à superfície e a refletância especular aumentava com o ângulo de incidência, para o de superfícies rugosas.

5.2.10 *Elementos finitos*, 2005, Alves Filho, A.

O autor escreveu o livro com claros objetivos acadêmicos, explanando de forma concisa e didática o conteúdo necessário ao entendimento do método, incluindo exemplos de utilização em engenharia mecânica e civil. Desde o princípio o autor deixa clara a necessidade do entendimento e domínio da modelagem dos elementos envolvidos para que o usuário possa obter proveito na utilização do método.

5.2.11 *Física*, 1996, Halliday, D., Resnick, R., Krane, K.S.

O trabalho é o corolário de quatro décadas de dedicação ao ensino da física pelos conhecidíssimos autores. Organizada em quatro tomos, a obra consegue promover o entendimento dos aspectos envolvendo a física clássica e a física quântica, destacando as limitações da primeira e as possibilidades da segunda. Por sua abrangência, torna-se difícil resumi-la.

5.2.12 *Fundamentos da transferência de calor e massa*. 1996, Incropera, F. P. et al.

Os autores se preocuparam em oferecer uma obra abrangente, atual e didaticamente bem concebida, estimulando seus usuários na avaliação das origens físicas dos assuntos abordados, estabelecendo uma relação entre as ditas origens e o comportamento dos sistemas térmicos. O uso de modernas ferramentas de modelagem, como o método das diferenças finitas voltado para aplicações em engenharia, é amplamente discutido e exemplificado no trabalho destes autores que vêm contribuindo para o ensino da matéria há mais de duas décadas.

5.2.13 Improved Radiation Pyrometry for Automatic Emissivity Compensation, 1972, Toyota, H., et al.

Toyota apresenta um método para a compensação automática da variação da emissividade, para uso em superfícies classificadas como quase especulares ou difusoras. O método empregado permite encontrar erros da ordem de 10°C sobre 300°C medidos, para superfícies não polidas, e de 15°C em 250°C medidos, para o aço inox polido.

5.2.14 Inferring Temperature from Optical Radiation Measurements, Incropera F, Dewitt D, 1986.

A radiação de fundo é discutida de forma ampla pelos autores, que manifestam preocupação com os problemas relacionados com a radiação de fundo e discutem o problema relacionado com a presença desta radiação fazendo considerações sobre a medição de temperatura em ambientes contendo radiação de fundo.

5.2.15 Influence de la Rugosite sur le Rayonnement Thermique Emis par les Surfaces Opaques: Essai de Modele, Sacadura, J. F. O, 1972.

O autor estabelece um modelo estatístico para descrever a influência da rugosidade de superfícies opacas sobre a forma da emissão monocromática. A superfície rugosa é representada por um conjunto de entalhes na forma de “V”, sendo que a distribuição estudada é do tipo Gaussiano. Os resultados obtidos indicam que o modelo pode ser indicado para medições de temperatura em materiais como alumínio e magnésio.

5.2.16 Infrared Detectors and Systems, Boreman G.D. Darniak G. D 1996

Iniciando pelos conceitos de uso mais imediatos da ótica física, os autores, nos primeiros seis primeiros capítulos do livro, fazem uma explanação sobre os modernos sistemas de imagem. Os principais tipos de detectores são analisados detalhadamente, nos demais capítulos, com apresentação de equações e gráficos para quem desejar mais aprofundamento no assunto. Trata-se de uma das obras mais completas para quem deseja entender os fenômenos físicos pertinentes aos sistemas de infravermelho, discutindo problemas relacionados com ruído e parâmetros diversos.

5.2.17 *Infrared Detectors: An Overview*, 1974, Emmons, R.B., et al.

Neste trabalho, o autor apresenta uma revisão dos aspectos comportamentais de fotodiodos e fotocondutores, sua funcionalidade e aspectos de projeto empregando estes sensores para pirômetros de radiação. Discute também as propriedades e o desempenho de circuitos onde são empregados os ditos sensores.

5.2.18 *Infrared Technology Fundamentals*, 1976, Zissis, G. J.

Neste trabalho o autor faz uma ampla revisão dos fundamentos da utilização da tecnologia de medição de radiação, iniciando na teoria da radiação indo até aspectos que caracterizam a eficiência dos instrumentos destinados à medição de radiação.

5.2.19 *Instrument for the Absolute Measurement of Direct Spectral Reflectances at Normal Incidence*, 1964, Shaw, J.E., Blewin, W.R.

Os autores fazem a descrição de um refletômetro simples e preciso que pode ser empregado para medição de refletância espectral da radiação que incide normal a uma superfície plana. O referido refletômetro trabalha numa faixa espectral entre 0,2 e 2,5 μm , o que permite, para corpos de prova transparentes, uma medição de transmitância espectral, com uma exatidão redor de 0,1%.

5.2.20 *Laser Pyrometry*, 1988, Stein, A.

O autor faz uma apresentação do estado da arte na utilização do laser em pirometria e descreve aplicações para equipamentos comercialmente disponíveis em alvos com um espalhamento uniformemente difuso, tais como ambientes internos de fornos. O autor afirma que a tecnologia laser é capaz de reduzir consideravelmente o erro causado pelo desconhecimento da emissividade do alvo e minimizar o erro devido à presença de radiação refletida pelo alvo, vinda das suas imediações.

5.2.21 *Multi-Wavelength Pyrometry*, 1981, Coates, P.B.

O trabalho discute o problema relacionado com a emissividade de superfícies reais. O autor afirma que o erro é o maior problema encontrado na utilização da pirometria da radiação,

para a medição de temperaturas reais de superfícies, que se pode cometer, quando se ignora a emissividade e sua variação com a temperatura.

5.2.22 No Contact Surface Temperature Measurement by Means of a Modulated Photo thermal Effect, 1990, Loarer, T., et al.

Dois fatores dificultam a medição de temperaturas sobre superfícies empregando termômetros sem contato. Estes fatores são relacionados com o desconhecimento da emissividade e da irradiância do meio onde o alvo se encontra. A reflexão pode ser crítica, particularmente em fornos que queimam gás, onde a temperatura das paredes do forno é bem próxima da temperatura dos gases de queima, sendo o fluxo de energia térmica refletida bem próximo ou maior que o fluxo emitido pela superfície de interesse. O presente trabalho desenvolve uma técnica que se baseia no efeito fototérmico, um fenômeno que oferece a possibilidade de medição da temperatura da superfície, sem inclusão do erro devido ao fluxo refletido.

5.2.23 No Orthogonal Finite-Volume Solutions of Radiative Heat Transfer in a Three-Dimensional Enclosure, 1998, Baek, S.W., et al.

Baeck et al propõem um procedimento para utilização do método dos volumes finitos, para a solução de um problema de transferência radiativa de calor, em uma cavidade tridimensional e não ortogonal, contendo um meio participante. A equação geral discretizada obtida utilizando-se pesos direcionais e esquemas de passo espacial diferentes. Este trabalho é validado pela comparação de soluções de problemas como recipiente hexaédrico, setor anular, e câmara de combustão tridimensional, em que a exatidão e a eficiência computacional são testadas. Os autores concluem que o método dos volumes finitos não ortogonais apresenta bons resultados e moderada eficiência computacional, para a solução de problemas radiativos tridimensionais não ortogonais.

5.2.24 On the Measurement of the Temperature of Unclosed Objects by Radiation Methods, 1959 Emslie, A.G., Blau Jr., H.H.

Nesta obra são desenvolvidas e avaliadas as funções que relacionam temperatura aparente e temperatura real, para um pirômetro óptico, para o pirômetro de duplo comprimento de onda, e

também para o pirômetro de duas temperaturas. É demonstrada a impossibilidade da medição da temperatura de um objeto não enclausurado, na faixa entre 2000 e 4000 K, com uma exatidão maior do que 10 %, sem o emprego da emissividade previamente conhecida.

5.2.25 *Optimal Utilization of Redundant Information in Thermal Radiation in Thermophysical Measurements*, 1972, Svet, D.Y.

O autor discute aspectos metrológicos e termofísicos relacionados à utilização de informações redundantes sobre o fluxo radiante térmico emitido por substâncias, nos estados sólido e líquido, para problemas de medição de temperatura e discute os problemas relacionados com a determinação de propriedades termofísicas. Svet especula sobre a possibilidade de utilização da Lei de Planck para realização de uma escala independente da escala de temperatura.

Foi apresentado um método das correlações cruzadas para o uso de informação redundante contida em um fluxo policromático de radiação térmica de maneira a proporcionar um aumento na exatidão dos resultados e na sensibilidade das medições empregando pirômetros. Os algoritmos desenvolvidos utilizam-se do uso e informações já conhecidas para a determinação da temperatura real podendo fazer uso em conjunção com computadores. Segundo o autor, os sistemas descritos neste trabalho possuem exatidão suficiente para a medição de temperaturas reais quando ocorrem variações da emissividade ou da transmitância entre o pirômetro e o alvo, durante as medições.

5.2.26 *Polaradiometer, a New Instrument for Temperature Measurement*, 1967, Murray, T.P.

O trabalho apresenta um instrumento capaz de efetuar medições automáticas de temperaturas superficiais. Ele consegue separar, através de polarização, a radiação emitida por uma superfície de teste, daquela emitida por um corpo negro e refletida por essa mesma superfície em teste. Para medições abaixo de 720 K, em superfícies metálicas com emissividade entre 0,05 e 0,47, a determinação das temperaturas da amostra e do corpo negro foi obtida com uma exatidão ao redor de 2%, sem que ocorresse a necessidade de correções do valor da emissividade. O autor propõe a continuidade dos testes para diminuição de erros devido ao acabamento das superficiais, erro de instrumento e erros experimentais.

5.2.27 *Radiation*, 1972, Nutter, G.D.

Nutter aborda aspectos que não podem ser ignorados em projeto de pirômetros. Ele estabelece os critérios de projeto e recomendações de uso, fazendo uma revisão de princípios de funcionamento de diversos tipos de pirômetros conhecidos. Nutter é um dos autores referenciados com muita frequência no estudo da pirometria.

5.2.28 *Radiative Heat Transfer in Axisymmetric Geometries Using an Unstructured Finite-Volume Method*, 1998, Murthy, J.Y., Mathur, S.R.

Os autores fazem uma extensão do método dos volumes finitos para simular radiação em geometrias axissimétricas com a utilização de malha não-estruturada. Dados como projeção do ângulo de controle, resultante do não alinhamento da discretização angular com as faces das células, são obtidos por diferenciação. É proposta uma discretização conservativa do termo de redistribuição angular para resolver problemas axissimétricos em malha bidimensional de fluxo de um fluido. O método mostrou resultados satisfatórios.

5.2.29 *Radiation Thermometry*, 1972, Nutter, G.D.

Nutter apresenta neste trabalho mais uma contribuição, na forma de continuação de um trabalho anterior, na qual avalia os métodos utilizados em pirometria, bem como os critérios para compensar o desconhecimento das variações de emissividade e erros encontrados com frequência em pirometria.

5.2.30 *Temperature Analysis from Multispectral Infrared Data*, 1976, Horman, M. H.

Nos primeiros capítulos Horman apresenta uma técnica que utiliza um sensor de amplo espectro para determinar as quantidades de fluxo de diferentes fontes e o fluxo devido à temperatura real do objeto. Trata-se de uma técnica de medição complementar e ferramenta analítica para medição com o emprego de duplo comprimento de onda. Nos demais capítulos são apresentados os conceitos de sistemas, teoria de funcionamento, características de desempenho e discussão de dados para projeto.

5.2.31 *The Emissivity and Absorvity of Parachute Fabrics*, 1959, Hartnett, J.P.

Os autores efetuaram medições experimentais de emissividade e absortividade de materiais sintetizados, apresentando descrição dos métodos e equipamentos utilizados. Nas medições dos dois experimentos realizados pelos autores, eles utilizaram um radiômetro integrador, procedendo a medições de refletividade e transmissividade, para obter, através de método indireto, (cálculos matemáticos) os valores de emissividade e absortividade.

5.2.32 *Temperature Error in Radiation Thermometry caused by Emissivity and Reflectance Measurement Error*, 1994, Corwin, R.R., Rodenbegh II, A.

O autor desenvolveu uma expressão geral para determinação do erro em medição de temperatura causado pela incerteza na emissividade. Conclui-se que sistemas que trabalham em pequenos comprimentos de onda apresentam erros significativos em temperaturas baixas. A técnica proposta para a medição da emissividade utiliza um feixe de luz incidente e uma abertura para coletar parte da energia refletida na superfície, de modo a que se possam medir as componentes de ambas, especular e refletida, no lado da abertura. Os resultados teóricos mostram que o tamanho da abertura não tem muita influência sobre o erro, em temperaturas baixas, para um grande número de materiais e ainda, sobre as condições de refletância superficiais.

5.2.33 *The Spectral Emissivity of Iron and Cobalt*, 1948, Wahlin H.B., Knop J.H.W.

Neste trabalho os autores apresentam os resultados das medições experimentais de emissividade em função da temperatura, para o ferro e o cobalto. Nos ensaios efetuados, eles constataram que nos pontos do diagrama de transformação A₃ e A₄ do ferro e ponto de Curie do Cobalto, ocorrem significativas mudanças no valor da emissividade.

5.2.34 *Two-Color Pyrometry in the Steel Industry*. 1958, Murray T.P., Shaw V.G.

O trabalho apresenta os primeiros testes empregando um pirômetro de duplo comprimento de onda para a medição da temperatura do ferro e do aço em estado líquido, com boa exatidão e sem efetuar correção dos valores de emissividade. Os resultados indicam a necessidade de aprimoramento do instrumento, mas demonstraram também que ele já tem qualidade suficiente para uso numa linha de produção, como substituto vantajoso do termopar e seus tantos inconvenientes, e do pirômetro de radiação total. Os autores afirmam ter encontrado um erro médio ao redor de 0,9% para uma temperatura medida de 2800 °F.

São apresentados abaixo os resultados das simulações numéricas por elementos finitos para dois casos particulares. Em trabalhos similares disponíveis na literatura (SCOTT (a), 1988) e (LIMA, SILVA e ALMEIDA, 2002) os autores utilizaram a equação clássica da biotransferência de calor (Equação 6.1) para o cálculo do perfil transitório dos campos de temperatura.

$$\rho_t c_p \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + Q_p + Q, \quad (6.1)$$

onde k = condutividade térmica do tecido [J/m.s.°C].

ρ_t = densidade do tecido [kg/m³].

c_p = calor específico do tecido [J/kg.°C].

T = temperatura [°C].

t = tempo [s].

Q = taxa volumétrica de geração de calor no tecido [W/m³].

Q_p = Taxa volumétrica de aporte de calor por perfusão sanguínea (W/m³).

No presente trabalho, os procedimentos clássicos foram abandonados ao se deixar de utilizar a Equação 6.1. Em lugar da simulação numérica por elementos finitos utilizando a equação clássica da biotransferência de calor foi utilizado o software ABAQUS CAE 6.5-1, dedicado, projetado para uso em engenharia. O olho humano foi considerado como composto de camadas de materiais simples, de características dimensionais e térmicas conhecidas. Foram desconsiderados os demais componentes. “*córnea é formada, basicamente, de colágeno e água*”. (BRIAN e HAHN, 2004).

Para a simulação numérica, considerou-se o globo ocular como sendo uma esfera de raio constante, onde se sobrepõe a *córnea* em forma de calota com projeção cônica para o interior do globo ocular, que abarca inteiramente a *córnea*, o *humor aquoso* e parte do *crystalino*. Todas estas partes representadas na forma de hemisférios, por conveniência de cálculo. Para a simulação dos dois casos foi utilizado um mesmo modelo (Fig. 6.1).

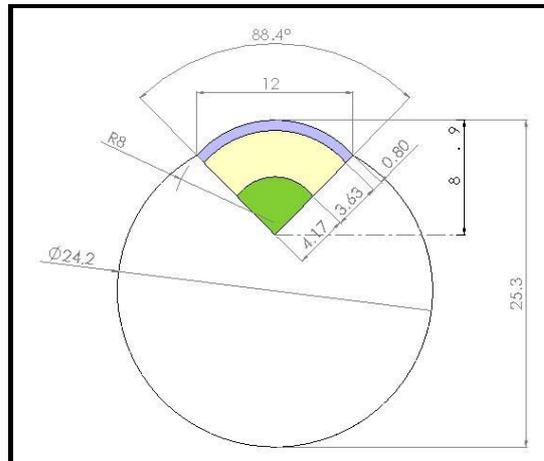


Figura 6.1 Corte lateral do modelo geométrico utilizado na análise. Apenas as áreas coloridas foram consideradas na simulação. O restante do globo ocular foi considerado como uniforme de temperatura constante

A malha adotada para a simulação contou com 880 elementos axisimétricos e 931 nós (Fig. 6.2).

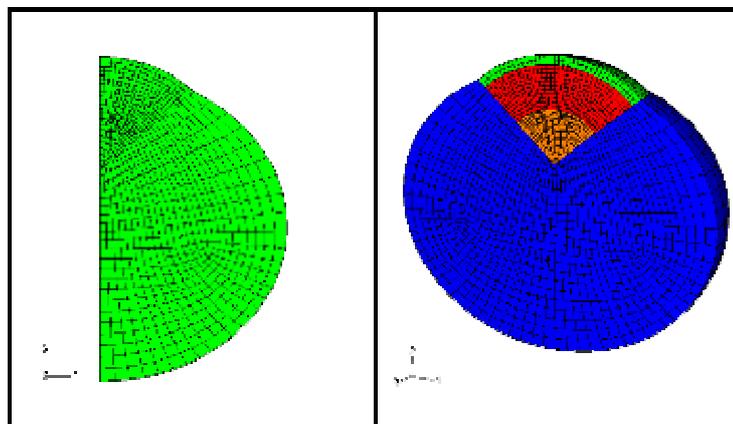


Figura 6.2 Representação bidimensional e tridimensional da malha usada. À esquerda, malha utilizada e à direita, uma representação, em três dimensões, da malha, apresentando cores diferentes para cada parte do olho.

6.1. Condições de Contorno

O aporte de calor por perfusão foi desprezado, atitude já adotada em trabalhos semelhante (LIMA, SILVA e ALMEIDA, 2002). Como a tecnologia “*flying spot*” utilizada pela fonte laser atinge todos os pontos da área coberta pela cirurgia, para só então retornar aos pontos

inicialmente atingidos, dando tempo para que se restabeleçam termicamente (VETRUGNO et alli, 2001), (TAYLOR et alli, 2000), a fluência energética foi considerada uniformemente distribuída sobre a *córnea*.

- Fluência energética da fonte = 0,638 mJ, (Valor mais usado pelo cirurgião).
- Frequência da fonte = 100 Hz, (Informação técnica da fonte laser).

As condições iniciais de temperatura foram:

- Temperatura inicial da *córnea* (caso 1) = 32 °C, (KATAZAWA, TOKORO e ISHI, 1997).
- Temperatura interna do globo ocular (todos os casos) = 37 °C.

A média dos maiores tempo de efetiva aplicação do laser situa-se ao redor de 98 segundos (tempo médio este informado pelo cirurgião), adotado para as simulações. O valor eficaz da energia incidente sobre a *córnea* durante o tempo de duração de uma cirurgia refrativa foi calculado através da Equação 7.4 (FITZGERALD, KINGSLAY E KUSKO, 1978).

$$P_{Eficaz} = \sqrt{\frac{P_1^2 \cdot t_1 + P_2^2 \cdot t_2 + P_3^2 \cdot t_3 + \dots + P_n^2 \cdot t_n}{t_1 + t_2 + t_3 + \dots + t_n}} = \sqrt{\frac{\sum P_i^2 \cdot t_i}{\sum t_i}} \quad (6.4)$$

Por não terem sido encontradas informações técnicas precisas sobre o assunto, uma vez que a empresa fabricante da fonte laser já não existe mais, o tempo de duração dos pulsos foi considerado como sendo igual ao tempo de intervalo entre pulsos para efeitos de simulação. Sabe-se, contudo, que o tempo de pulso tende a ser sempre inferior ao tempo de intervalo, em função das características construtivas do excimer laser.

6.2 Constantes Físicas e Dimensões do Olho Humano

O globo ocular humano tem diâmetro ao redor de 24,2 mm e pesa ao redor de 7,5 g.

A *córnea* do olho humano adulto possui um diâmetro aproximadamente 12 mm e sua espessura varia entre 1,0 mm na periferia e 0,58 mm na região central (SMOLIN e THOFT,

1994), o que permite estabelecer uma espessura média ao redor de 0,8 mm, valor este usado na simulação.

Os demais parâmetros necessários à simulação encontram-se na Tabela 6.1.

Tabela 6.1 Valor das constantes físicas utilizadas (SCOTT (a), 1988).

Camada	k (W/m.°C)	c _p (J/kg.°C)	P (kg/m ³)	Espessura (mm)
<i>Córnea</i>	0,58	4.178	1.050	0,8
<i>Humor Aq.</i>	0,58	3.997	1.000	0,3
<i>Cristalino</i>	0,4	3.000	1.050	4,5

Na Tabela 6.1: k, c_p, P são a condutividade térmica, a densidade do material e o calor específico, respectivamente.

6.3. Resultados Obtidos nas Simulações Numéricas

Os resultados das duas simulações mais significativas, por terem se aproximado dos resultados obtidos nas medições efetuadas com o termógrafo, estão apresentados na Tabela 6.2, sendo que o valor inicial de temperatura, para simulação, para o Caso 2, efetuada durante a fase de medições em sala de cirurgia, foi obtido da média das 3 primeiras séries de medições efetuadas.

Tabela 6.2 Temperaturas finais após 98 segundos de simulação

-	T _{inicial} (°C)	T _{final} (°C)
Caso 1	32,0	32,3
Caso 2	29,0	29,3