

JULIANA NOSÉ DONATO

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO TÉRMICO DA ESTRUTURA
INTRA-OCULAR HUMANA DURANTE PROCEDIMENTO CIRÚRGICO
DE REMOÇÃO DE CATARATA**

São Paulo

2008

JULIANA NOSÉ DONATO

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO TÉRMICO DA ESTRUTURA
INTRA-OCULAR HUMANA DURANTE PROCEDIMENTO CIRÚRGICO
DE REMOÇÃO DE CATARATA**

**Dissertação apresentada à Escola Politécnica da Universidade de
São Paulo para obtenção do título de Mestre em Engenharia**

Área de Concentração: Engenharia Mecânica de Energia e Fluidos

Orientador: Prof. Dr. Antonio Luís de Campos Mariani

São Paulo

2008

FICHA CATALOGRÁFICA

Donato, Juliana Nosé

Análise do comportamento térmico da estrutura intra-ocular humana durante procedimento cirúrgico de remoção de catarata / J.N. Donato. -- São Paulo, 2008.

121 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.

1. Análise térmica 2. Catarata 3. Estrutura intra-ocular 4. Resfriamento do fluido de irrigação I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II. t.

Aos meus pais, que foram e sempre serão o maior incentivo
ao meu aperfeiçoamento e a quem devo toda minha base moral.

Desejo que esta seja uma das muitas razões de orgulho em suas vidas.

AGRADECIMENTOS

A Deus.

Aos meus pais, pela minha vida.

Ao meu amor, Carlos Augusto Silva, pelo estímulo, compreensão e companheirismo durante toda a elaboração deste projeto.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Antonio Luís de Campos Mariani, pela confiança em minha proposta de trabalho e pelo acompanhamento no desenvolvimento do mesmo.

Ao amigo, Prof. Dr. Raul Gonzalez Lima, que muito me apoiou no prosseguimento do projeto, e tanto me auxiliou com seus conhecimentos.

Ao Prof. Dr. Walton Nosé, pelas informações e discussões que foram fundamentais na realização deste trabalho.

A todos os doutores e funcionários do Laboratório de Bioengenharia Oftálmica da UNIFESP, Eye Clinic e Alcon que direta ou indiretamente colaboraram para esta execução.

Aos meus colegas de trabalho, pelo apoio e disponibilidade oferecida.

Nenhuma mente que se abre para uma nova idéia voltará a ter o tamanho original.

(Albert Einstein)

RESUMO

O presente trabalho apresenta uma análise do comportamento térmico da estrutura intra-ocular humana durante a cirurgia de remoção de catarata. O procedimento cirúrgico em estudo, conhecido por facoemulsificação, baseia-se em destruir o cristalino opaco, removê-lo da estrutura intra-ocular e substituí-lo por uma lente artificial. A destruição do cristalino é realizada por aplicação de energia ultra-sônica, resultante da vibração do cristal piezoelétrico existente na ponteira do equipamento cirúrgico. O campo acústico imposto à estrutura intra-ocular aquece a mesma, elevando sua temperatura até valores críticos. Pelo fato da córnea poder atingir valores entre 40°C e 115°C durante este procedimento, inúmeras complicações pós-operatórias podem ser diagnosticadas, tais como: danos ao estroma e endotélio da córnea, formação de fístula, astigmatismo residual e impossibilidade de auto-selamento da incisão, sendo necessário suturar a esclera. Para o estudo deste superaquecimento identificado como crítico, foi realizada a modelagem do comportamento térmico da estrutura intra-ocular humana durante a facoemulsificação. Foram desenvolvidos modelos para quantificar o campo acústico imposto à estrutura pelo equipamento, bem como para avaliar o aquecimento e o resfriamento da estrutura ocular. Dos resultados obtidos a partir destes modelos, o equilíbrio térmico nos tecidos da córnea forneceu o resfriamento necessário a ser imposto pelo fluido de irrigação (6,62 W), a fim de se manterem os níveis normais de temperatura na estrutura (30°C). Enquanto na literatura estudos têm sido apresentados no sentido de melhorar a facoemulsificação ou mesmo desenvolver novas técnicas, mais complexas, em busca de menor prejuízo à integridade da estrutura, a análise conjunta entre medicina e engenharia desenvolvida neste trabalho apresentou como resultado a proposta de resfriamento do fluido utilizado na irrigação, sendo esta uma solução simples e prática. Para permitir o resfriamento do fluido, dimensionou-se um sistema de troca de calor acessório ao equipamento utilizando o Efeito Peltier, por permitir a fabricação de resfriadores miniaturizados, compactos e eficientes.

Palavras-chave: Análise Térmica. Catarata. Estrutura Intra-ocular. Resfriamento do Fluido de Irrigação.

ABSTRACT

This research presents an analysis of the thermal behavior of the human intra-ocular structure during surgery of cataracts removing. The surgical procedure under study, known as phacoemulsification, is based on destructing the lens with cataracts, removing it from the intra-ocular structure and changing it into artificial lens. The destruction of the lens is achieved by using ultrasound energy, resulting from the vibration of a piezoelectric crystal existent in the surgical equipment. The acoustic beam incident in the intra-ocular structure heats it, increasing its temperature up to critical values. As the corneal structure can achieve from 40°C to 115°C during this procedure, many postoperative complications can happen, such as: damage to the corneal stroma and endothelium, fistula formation, induced astigmatism and inability to close the incision, necessitating a scleral patch graft. For the studies regarding this over heating identified as critical, a model of the thermal behavior of the human intra-ocular structure during phacoemulsification was created. Models were developed to quantify the acoustic beam incident in the structure by the equipment, as well as models to valuate the heating and cooling of the intra-ocular structure. With the results from these models, the thermal equilibrium on the corneal tissues gave the necessary cooling to be incident by the irrigation fluid (6,62 W) so that the normal temperature levels could be kept on the structure (30°C). While in the literature studies have been presented on the way to improve phacoemulsification or even develop new techniques, more complex, aiming to have less prejudice to the integrity of the structure, the analysis together involving medicine and engineer developed within this research presented as result a proposal of cooling the irrigation fluid, what seemed to be a simple and practical solution. To allow this cooling, it was dimensioned a heat changing system as an accessory to the surgical equipment using the Peltier effect, as it allows the construction of miniaturized, compact and efficient coolers.

Keywords: Thermal Analysis. Cataract. Intra-ocular structure. Irrigation Fluid Cooling.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1-1 INDIVÍDUO COM CATARATA BILATERAL (AMBOS OS OLHOS).....	20
FIGURA 2-1 ESQUEMA DA TÉCNICA CIRÚRGICA BI-MANUAL (OU MICS - <i>MICRO INCISION SURGERY</i>) REPRESENTANDO A SEPARAÇÃO ENTRE ULTRA-SOM E IRRIGAÇÃO	25
FIGURA 3-1 REPRESENTAÇÃO DE VISTAS EM CORTE DO OLHO MOSTRANDO SUAS DIVERSAS CAMADAS	26
FIGURA 3-2 DESENVOLVIMENTO EMBRIONÁRIO DA ESTRUTURA INTRA-OCULAR REPRESENTADA POR CORTES TRANSVERSAIS DA PORÇÃO ANTERIOR DO PROSENCÉFALO E VESÍCULAS ÓPTICAS, SEGUNDO STEPHEN E MILLER (1981).....	27
FIGURA 3-3 REPRESENTAÇÃO DA CÓRNEA E SUAS CAMADAS	29
FIGURA 3-4 VISTA AMPLIADA DO CRISTALINO, SEGUNDO VAUGHAN E ASBURY (1990)	31
FIGURA 3-5 ESQUEMA DA BARREIRA HEMATOQUOSA, SEGUNDO STEPHEN E MILLER (1981)	34
FIGURA 3-6 IMAGENS QUE REPRESENTAM A VISÃO NORMAL (ESQUERDA) E A VISÃO COM CATARATA (DIREITA)	38
FIGURA 3-7 OLHO COM CATARATA.....	38
FIGURA 3-8 REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA ESTRUTURA DO CRISTALINO COM CATARATA, SEGUNDO FREITAS (2002).....	41
FIGURA 3-9 DESENHOS ESQUEMÁTICOS DA PONTEIRA DA CANETA DO INSTRUMENTO CIRÚRGICO, DE ACORDO COM EISNER (1991)	44
FIGURA 3-10 FACOEMULSIFICADOR DA MARCA CAVITRON KELMAN (FOTO ARQUIVO PESSOAL)	45
FIGURA 3-11 FACOEMULSIFICADOR SERIES 20000 LEGACY – ALCON, SEGUNDO SERIES 20000 ^{TM*} LEGACY [®] OPERATOR'S MANUAL.....	46
FIGURA 3-12 PEDAL DO LEGACY E SEUS DIFERENTES ESTÁGIOS, SEGUNDO SERIES 20000 ^{TM*} LEGACY [®] OPERATOR'S MANUAL.....	47
FIGURA 3-13 INSTRUÇÃO PARA RECONSTITUIÇÃO DA SOLUÇÃO SALINA BLANCEADA, SEGUNDO BULA DA SOLUÇÃO SALINA BALANCEADA ALCON [®]	47
FIGURA 3-14 VARIAÇÕES NA ESPESSURA DA CÓRNEA DE COELHO PERFUNDIDA COM DIFERENTES SOLUÇÕES DE IRRIGAÇÃO INTRA-OCULAR, SEGUNDO EDELHAUSER (1986)	48
FIGURA 3-15 TAXA DE REPOSIÇÃO DO HUMOR AQUOSO NO TEMPO, SEGUNDO FOLDER EXPLICATIVO DA SOLUÇÃO SALINA BALANCEADA ALCON [®]	48

FIGURA 3-16 ESQUEMA DO PROCEDIMENTO CIRÚRGICO DE REMOÇÃO DO CRISTALINO ATRAVÉS DA CÂMARA ANTERIOR, POR MEIO DE INCISÃO CORNEANA, DE ACORDO COM EISNER (1991)	51
FIGURA 3-17 REPRESENTAÇÃO DA NUCLEODISSECÇÃO, SEGUNDO FREITAS (2002).....	52
FIGURA 3-18 LENTE DE SINSKEY, ELABORADA EM 1979	54
FIGURA 3-19 ESQUEMA DOS DANOS REVERSÍVEIS E IRREVERSÍVEIS NO ESTROMA CORNEANO, SEGUNDO ERNEST (2001)	55
FIGURA 3-20 ILUSTRAÇÃO DO OLHO DE PACIENTE 3 MESES APÓS FACOEMULSIFICAÇÃO - ESTRIAS NO ESTROMA EVIDENTES E SUTURA NA ESCLERA, CONFORME <i>CASE REPORT</i> DE ERNEST (2001)	56
FIGURA 3-21 OLHO DE PACIENTE 8 MESES APÓS FACOEMULSIFICAÇÃO - QUEIMADURA EVIDENTE (“CÓRNEA DERRETIDA”), SEGUNDO SUGAR ET AL. (1999)	57
FIGURA 5-1 ESQUEMA DE ONDAS PLANA E DE BORDA, DE ACORDO COM BUIOCHI (1994)...	63
FIGURA 5-2 REFERENCIAL UTILIZADO PARA DETERMINAÇÃO DOS ÂNGULOS Ω (CT), SEGUNDO BUIOCHI (1994).....	64
FIGURA 5-3 REFERENCIAL UTILIZADO PARA DETERMINAÇÃO DA RESPOSTA IMPULSIVA NO PONTO Q DE UM PISTÃO CIRCULAR PLANO, SEGUNDO BUIOCHI (1994).....	65
FIGURA 5-4 CORTE TRANSVERSAL ESQUEMÁTICO DO OLHO DIREITO PASSANDO PELO MERIDIANO HORIZONTAL, SEGUNDO SPALTEHOLZ (1976).....	67
FIGURA 5-5 REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA ESTRUTURA INTRA-OCULAR EM ESTUDO ..	68
FIGURA 5-6 GRÁFICO DA PRESSÃO NORMALIZADA NA MASSA ESPECÍFICA, EM PLANO PARALELO À FACE DO PISTÃO, DISTANTE $Z = 6$ MM NO EIXO ACÚSTICO.....	69
FIGURA 5-7 GRÁFICO DA PRESSÃO NORMALIZADA NA MASSA ESPECÍFICA, EM PLANO PARALELO À FACE DO PISTÃO, DISTANTE $Z = 3$ MM NO EIXO ACÚSTICO.....	69
FIGURA 5-8 GRÁFICO DA PRESSÃO NORMALIZADA NA MASSA ESPECÍFICA, EM PLANO PARALELO À FACE DO PISTÃO, DISTANTE $Z = 1$ MM NO EIXO ACÚSTICO.....	70
FIGURA 5-9 ESQUEMA DA CÂMARA ANTERIOR, COM REPRESENTAÇÃO DO VOLUME DE CONTROLE.....	71
FIGURA 5-10 COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO, SEGUNDO CHAPELON ET AL. (2000)	74
FIGURA 5-11 RESULTADOS DO TRABALHO DE ERNEST ET AL. (2001).....	76
FIGURA 5-12 TEMPERATURA X VISCOELÁSTICO, DE ACORDO COM ERNEST ET AL. (2001)..	77
FIGURA 6-1 MÓDULO DE PELTIER.....	90
FIGURA 6-2 APLICAÇÃO DE MÓDULO DE PELTIER EM <i>COOLER</i> PORTÁTIL.....	90
FIGURA 6-3 PRINCÍPIO DO EFEITO PELTIER.....	91

FIGURA 6-4 ESQUEMA RESFRIAMENTO PELTIER.....	92
FIGURA 6-5 ESQUEMA DE RESFRIAMENTO DA BSS.....	93
FIGURA 6-6 DETALHES DO MÓDULO PELTIER SELECIONADO.....	99
FIGURA 6-7 DETALHES DA MONTAGEM PROPOSTA PARA SOLUÇÃO DE RESFRIAMENTO.....	100

LISTA DE SÍMBOLOS

Variáveis - Letras minúsculas

<i>Símbolo</i>	<i>Variável</i>	<i>Unidade</i>
a	Raio	m
c	Velocidade do som	m / s
e	Espessura	m
h	Coeficiente de transferência de calor	W / (m ² .°C)
h	Altura	m
k	Condutividade térmica	W / (m.K)
m	Massa	kg
p	Pressão	N / m ²
q	Calor transferido	W
r	Raio	m
r	Resistência térmica	(m ² .°C) / W
t	Tempo	s
v	Velocidade	m / s
x	Coordenada espacial	m
y	Coordenada espacial	m
z	Coordenada espacial	m
w	Perfusão	kg / (m ³ .s)

Variáveis - Letras maiúsculas

Símbolo	Variável	Unidade
A	Área	m ²
C	Calor específico	J / (kg.K)
D	Necrose térmica	s
D	Diâmetro	m
E	Energia	J
F	Fator de forma	adimensional
I	Corrente elétrica	A
N	Densidade de bolhas	mm ⁻³
Nu	Número de Nusselt	adimensional
P	Perímetro	m
Pr	Número de Prandtl	adimensional
Q	Calor total transferido	J
Re	Número de Reynolds	adimensional
T	Temperatura	K
U	Coeficiente global de transferência de calor	W / (m ² .°C)
V	Potencial elétrico	V
W	Trabalho	J

Variáveis - Letras gregas

<i>Símbolo</i>	<i>Variável</i>	<i>Unidade</i>
Φ	Potencial de velocidade	adimensional
ρ	Massa específica	kg / m ³
μ	Viscosidade	N.s / m ²
Ω	Ângulo	radianos
α	Atenuação	m ²
σ	Constante de Stefan-Boltzman	W / (m ² .K ⁴)
ψ	Fator de equilíbrio	adimensional

Subscritos - Letras minúsculas

<i>Símbolo</i>	<i>Significado</i>
a	Ar
aquect	Aquecimento
atm	Atmosférico
cond/vítreo	Condução para o corpo vítreo
conv/ext	Convecção com o meio externo
conv/int	Convecção com o fluido interno
e	Externo
ext	Externo
f	Fluido
i	Impulsivo
i	Interno
m	Módulo
máx	Máximo
n	Normal
rad	Radiação
sup	Superfície
vítreo	No corpo vítreo
0	Inicial

Subscritos - Letras maiúsculas

<i>Símbolo</i>	<i>Significado</i>
BSS	<i>Balanced Salt Solution</i>
H	Hidráulico
T	Tecido
T	Térmica
ST _{vítreo}	Seção transversal da câmara vítrea

Outros Símbolos e Operadores

<i>Símbolo</i>	<i>Significado</i>
–	Média
→	Vetor
*	Convolução
d	Diferencial de
Δ	Diferença de
∇	Operador nabla
∂	Diferencial parcial de
.	Por unidade de tempo
∇	Volume
∞	Meio ao longe

SUMÁRIO

FICHA CATALOGRÁFICA.....	3
PREFÁCIO	19
1 INTRODUÇÃO	20
2 OBJETIVOS.....	24
3 REVISÃO DA LITERATURA	26
3.1 MECANISMO DA VISÃO	26
3.2 EMBRIOLOGIA OCULAR	27
3.3 ANATOMIA OCULAR.....	29
3.4 FISILOGIA OCULAR	33
3.5 PROBLEMAS RELATIVOS AO CRISTALINO	37
3.6 A REMOÇÃO DA CATARATA OU FACECTOMIA.....	40
3.7 FACOEMULSIFICAÇÃO	42
3.7.1 <i>Fundamentos cirúrgicos da facoemulsificação.....</i>	<i>43</i>
3.7.2 <i>Equipamento cirúrgico para facoemulsificação</i>	<i>44</i>
3.7.3 <i>Fluido de irrigação utilizado na facoemulsificação.....</i>	<i>47</i>
3.7.4 <i>Substância viscoelástica utilizada na facoemulsificação.....</i>	<i>50</i>
3.7.5 <i>Procedimento cirúrgico da facoemulsificação.....</i>	<i>51</i>
3.7.6 <i>Traumas decorrentes</i>	<i>54</i>
4 METODOLOGIA	59
5 MODELAGENS E RESULTADOS.....	61
5.1 MODELAGEM DO TRANSDUTOR ULTRA-SÔNICO	62
5.1.1 <i>Fundamento teórico.....</i>	<i>63</i>
5.1.2 <i>Resposta impulsiva</i>	<i>63</i>
5.1.3 <i>Programação.....</i>	<i>67</i>
5.2 MODELAGEM DO AQUECIMENTO DA ESTRUTURA OCULAR.....	71

5.3	MODELAGEM DO RESFRIAMENTO DA ESTRUTURA OCULAR.....	80
5.3.1	<i>Transferência de calor com o meio ambiente.....</i>	<i>80</i>
5.3.2	<i>Transferência de calor com o corpo vítreo</i>	<i>82</i>
5.3.3	<i>Transferência de calor com o escoamento de BSS.....</i>	<i>84</i>
5.4	EQUILÍBRIO TÉRMICO NA CÓRNEA	86
6	PROPOSTA DE SOLUÇÃO.....	89
6.1	MÓDULOS PELTIER	89
6.2	EFEITO PELTIER.....	91
6.3	SOLUÇÃO.....	93
7	CONCLUSÕES	101
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	105
	ANEXOS.....	112
	ANEXO A - LABORATÓRIO DE BIOENGENHARIA OFTÁLMICA UNIFESP	113
	ANEXO B - SOLUÇÃO SALINA BALANCEADA ALCON[®]	114
	ANEXO C - PROGRAMA PARA SIMULAÇÃO DO CAMPO ACÚSTICO	116
	ANEXO D - MÓDULOS PELTIER – CATÁLOGO MARLOW INDUSTRIES INC. ...	120

PREFÁCIO

“O olho mede a distância e o tamanho das estrelas; encontra os elementos e suas localizações; ...deu origem à arquitetura, à perspectiva e à divina arte da pintura. ...O olho é a janela do corpo humano, pela qual abre os caminhos e se deleita com a beleza do mundo.” Em meados do século XV, Leonardo da Vinci, artista e, portanto, escravo de seus olhos, já expunha evidências quanto aos prejuízos advindos de uma visão deficiente.

Uma das principais causas da perda da capacidade visual com o passar dos anos é a opacificação do cristalino, popularmente conhecida como *catarata*, responsável pelo desvio dos raios luminosos e conseqüente perda de nitidez das imagens formadas.

Desde os séculos I e II d.C., a idéia da remoção do cristalino opaco e implantação de uma lente intra-ocular vem sendo amplamente estudada, desenvolvida e aplicada, sendo encontradas com maior freqüência na literatura três formas principais de remoção do mesmo: *extração intracapsular*, *extração extracapsular* e *facoemulsificação*.

A facoemulsificação é a técnica cirúrgica de remoção de catarata mais utilizada atualmente nos países desenvolvidos, por ser a que proporciona menor comprimento de incisão na córnea, menor tempo cirúrgico, e, conseqüentemente, custos ambulatoriais reduzidos, cicatrização mais rápida e menor indução de astigmatismo, resultando num retorno menos demorado do paciente a suas atividades normais, segundo Souza et al. (2006).

Em termos técnicos, trata-se de uma cirurgia de grande complexidade, por serem utilizados instrumentos e materiais desenvolvidos ao longo de vários anos, bastante sofisticados e precisos, nos quais diversos princípios de engenharia, física, biofísica, biologia e fisiologia foram e continuam a ser incorporados.

Enquanto a medicina cada vez mais se dedica ao estudo e desenvolvimento de melhores técnicas cirúrgicas de facoemulsificação, como “dividir e conquistar”, “*stop and chop*”, “nucleodissecação”, entre outras, a engenharia vem caminhando paralelamente através da inovação dos equipamentos cirúrgicos, a fim de satisfazer às necessidades médicas e contribuir para o bem-estar dos pacientes, através de instrumentos cada vez menos agressivos e mais eficientes.

1 INTRODUÇÃO

No início do novo milênio, a perda da visão tem se caracterizado como um dos mais sérios infortúnios que podem suceder a um indivíduo. De acordo com a OMS/ WHO (Organização Mundial da Saúde/ *World Health Association*) existem atualmente cerca de 180 milhões de deficientes visuais, sendo desses, 50 milhões classificados como cegos. Estimou-se, no ano 2000, que 8 milhões de novos casos de cegueira ocorreriam anualmente no mundo, deixando claro que este número poderia ser duplicado nos anos subseqüentes, se programas de saúde pública não fossem intensificados, desenvolvidos e implantados.

De acordo com Kara-José e Temporini (2004), este acelerado crescimento da cegueira previsto pela OMS pode ser atribuído não somente ao crescimento populacional, aumento da expectativa de vida e escassez de recursos especializados, como também à falta de esforços no sentido preventivo. Segundo Resnikoff (2000), cerca de 80% dos casos de cegueira podem ser evitados, sendo a catarata um dos exemplos mais freqüentes de distúrbio o qual, desde que tratado, impede que o indivíduo fique cego.

Em 1998, no Brasil, foi estimada a existência de 600 mil pessoas cegas por catarata que se encontravam em duas situações básicas: sem diagnóstico estabelecido, ou com diagnóstico, à espera da realização do procedimento cirúrgico. Além disso, estimava-se que, a cada ano, haveria cerca de 120 mil novos casos de catarata no país, constituindo-se assim a catarata como maior causa de cegueira reversível no Brasil.



Figura 1-1 Indivíduo com catarata bilateral (ambos os olhos)

Ainda segundo Kara-José e Temporini (2004), um aspecto impeditivo à prevenção encontra-se em padrões socioculturais e econômicos decorrentes de tradições e costumes das diferentes comunidades. Na África e na Ásia é comum a crença fatalista de que a perda da visão é consequência inevitável do envelhecimento. Na Índia, apenas entre um terço e um quinto das pessoas cegas por catarata aceitaram a oferta de cirurgia gratuita. Estudos que incluíram aspectos sociais da cirurgia de catarata, conduzidos em Campinas (Brasil) e Chimbote (Peru), concluíram que 50% dos casos da cegueira resultantes da catarata deviam-se à ausência de procedimentos cirúrgicos, e desses, 30% recusaram a cirurgia.

Segundo o Conselho Brasileiro de Oftalmologia (CBO), o caminho para a solução de tal problema exige um planejamento em quatro setores: educação da população em saúde ocular, priorização do atendimento e uso de tecnologia apropriada, aumento de verbas para a saúde de modo geral e trabalho conjunto entre especialistas, autoridades e usuários.

A restauração da visão pela cirurgia de catarata produz amplos benefícios econômicos e sociais, como um estudo da Índia rural, citado por Kara-José e Temporini (2004), segundo o qual indivíduos, após a cirurgia de catarata, aumentaram a sua produtividade anual em cerca de 1.500% do valor da cirurgia. Desta forma, recentemente o conceito de oftalmologia foi incluído em saúde pública, e várias campanhas têm sido criadas desde então para a prevenção da cegueira por meio do tratamento cirúrgico da catarata. Neste caminho, foi iniciado o Mutirão de Cirurgias Eletivas, campanha lançada pelo Ministério da Saúde em 1999. Até seu início, o número médio anual de cirurgias de catarata realizadas por ano através do SUS (Sistema Único de Saúde) era de aproximadamente 100 mil. Como resultado desses mutirões, já foram realizadas no país cerca de 753 mil, no período de maio até fevereiro de 2002.

Com este aumento da oferta de procedimentos cirúrgicos à população, inúmeros esforços têm sido realizados no sentido de evoluir as técnicas cirúrgicas e equipamentos utilizados, de modo a aumentar a agilidade e qualidade do pós-operatório dos pacientes, e transmitir à população maior segurança e estímulo quanto à cirurgia. A longevidade e a necessidade de comunicação visual trazem uma influência direta no relacionamento do ser humano dentro de sua comunidade,

pois a necessidade de independência e participação socioeconômica está também diretamente relacionada com a saúde ocular.

Do ponto de vista socioeconômico, a facoemulsificação é a técnica cirúrgica predominante nos países desenvolvidos, por ser mais segura, com menor risco de complicações, de recuperação visual quase imediata, além de poder ser indicada precocemente. A facoemulsificação é uma técnica que utiliza tecnologia avançada, tanto nos equipamentos como nos insumos, e apresenta constante evolução. A evolução da técnica e da tecnologia utilizadas na cirurgia de catarata nas últimas duas décadas, trouxe como consequência imediata o encurtamento do tempo da cirurgia, rápida recuperação física e visual e a redução do tempo de internação hospitalar. Ao mesmo tempo, a cirurgia tornou-se muito mais complexa e demorada no seu aprendizado, em especial na prevenção e tratamento das possíveis complicações advindas desta complexidade tecnológica.

Inúmeros estudos têm sido realizados no ambiente médico em busca da combinação técnica cirúrgica/ aparelho mais eficiente para a remoção de cataratas senis de núcleo duro, e que, ao mesmo tempo, acarretem a menor perda de células endoteliais corneanas possível. No momento, a técnica de facoemulsificação mais próxima deste resultado é a “dividir e conquistar”, a qual, pelo fato de trabalhar com a ponteira mais afastada do endotélio, evita com maior sucesso a perda das células endoteliais corneanas por trauma mecânico. Apesar desta vantagem, esta técnica cirúrgica exige maiores tempos de ultra-som para a remoção bem sucedida de cataratas com núcleo duro, o que acarreta um superaquecimento da estrutura intra-ocular, podendo levar, por sua vez, à lesão tecidual.

Segundo o CBO (Conselho Brasileiro de Oftalmologia), as complicações verificadas na facoemulsificação podem ocorrer durante e/ ou após o procedimento. Entre as complicações durante a cirurgia, a mais freqüente é a ruptura da cápsula posterior, consequência do esforço mecânico presente no procedimento. Entre as pós-operatórias, citam-se: edema macular cistóide, deslocamento de retina, elevação da pressão intra-ocular, lesão do endotélio corneano, opacificação da cápsula posterior. Das complicações pós-operatórias, algumas ocorrem especialmente devido ao aumento local de temperatura decorrente do procedimento cirúrgico da facoemulsificação.

Assim, o presente estudo pretende contribuir dentro deste contexto, aprofundando os métodos e processos que são adotados nos procedimentos cirúrgicos de remoção da catarata, e analisando as variáveis térmicas envolvidas.

2 OBJETIVOS

Atualmente na literatura, verifica-se uma grande tendência no sentido de reduzir os traumas decorrentes da facoemulsificação bem como agilizar a recuperação dos pacientes. Com esse intuito, verifica-se grande ocorrência de estudos sobre redução do tamanho da incisão e diminuição da energia empregada.

Alinhado a esta tendência, o presente trabalho tem como objetivo contribuir com uma análise do comportamento térmico da estrutura intra-ocular humana, quando submetida à facoemulsificação. Para tanto, as seguintes metas foram adotadas:

- determinação analítica da relação entre o campo acústico imposto pelo equipamento cirúrgico e o aquecimento da estrutura intra-ocular;
- modelagem das transferências de calor da estrutura com o meio externo e os componentes internos. Esta visa quantificar o resfriamento necessário a ser imposto pelo fluido de irrigação, tal que não haja aumento de temperatura da córnea;
- proposição de uma solução, com dimensionamento de um módulo de resfriamento para o fluido de irrigação.

Como consequência da viabilização dos objetivos propostos, tem-se que o resfriamento do fluido de irrigação, além de amenizar o aquecimento gerado na estrutura, possibilitaria o emprego da técnica cirúrgica “Bi-manual”, ilustrada na figura 2-1. Nela, são separados os canais de irrigação e de aspiração, já que a solução de irrigação, agora fria, sendo aspirada durante a emulsificação, resfria a ponta da caneta, evitando queimaduras, mesmo se esta última estiver em íntimo contato com a parede da córnea e esclera. Com esta separação a ponteira tem seu diâmetro reduzido, requerendo menores incisões e reduzindo os riscos de astigmatismo residual.

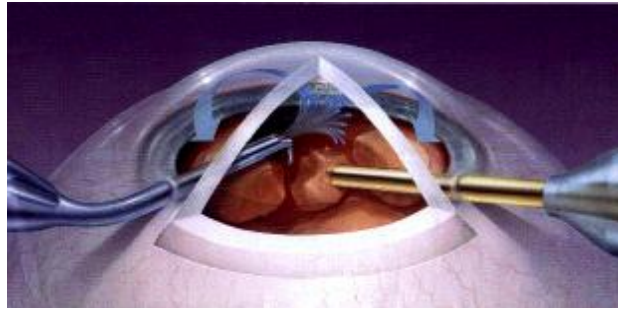


Figura 2-1 Esquema da técnica cirúrgica Bi-manual (ou MICS - *Micro Incision Surgery*) representando a separação entre ultra-som e irrigação

3 REVISÃO DA LITERATURA

Para esta pesquisa foi necessário estudar aspectos da anatomia ocular, os mecanismos da visão e os procedimentos cirúrgicos. Com isso, muito pôde ser compreendido a respeito de problemas como a catarata e seu procedimento de remoção, ficando mais clara a importância da contribuição da engenharia nestes sentidos. A seguir são apresentados alguns principais conceitos.

3.1 MECANISMO DA VISÃO

Antes de alcançar a camada fotossensível da retina, denominada “região foveal central do olho”, a luz que estimula o olho deve passar através da córnea, da câmara anterior, do humor vítreo, e de diversas camadas retinianas não visíveis, representadas na ilustração abaixo, somando uma distância de cerca de 25 mm. Os elementos ópticos da estrutura devem, portanto, fornecer um poder dióptrico relativamente alto de modo a focalizar raios paralelos que penetram nesse órgão e se dirigem à retina.

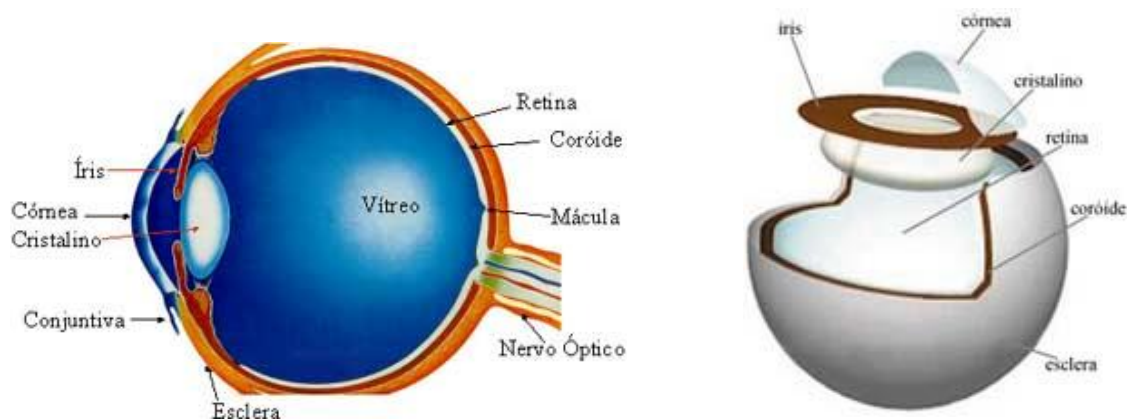


Figura 3-1 Representação de vistas em corte do olho mostrando suas diversas camadas

A quantidade total de luz que pode entrar no olho é limitada pelo diafragma da íris ou pupila, cujo diâmetro pode variar de aproximadamente 2 até 8 mm. Tal alteração, de 4 para 1 no diâmetro, corresponde a 16 para 1 na área, e uma alteração proporcional no nível de iluminação retiniana para um dado nível de iluminação da córnea.

3.2 EMBRIOLOGIA OCULAR

A partir de um pequeno apanhado da embriologia do olho é possível compreender muito de sua patologia, de acordo com Stephen e Miller (1981). A seguir são apresentados alguns principais fatos do desenvolvimento embrionário da estrutura intra-ocular.

O sistema nervoso central se desenvolve a partir da goteira neural, a qual se invagina para formar o tubo neural, que por sua vez ocorre longitudinalmente para baixo pela superfície dorsal do embrião. De cada lado da porção anterior dessa estrutura, aparece um espessamento numa fase precoce (a placa óptica), a qual cresce para fora em direção à superfície para formar a vesícula óptica primária, conforme ilustrado nas figuras 3-2 a) e b). A partir desse par de divertículos, dos lados do prosencéfalo e das estruturas mesodérmicas e ectodérmicas que estão em contato com ele, desenvolvem-se os dois olhos.

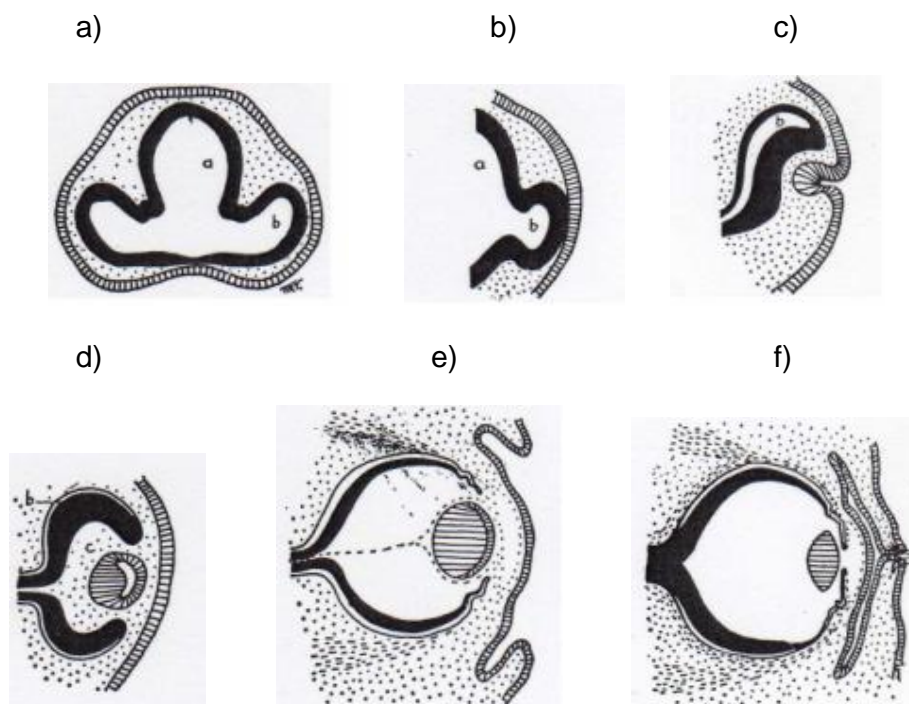


Figura 3-2 Desenvolvimento embrionário da estrutura intra-ocular representada por cortes transversais da porção anterior do prosencéfalo e vesículas ópticas, segundo Stephen e Miller (1981)

Depois de encontrar o ectoderma superficial, a vesícula óptica primária se invagina por baixo para se transformar num cálice (o cálice óptico), permanecendo aberta por algum tempo a linha de invaginação como fissura embrionária (figura 3-2

c)). A camada interna do cálice forma a estrutura principal da retina, cujas fibras nervosas crescerão finalmente para trás, em direção ao cérebro. Sua camada externa permanece como uma única camada de epitélio pigmentar.

Enquanto isso, no ponto onde o ectoderma neural encontra o ectoderma superficial, esse último se espessa pra formar a lâmina do cristalino, invagina-se para formar a vesícula do cristalino e então se separa para formar o cristalino. Através da fissura embrionária, a artéria hialóidea entra no cálice óptico, cresce para frente para encontrar o cristalino, trazendo uma nutrição temporária às estruturas em desenvolvimento antes de se atrofiar e finalmente desaparecer. Quando isso ocorre, seu lugar é ocupado por uma substância gelatinosa transparente (o humor vítreo), essencialmente secretado pelo ectoderma neural circundante. Enquanto esses eventos ectodérmicos acontecem, o mesoderma que circunda o cálice óptico se diferencia para formar as túnicas do olho e as estruturas orbitárias. Aquele que existe entre o cristalino e o ectoderma superficial torna-se encovado para formar a câmara anterior. Enquanto isso, o ectoderma superficial se converte em epitélio corneal e conjuntival. Nas regiões circundantes formam-se pregas que crescem em frente à córnea, unem-se e separam-se novamente para formar as pálpebras, como representado nas figuras 3-2 e) e f).

3.3 ANATOMIA OCULAR

Conforme ilustrado na figura 3-1, a parede do globo ocular é composta por uma membrana de sustentação densa e imperfeitamente elástica. A parte anterior da membrana é transparente – a córnea; a porção restante é opaca – a esclera. A parte anterior da esclera é coberta por uma membrana mucosa, a conjuntiva, a qual se reflete sobre as pálpebras.

Córnea

A córnea consiste de 3 camadas celulares: o epitélio, a substância própria ou estroma e a membrana de Descemet com o seu endotélio. A relação das três camadas possui importância patológica, pois quando a córnea se compromete secundariamente por certas afecções conjuntivais, o epitélio e as camadas superficiais são atingidos com grande possibilidade.

A córnea é muito ricamente suprida de fibras nervosas derivadas do trigêmeo. Não possui vasos sanguíneos, de modo que ela depende para sua nutrição da difusão do líquido tissular dos vasos na sua periferia e de substâncias contidas no humor aquoso. A córnea é a lente natural mais importante do olho. Assim como a lente de uma câmara fotográfica, refrata os raios de luz que penetram os olhos, participando da focalização das imagens na retina. É a falta de vasos que garante a transparência desta lente.

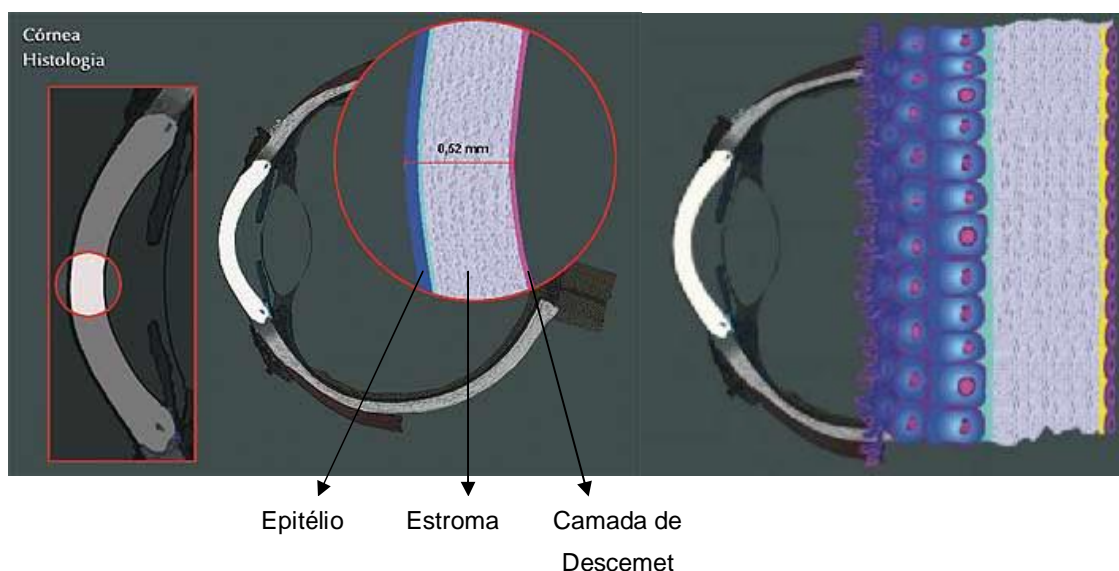


Figura 3-3 Representação da córnea e suas camadas

A íris é ricamente inervada por fibras nervosas sensitivas derivadas do trigêmeo. Sua superfície anterior está coberta com apenas uma camada de endotélio.

Coróide

A coróide é uma membrana extremamente vascularizada em contato contínuo com a esclera, embora não firmemente aderida a ela. Existe um espaço potencial entre essas duas estruturas, denominado espaço epicoroídeo.

Ligando a coróide à íris existe um espessamento denominado corpo ciliar, o qual compreende os músculos ciliares. O corpo ciliar em corte antero-posterior tem forma aproximada de um triângulo isósceles, estando a íris centrada em sua base.

Retina

A retina corresponde em extensão à coróide, e consiste de um número de camadas formadas por três estratos de células e suas sinapses – as células visuais (externamente), uma camada de células bipolares de transmissão (intermediárias) e uma camada de células ganglionares (internamente) cujos axônios conectam-se ao sistema nervoso central. Mais externamente, em contato com o epitélio pigmentar, está o neuroepitélio, os bastonetes e cones, que são os órgãos terminais da visão.

Cristalino

O cristalino, massa de epitélio peculiarmente diferenciado, é uma lente biconvexa sustentada pela musculatura ciliar, constituída de camadas concêntricas de células fibrosas. Devido à sua origem embrionária, da mesma maneira como a epiderme cresce por proliferação das células basais, as células superficiais velhas vão sendo eliminadas, de modo que o cristalino cresce por proliferação das células periféricas. Com isso, o núcleo central do cristalino consiste de células mais velhas e a periferia ou córtex de células mais jovens.

Com 4 mm de espessura e cerca de 6 mm de diâmetro, o cristalino contém de 60 a 70% de água, cerca de 6% de gordura e mais proteínas do que qualquer outro tecido do olho. O potássio é mais concentrado no cristalino do que na maioria dos tecidos. Não há fibras dolorosas, vasos sanguíneos ou nervos no cristalino. Ele absorve aproximadamente 8% da luz visível, absorção esta maior para

comprimentos de onda curtos. As luzes infravermelha e ultravioleta são ambas intensamente absorvidas por suas proteínas.

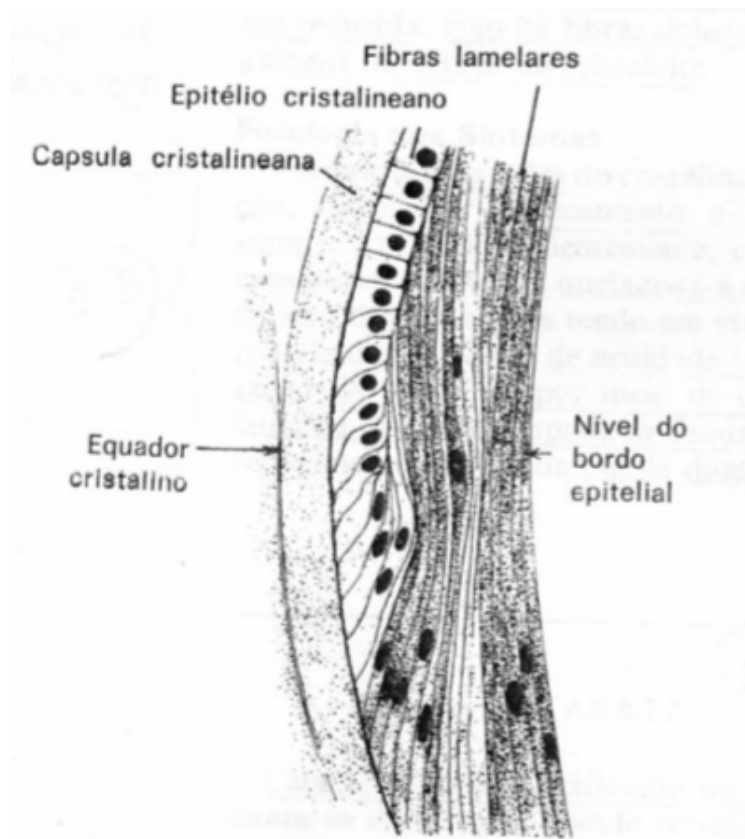


Figura 3-4 Vista ampliada do cristalino, segundo Vaughan e Asbury (1990)

O cristalino é mantido posicionado por meio de um ligamento suspensório conhecido como zônula de Zinn, composta de numerosas fibrilas que emergem da superfície do corpo ciliar e se inserem no equador da lente. A função do cristalino é focalizar os raios luminosos sobre a retina. Para focalizar a luz de um objeto distante, o músculo ciliar relaxa-se esticando as fibras zonulares e reduzindo o diâmetro antero-posterior do cristalino à sua menor dimensão. Nessa posição, o poder de refração do cristalino é minimizado e, assim, os raios paralelos são focalizados sobre a retina. Para focalizar a luz de um objeto próximo, o músculo ciliar se contrai, puxando a coróide para diante e diminuindo a tensão na zônula. A cápsula elástica do cristalino então o molda em um corpo mais esférico com poder de refração correspondentemente maior. A interação fisiológica entre corpo ciliar, zônula de Zinn e cristalino, que resulta na focalização de objetos próximos sobre a

retina, é conhecida como “acomodação”. Com a idade, o poder de acomodação do cristalino torna-se gradativamente reduzido.

O cristalino “divide” a estrutura intra-ocular em duas câmaras, a anterior, entre ele e a córnea, e a posterior, compreendida pelo vítreo.

Câmara Posterior

A câmara posterior, ou câmara vítrea é preenchida pelo humor vítreo, um corpo gelatinoso e inerte, transparente e avascular, que perfaz 2/3 do volume e do peso do olho. É composto por 99% de água, colágeno e ácido hialurônico, o que lhe confere sua consistência gelatinosa, e alguns leucócitos migratórios. Este fluido não oferece praticamente nenhuma reação e seu comprometimento com perda da transparência ocorre apenas por alteração dos tecidos adjacentes, através de eventuais hemorragias de exsudados vítreos.

Câmara Anterior

A câmara anterior é preenchida pelo humor aquoso, uma substância semi-líquida e transparente. Este fluido possui um sistema de produção e outro de evacuação, os quais, quando em perfeito equilíbrio, permitem manter praticamente constante a pressão intra-ocular. É esta pressão interna que faz com que a córnea se torne protuberante. Segundo Sakata et al. (2000), para indivíduos sem hipertensão, diabetes e retinopatias, a pressão intra-ocular média é da ordem 2,04 kPa (15,33 mmHg).

O poder dióptrico do olho resulta da curvatura da superfície corneana e do poder dióptrico do cristalino, assim, devido à acomodação, aumenta-se esse poder dióptrico do olho em cerca de 9 ou 10 dioptrias.

3.4 FISILOGIA OCULAR

Para que o olho possa desempenhar satisfatoriamente suas funções como um órgão de visão, é essencial que os meios sejam opticamente transparentes e que se formem na retina imagens definidas de objetos do mundo exterior. Para isso, a córnea e o cristalino devem ser avasculares e transparentes e o fluido que preenche o globo ser opticamente claro e ao mesmo tempo permanecer sob pressão suficiente para manter tensas as paredes do globo e as superfícies ópticas em posição apropriada. Com a finalidade de alcançar esses propósitos, segundo Stephen e Miller (1981), a fisiologia ocular difere em muitos aspectos dos outros órgãos, sobretudo em relação à natureza e formação do fluido intra-ocular e a manutenção da pressão intra-ocular.

Natureza e Formação do Fluido Intra-ocular

Por muitos anos aceitou-se a teoria de Leber, segundo a qual este fluido tratava-se simplesmente de um filtrado de sangue, porém, os mais recentes trabalhos indicam que dois mecanismos estão envolvidos: ultrafiltração e secreção.

Sabe-se que nas paredes capilares de todos os órgãos do corpo tem lugar uma transferência reversível de líquidos (tissulares), pela qual ingressam materiais nutrientes para os tecidos e eliminam-se deles os produtos metabólicos. Os capilares, nos diferentes tecidos, variam consideravelmente em sua permeabilidade para satisfazer suas necessidades locais. Para as necessidades ópticas, os capilares do olho são relativamente impermeáveis, de modo que as moléculas coloidais praticamente não podem passar para a cavidade ocular. Flui, portanto, para dentro e para fora um filtrado praticamente desprovido de proteínas, derivado do plasma, entre todos os capilares uveais ou retínicos e a cavidade do olho para formar o líquido intra-ocular. Isso ocorre em todo o olho, porém, devido à configuração anatômica do corpo ciliar, onde grandes tufo de capilares alargados se assemelham aos glomérulos renais, muito da transferência de fluido para o olho ocorre nessa região.

O sistema de membranas semipermeáveis que separam o sangue da cavidade ocular é conhecido como barreira hematoaquosa, cuja representação está apresentada na figura 3-5.

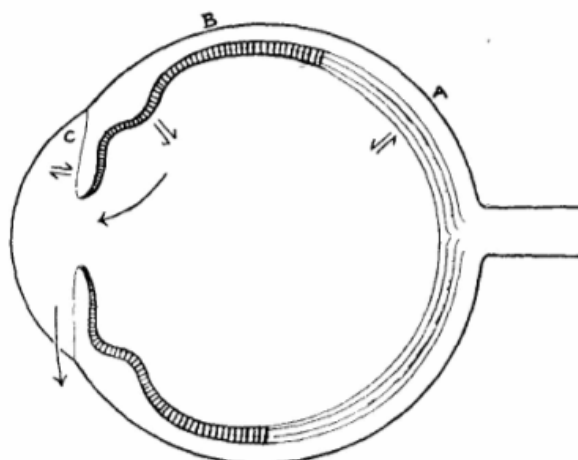


Figura 3-5 Esquema da barreira hematoaquosa, segundo Stephen e Miller (1981)

Esta impermeabilidade peculiar dos capilares oculares, tão necessária do ponto de vista óptico, impede a passagem rápida de moléculas grandes de qualquer espécie para dentro do olho. As substâncias terapêuticas, tais como a penicilina e o arsênico, quando administradas por via sistêmica, têm, portanto, pouco valor na terapêutica ocular, diferentemente das substâncias com alta lipossolubilidade.

O aumento na permeabilidade pode ser produzido por drogas vasodilatadoras, e ocorre em processos inflamatórios e também por dilatação mecânica das paredes dos capilares, devido à redução de pressão intra-ocular, o que ocorre quando o globo é aberto subitamente como numa paracentese ou num ato cirúrgico.

A referida transferência de líquido para ambos os sentidos, através das paredes dos capilares tenderia à estagnação, porém, a ela adiciona-se um processo secretório dirigido pela atividade metabólica das células do epitélio ciliar. Assim, por sua origem dupla, o humor aquoso consiste de uma solução diluída de todos os constituintes difusíveis do plasma, além de substâncias secretadas especificamente.

Pressão Intra-ocular

A circulação do humor aquoso é necessária tanto para fins metabólicos quanto para a regulação da pressão intra-ocular. O ponto crucial do sistema de drenagem reside na relação entre a pressão intra-ocular e a pressão sangüínea nas veias assim que elas atravessam a esclera. Posto que as paredes das veias sejam facilmente compressíveis, elas se contrairão imediatamente se a pressão intra-ocular

se elevar acima da pressão venosa. Neste caso, a pressão venosa, atrás dos limites de compressão, se eleva até alcançar uma cifra superior à pressão intra-ocular, restabelecendo-se assim o fluxo sangüíneo. Por razões mecânicas, portanto, a pressão nas veias de saída permanece normalmente com valores um pouco acima da pressão intra-ocular e teoricamente assim se mantém até alcançar o nível de pressão na artéria oftálmica. Esta é a maior pressão venosa no organismo.

Em circunstâncias normais, a pressão venosa no interior da esclera é discretamente superior à pressão intra-ocular e imediatamente após há uma queda brusca na pressão no trajeto curto que segue a veia quando atravessa a esclera. O aquoso na câmara anterior é filtrado rapidamente através dos canalículos e a livre drenagem está então assegurada. Estima-se que cerca de 2 mm^3 de líquido, aproximadamente 1% do fluido na câmara anterior, sejam drenados desta maneira a cada minuto.

A pressão intra-ocular varia em um olho normal de 2,0 a 2,7 kPa (15 a 20 mmHg), e suas modificações prolongadas são causadas essencialmente por dois fatores: alteração nas forças que determinam a formação do aquoso e mudança da resistência à sua drenagem. Em condições anormais, o mecanismo de drenagem é muito importante. Conforme descrito, se a pressão intra-ocular se eleva, a pressão venosa no interior da esclera deve aumentar com ela; a queda considerável entre esse ponto e as veias episclerais torna-se então acentuada, e a drenagem aumenta. Nessas circunstâncias, o canal de Schlemm e os canalículos de escoamento funcionam como uma válvula de segurança eficiente, tendendo a manter a pressão intra-ocular em seu nível normal. Se, entretanto, a pressão venosa se eleva primariamente, a pressão ao longo das veias de saída permanece mais alta que a pressão na câmara anterior e no canal de Schlemm. Nessas circunstâncias, a drenagem se complica ou se torna impossível de modo que o aquoso permanece retido até que a pressão intra-ocular se eleve a níveis ainda mais altos, quando então a drenagem se restabelece normalmente.

Metabolismo dos Tecidos Oculares

Os tecidos vascularizados do olho não diferem dos outros tecidos do organismo quanto ao metabolismo geral, já os avascularizados devem apresentar um metabolismo especializado. A córnea recebe sua nutrição de três fontes:

oxigênio derivado do ar, solutos de capilares e humor aquoso. O cristalino por sua vez recebe toda a sua nutrição do humor aquoso no qual está imerso. O transporte ativo ocorre entre o cristalino e o aquoso, já que a sua cápsula é permeável à água e eletrólitos, bem como colóides de pequeno tamanho molecular. É interessante notar que a permeabilidade de todo o seu epitélio diminui com a idade, e a atividade metabólica permanece confinada no córtex, sendo o núcleo, mais velho, relativamente inerte.

3.5 PROBLEMAS RELATIVOS AO CRISTALINO

Conforme Vaughan e Asbury (1990), são possíveis as seguintes alterações do cristalino: opacificação, distorção, deslocamento e anormalidades geométricas. O paciente com alguma dessas alterações queixa-se de visão borrada, sensibilidade maior à luz e alteração na visão de cores, apesar da ausência de dor.

Segundo Grandberg et al. (2001), estudos bioquímicos demonstram que as proteínas do cristalino estão ainda sujeitas a modificações decorrentes da idade e da exposição às intensidades luminosas do ambiente, alterando assim sua transparência. Além disso, o cristalino ao envelhecer sofre alterações em sua densidade e espessura, resultando em uma diminuição progressiva da profundidade da câmara anterior e alterando, desta maneira, as relações anatômicas entre as diferentes estruturas do segmento anterior. Desta forma, no idoso a refração fica prejudicada pela maior espessura e menor transparência do cristalino como um todo.

A seguir, descrevem-se algumas das principais situações que ocorrem com esta lente, acarretando dificuldades de visão.

Presbiopia

A partir de aproximadamente 45 anos de idade, a maioria das pessoas passa a necessitar de óculos para leitura, já que os olhos não são mais capazes de fornecer uma boa acomodação diante de superfícies dispostas a uma distância de leitura confortável. Se a página for mais afastada, de maneira a fornecer uma imagem nítida à retina, a imagem retiniana será muito pequena para que haja uma resolução das letras. Essa condição é denominada *presbiopia*, e facilmente corrigida pelo uso de lentes positivas diante do olho.

Cristalino Deslocado

O deslocamento do cristalino pode ser hereditário ou resultante de trauma. A visão apresenta-se borrada principalmente se o cristalino deslocou-se para fora da linha de visão. Se o cristalino estiver livre no vítreo, o paciente poderá desenvolver glaucoma.

Catarata

Outro problema muito comum relativo ao cristalino é o aumento de sua opacidade, principalmente com o passar dos anos, resultando o que se denomina *catarata*. A princípio, seu sintoma mais evidente é a perda de nitidez visual, devido aos desvios sofridos pelos raios luminosos e formação de imagens não nítidas na retina, podendo constatar-se, com o passar do tempo, uma cegueira, conseqüente da esclerose desta lente.

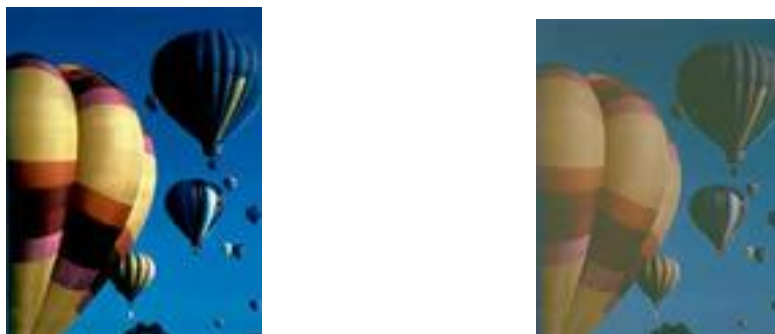


Figura 3-6 Imagens que representam a visão normal (esquerda) e a visão com catarata (direita)

Os cristalinos com catarata caracterizam-se por edema, alteração protéica, necrose e rompimento da continuidade normal de suas fibras. A formação da catarata é caracterizada quimicamente por uma redução no consumo de oxigênio e um aumento inicial do conteúdo aquoso seguido de desidratação. O conteúdo de sódio e cálcio é aumentado enquanto o de potássio, ácido ascórbico e proteínas diminui. Tentativas para acelerar ou retardar essas alterações químicas através de tratamento médico não foram bem sucedidas e suas causas e implicações não são totalmente conhecidas.

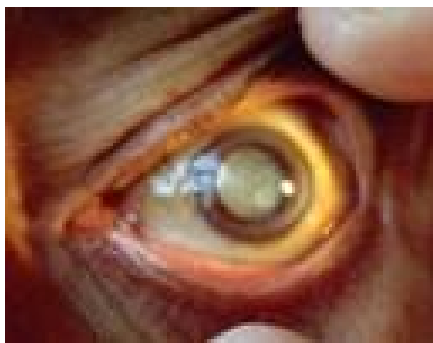


Figura 3-7 Olho com catarata

Esta deficiência pode ser congênita, senil ou secundária. Na catarata congênita, a criança nasce ou desenvolve a opacificação nos primeiros meses de vida. Normalmente é causada por doenças adquiridas pela mãe durante a gravidez, como rubéola, toxoplasmose e outras. A catarata senil é a mais freqüente, surgindo geralmente acima dos 50 anos como parte do processo de envelhecimento natural do corpo. As secundárias ocorrem por alterações metabólicas do cristalino, opacificando-o. As causas mais comuns deste grupo são diabetes, uveítes, traumas, excesso de radiação (UV ou outras), abuso de colírios com corticóides, choque elétrico, entre outras causas mais raras.

3.6 A REMOÇÃO DA CATARATA OU FACECTOMIA

A idéia de se substituir o cristalino com catarata por uma prótese semelhante em peso, tamanho e poder refrativo remonta a cerca de dois séculos prévios à era moderna da oftalmologia, o que envolveu uma série de estudos não apenas em termos médicos e biológicos, como também de engenharia.

Em Roma, arqueologistas descobriram antigos instrumentos cirúrgicos para catarata, datando dos séculos I e II d.C.. Agulhas ocas eram usadas para quebrar a catarata e removê-la através de sucção. Não havia nenhuma lente intra-ocular sintética na Roma Antiga, de forma que o cristalino humano, na época, não era substituído, mantendo-se a visão muito pouco nítida.

A evolução da facectomia (cirurgia para remoção da catarata) deu um enorme passo em 1949, quando o médico inglês Harold Ridley desenvolveu e implantou a primeira lente intra-ocular (LIO). Esta primeira LIO era constituída de plástico rígido, após curiosa observação de que fragmentos do acrílico Perspex, matéria-prima das cúpulas dos aviões de guerra *Spitfire*, quando introduzidos acidentalmente nos olhos dos pilotos, permaneciam inertes e perfeitamente tolerados pelo organismo, além do fato de esse material ser extremamente transparente e maleável. Seu peso excessivo, cerca de 112 mg, associado à má esterilização, material cirúrgico rudimentar e desconhecimentos da labilidade endotelial, colaboraram para seu fracasso e desuso, levando a complicações como luxação posterior, glaucoma secundário, distrofia endotelial e infecções.

Segundo Eisner (1991), três formas de se remover o cristalino opaco e substituí-lo por um cristalino artificial novo e claro foram desenvolvidas ao longo do tempo, a saber:

Extração Intracapsular – o cristalino é retirado por inteiro e não é substituído. Após a cirurgia, o paciente deve usar óculos de grau compatível para garantir boa visão.

Extração Extracapsular – consiste em retirar a parte opacificada do cristalino, deixando a sua cápsula envoltória, dentro da qual é colocada a lente intra-ocular.

Facoemulsificação – é a técnica mais moderna em uso. Consiste em se retirar o cristalino opaco por meio de um instrumento ultra-sônico que o emulsifica, isto é, liquefaz, e o aspira. Esta técnica permite que a retirada do cristalino seja feita por uma incisão menor, de cerca de 3 mm de comprimento, o que faz com que a cirurgia seja mais segura e os resultados mais rápidos e estáveis.

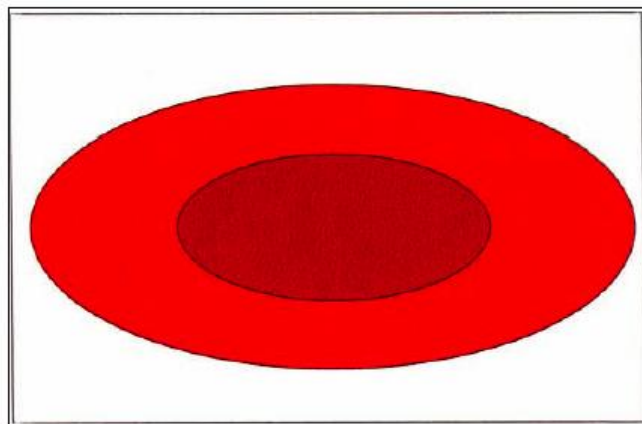


Figura 3-8 Representação esquemática da estrutura do cristalino com catarata, segundo Freitas (2002)
(camada externa, mais clara, e o núcleo interno, mais escuro e opaco)

3.7 FACOEMULSIFICAÇÃO

Segundo Amarillis Avakian (2007), chefe do setor de catarata do HC-FMUSP (Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo), avanços observados nas técnicas em cirurgias de catarata nas últimas décadas têm possibilitado redução do tamanho da incisão por meio da qual a cirurgia é realizada. O tamanho da incisão foi reduzido com a mudança da técnica intra para extracapsular e desta para a técnica de facoemulsificação com implante de lente intra-ocular dobrável. Essa redução foi associada à diminuição significativa na inflamação intra-ocular pós-operatória, à redução de complicações relacionadas à incisão, a um menor astigmatismo induzido, bem como a um menor tempo cirúrgico e reabilitação visual mais rápida. “A reabilitação pós-operatória tem um impacto sócio-econômico muito grande, tendo-se em vista que a cirurgia de catarata é realizada anualmente em milhões de pacientes em todo o mundo” (AVAKIAN, 2007).

A facoemulsificação, introduzida por Carlos Kelman em 1967, é a técnica cirúrgica de remoção de catarata mais utilizada atualmente, por ser a que proporciona menor incisão na córnea, e, conseqüentemente, menor tempo cirúrgico, custos ambulatoriais reduzidos e cicatrização mais rápida.

De acordo com o Departamento de Sistemas e Redes Assistenciais da Secretaria de Assistência à Saúde do Ministério da Saúde (informação extraída da rede)¹, a respeito das Campanhas de Catarata realizadas em parceria com o Conselho Brasileiro de Oftalmologia no período de 1999 a julho de 2002, verificou-se que foram realizadas cerca de 1.060.000 cirurgias de catarata em todo o país, dentro do SUS (Sistema Único de Saúde), sendo dessas, aproximadamente 300.000 realizadas pela técnica de facoemulsificação.

¹ Notícia obtida do *site* do Conselho Brasileiro de Oftalmologia, via *internet*, em abril de 2004.

Constatou-se no mesmo período, um investimento nessa técnica de cerca de R\$ 11,5 milhões, além da inclusão de todo o procedimento envolvido (implante de lente intra-ocular dobrável, realização dos exames de tonometria e biometria ultra-sônica) na Tabela SAI/SUS pela portaria 1.311, publicada em 26 de março de 2001 e retificada no Diário Oficial da União nº 68, de 06 de abril de 2001. Verificou-se também que a autorização para realização das cirurgias de catarata pela técnica de facoemulsificação, foi apresentada pela Portaria SAS nº 460, de 12 de julho de 2002.

Em termos técnicos, trata-se de uma cirurgia de grande complexidade, dependente de equipamentos de alta tecnologia e materiais desenvolvidos ao longo de vários anos, bastante dispendiosos e delicados, nos quais diversos princípios de engenharia, física, biofísica, biologia e fisiologia foram e continuam a ser incorporados.

3.7.1 Fundamentos cirúrgicos da facoemulsificação

Na facoemulsificação, a substância do núcleo da lente é quebrada em inúmeros pequenos fragmentos e removida por aspiração. Para isso, o equipamento cirúrgico empregado deve desempenhar três funções: fragmentação do material (*vibração ultra-sônica*), remoção do material (*aspiração*), e reposição do volume aspirado (*infusão*).

Um cristal piezoelétrico contido na ponteira do equipamento converte a energia elétrica imposta em energia mecânica, sob a forma de um campo acústico ultra-sônico. Este campo de pressões fragmenta o material da lente, bem como gera um aquecimento secundário na estrutura. Segundo Fine et al. (2002), uma ponteira convencional de facoemulsificação trabalha a frequências entre 25 kHz e 62 kHz, sendo o calor gerado diretamente proporcional à frequência de operação. Adicionalmente, devido à variação de pressões a que o meio líquido é submetido durante o procedimento, tanto pela imposição do campo acústico quanto pela aspiração, é verificada a presença de efeito cavitacional, com a formação de micro bolhas de vapor no meio. A implosão destas micro bolhas desprende energia, não só auxiliando a erosão do cristalino como também contribuindo para o aquecimento da estrutura intra-ocular.

A partir do momento em que a estrutura interna da câmara anterior é aberta ao meio externo, ocorre sua despressurização, a qual atinge valores extremamente

negativos durante a aspiração. Desta forma, utiliza-se uma solução salina balanceada durante o procedimento cirúrgico para preencher a câmara, mantendo seus níveis de pressão, e, de certa forma, também de temperatura. Este sistema de reposição do volume, devido a sua função também de promover certo resfriamento, deve, portanto, estar disposto o mais próximo possível da ponteira. Por este motivo, a técnica de facoemulsificação mais realizada hoje é a chamada coaxial, na qual o fluido de infusão é distribuído ao meio intra-ocular por meio de uma luva flexível localizada ao redor da ponteira. Com isso, sua seção transversal é alargada, requerendo maiores incisões corneanas. A figura 3-9 apresenta esquema de uma ponteira adotada na facoemulsificação.

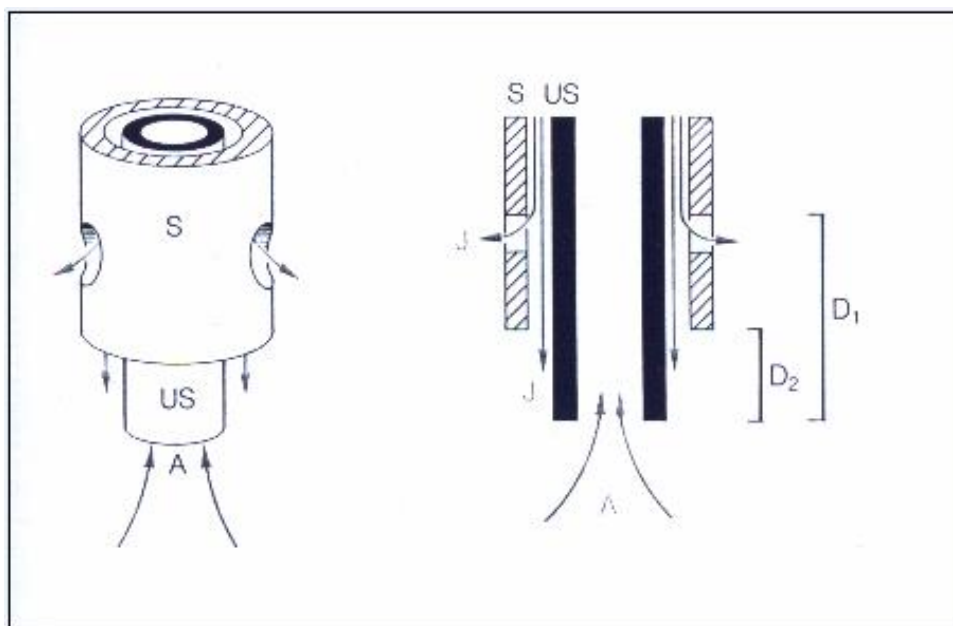


Figura 3-9 Desenhos esquemáticos da ponteira da caneta do instrumento cirúrgico, de acordo com Eisner (1991)

(**A** – canal de aspiração; **J** – irrigação e resfriamento; **US** – posição onde se encontra o cristal e se dá a vibração ultra-sônica; **S** – luva flexível através da qual o fluido de irrigação escoar)

3.7.2 Equipamento cirúrgico para facoemulsificação

Conhecido por *facoemulsificador*, o equipamento cirúrgico empregado na facoemulsificação apresenta como principais parâmetros a aspiração, para remover-se o material nuclear e cortical, e a irrigação com fluido apropriado, a fim de manter-se a pressão intra-ocular em valores normais.

O facoemulsificador usual é constituído, basicamente, de uma bomba peristáltica destinada à aspiração, de uma caneta ligada ao corpo do aparelho contendo a ponteira com o cristal piezoelétrico e os canais de aspiração e irrigação, e de um dispositivo que recebe o frasco de solução salina em uma guia móvel, permitindo seu posicionamento em diferentes alturas.

A fragmentação do cristalino é obtida da vibração ultra-sônica do cristal piezoelétrico, cuja frequência típica está em torno de 40 kHz, e é estabelecida mantendo-se os valores nominais de corrente e tensão do aparelho.

Em função da etapa do procedimento cirúrgico, o vácuo empregado para a aspiração do fluido de irrigação com o material emulsificado pode variar de 0,7 a 53,0 kPa (5 a 400 mmHg). Dependendo do parâmetro momentâneo de aspiração define-se o parâmetro da irrigação, o qual é controlado pela altura do frasco de fluido utilizado, uma solução salina balanceada, para que, com isso, mantenha-se a pressão intra-ocular normal de cerca de 2,0 kPa (15 mmHg).

Inúmeras modificações neste equipamento vêm sendo realizadas ao longo dos anos, em especial na busca de melhorias quanto à praticidade para o cirurgião, tornando o procedimento mais rápido e também menos traumático ao paciente.

Na figura 3-10 está apresentado um dos primeiros equipamentos desenvolvidos, e, como se pode observar, sua característica mais marcante está na ausência de qualquer dispositivo eletrônico de comando. O frasco de solução salina é manualmente disposto às diferentes alturas, de acordo com a sensibilidade do cirurgião, não havendo comando automático no aparelho para posicioná-lo.



Figura 3-10 Facoemulsificador da marca Cavatron Kelman (foto arquivo pessoal)

O presente estudo pretende contribuir aprofundando a compreensão e modelagem térmica do processo cirúrgico em questão, possibilitando melhorias nos equipamentos mais utilizados na atualidade. Um deles é o facoemulsificador desenvolvido pela empresa Alcon, identificado por *Series 20000 Legacy*. Este equipamento, além dos componentes básicos anteriormente descritos, possui um controle lógico-programado, permitindo que o cirurgião, após análise cuidadosa das características do cristalino do paciente, possa programar a cirurgia com os parâmetros de aspiração e irrigação que ele acredite serem necessários no decorrer do procedimento cirúrgico.

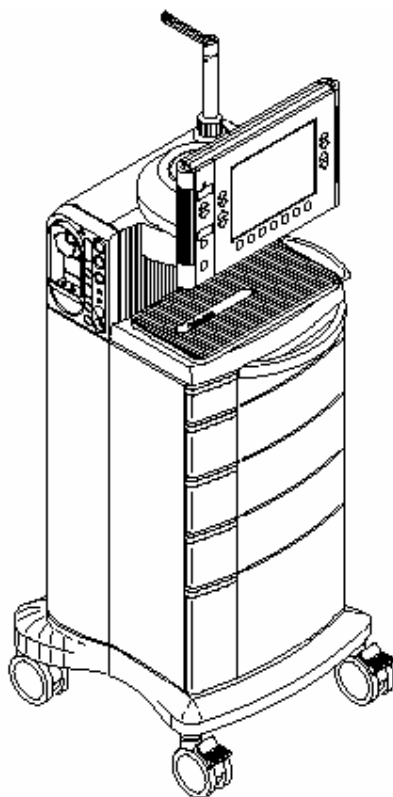


Figura 3-11 Facoemulsificador Series 20000 Legacy – Alcon, segundo SERIES 20000™
LEGACY® *Operator's Manual*

O comando sobre o equipamento no decorrer da cirurgia é garantido por um pedal, responsável pela transmissão dos impulsos elétricos à caneta. Este pedal possui quatro estágios: 0 – repouso; 1 – irrigação; 2 – irrigação/ aspiração; 3 – irrigação/ aspiração/ ultra-som.

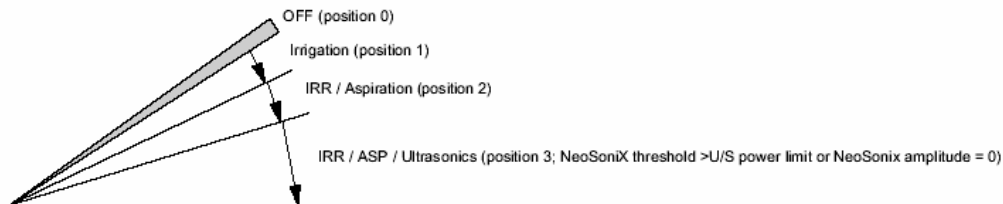


Figura 3-12 Pedal do Legacy e seus diferentes estágios, segundo SERIES 20000™
LEGACY® Operator's Manual

3.7.3 Fluido de irrigação utilizado na facoemulsificação

O fluido empregado para irrigar e controlar a pressão da estrutura intra-ocular durante o procedimento cirúrgico da facoemulsificação é uma solução salina balanceada (BSS – *Balanced Salt Solution*) constituída de duas partes a serem misturadas momentos antes da cirurgia. A parte I é uma solução estéril à base de Cloreto de Sódio, Cloreto de Potássio, Fosfato de Sódio Dibásico, Bicarbonato de Sódio, Hidróxido de Sódio e/ou Ácido Clorídrico em água. Já a parte II trata-se de um concentrado estéril contendo Cloretos, Dextrose e Glutaciona Oxidada em água.



Figura 3-13 Instrução para reconstituição da Solução Salina Balanceada, segundo Bula da Solução Salina Balanceada Alcon®

A solução reconstituída possui um pH de cerca de 7,4. A osmolaridade é de aproximadamente 305 mOsm. Nenhum de seus componentes é estranho ao olho, e

a BSS não possui qualquer efeito farmacológico. Maiores informações são encontradas nos anexos deste trabalho, onde se apresenta uma cópia da bula comercializada juntamente com a solução.

Nos estudos de perfusão da córnea realizados em humanos, verificou-se que esta é uma solução de irrigação eficaz em promover a detumescência da córnea e em manter a integridade de seu endotélio durante a perfusão intra-ocular. A figura 3-14 mostra um comparativo entre os efeitos causados na espessura da córnea de coelhos em função do fluido empregado durante a facoemulsificação.

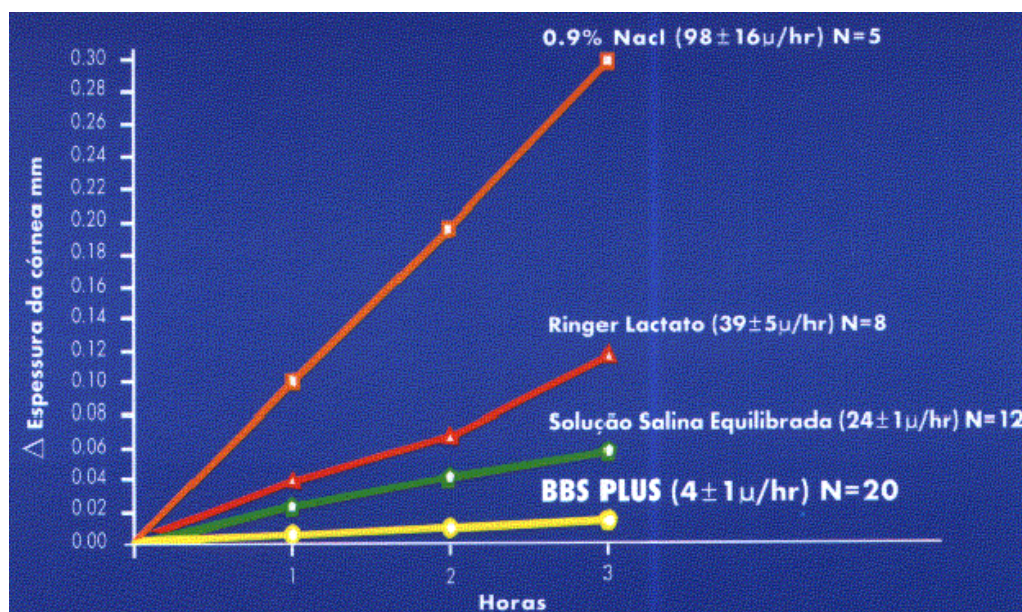


Figura 3-14 Variações na espessura da córnea de coelho perfundida com diferentes soluções de irrigação intra-ocular, segundo Edelhauser (1986)

Solução de Irrigação no olho pós-cirúrgico.	
Volume de humor aquoso	
Câmara Anterior	0.250 ml
Câmara Posterior	0.060 ml
Cristalino	0.250 ml
Subtotal	0.560 ml
Lente da Câmara Posterior	-0.035 ml
Volume Total do humor aquoso	0.525 ml
Fluxo de produção de humor aquoso	
Olho normal	0.002 ml/min
Taxa de reposição	
Tempo mínimo necessário	$\frac{0.525 \text{ ml}}{0.002 \text{ ml/min}} = 262.5 \text{ min}$
	(4 horas, 23 min)

Figura 3-15 Taxa de reposição do humor aquoso no tempo, segundo folder explicativo da Solução Salina Balanceada Alcon®

Devido à cirurgia, a produção de humor aquoso se vê reduzida em aproximadamente 50%, conforme demonstrado na figura 3-15. Este efeito é minimizado com a utilização da solução salina balanceada, visto que a mesma pode chegar a permanecer por quase nove horas no olho após a intervenção, substituindo o humor aquoso enquanto ele não é repostado.

Analisando as informações contidas na bula da BSS, verifica-se que, em cada mililitro da solução, as massas dos componentes que influenciam sua massa específica e demais propriedades térmicas são:

- 7,14 mg Cloreto de Sódio;
- 0,38 mg Cloreto de Potássio;
- 0,154 mg Cloreto de Cálcio Desidratado;
- 0,2 mg Cloreto de Magnésio Hexa-Hidratado;
- 0,42 mg Fosfato de Sódio Di-básico;
- 2,1 mg Bicarbonato de Sódio;
- 0,184 mg *Glutathione Disulfide (Oxide Glutathione)*;
- 0,92 mg Dextrose;
- Ácido Clorídrico e/ou Hidróxido de Sódio para ajustar o pH em torno de 7,4.

$$\text{pH} = -\log[\text{H}^+] = 7,4$$

$$\therefore [\text{H}^+] = 4 \cdot 10^{-8} \text{ mol/l}$$

$$\therefore 1 \text{ ml} \Rightarrow [\text{H}^+] = 4 \cdot 10^{-11} \text{ mol/ml}, [\text{HCl}] = 4 \cdot 10^{-11} \text{ mol/ml}$$

$\therefore 1 \text{ ml} \Rightarrow 1,46 \cdot 10^{-6} \text{ mgHCl} \Rightarrow$ componente de massa desprezível se comparada com as demais; sua importância encontra-se na calibragem do pH.

Para uma estimativa da massa específica da solução resultante, faz-se a média:

$$\bar{r} = \frac{(7,14 + 0,38 + 0,154 + 0,2 + 0,42 + 2,1 + 0,184 + 0,92 + 1000) \text{ mg}}{1 \text{ ml}}$$

$\therefore \bar{r} = 1,011 \text{ kg/l} \quad \Rightarrow$ massa específica muito próxima à água destilada

Com isso, em todos os cálculos posteriores, quando necessário, as propriedades físico-químicas da BSS serão aproximadas pelas da água destilada, nas condições de temperatura e pressão equivalentes.

3.7.4 Substância viscoelástica utilizada na facoemulsificação

Substâncias viscoelásticas desempenham importante papel durante a cirurgia de remoção de catarata por facoemulsificação. Suas principais funções são manter a câmara anterior preenchida e evitar a perda de células endoteliais da córnea, protegendo-a de agressões de agentes externos tais como o equipamento cirúrgico, fragmentos do cristalino, bolhas de vapor e a própria lente intra-ocular artificial. Esta substância é introduzida na câmara anterior assim que as incisões são realizadas e antes mesmo de o equipamento iniciar suas funções. Dependendo de sua composição e de suas características físicas, o viscoelástico é total ou parcialmente removido na aspiração, não sendo repostado ao longo do procedimento e não alterando os parâmetros físicos utilizados na análise térmica.

As principais características que os viscoelásticos devem apresentar para o processo de facoemulsificação são: ter elasticidade, com capacidade de reformar espaços; possuir viscosidade de modo a resistir aos movimentos da íris e do vítreo; ter pseudoplasticidade, ou seja, capacidade da substância passar do estado gel para líquido quando sob pressão; e possuir tensão superficial adequada garantindo a capacidade de aderência da solução à superfície endotelial.

O comportamento e o uso dos viscoelásticos variam basicamente com duas propriedades: coesão e dispersão. Substâncias coesivas, isto é com maior peso molecular e cadeia longa, preservam melhor o espaço e estabilizam os tecidos, no entanto, escorrem facilmente, não conseguindo ficar mantidas na câmara durante todo o procedimento. Já as substâncias dispersivas, por apresentarem baixo peso molecular e cadeia curta ficam retidas na câmara, adjacentes aos tecidos, e, portanto, protegendo-os sobremaneira, porém não conseguindo ser eliminadas com o fluxo de solução salina balanceada, e, com isso, acarretando aumento da pressão intra-ocular. São exemplos comercialmente disponíveis o *Sodium Hyaluronate* de 1 a

1,6% - viscoelástico coesivo, e o *Sodium Hyaluronate-Chondroitin Sulfate* – viscoelástico dispersivo. Segundo Davis (2000), ambos os tipos de substância viscoelástica geram resultados semelhantes no pós-operatório de pacientes submetidos à facoemulsificação, especialmente no que diz respeito à acuidade visual e integridade da córnea, ficando sua escolha a cargo do cirurgião, em função de sua preferência, sem comprometimento do resultado clínico. Nota-se diferença quanto à pressão intra-ocular apenas nas primeiras 6 horas após o procedimento. Segundo estudo realizado por Rainer et al. (2000), percebe-se um incremento de 0,7 kPa (5 mmHg) na pressão intra-ocular durante as primeiras 6 horas após a facoemulsificação com viscoelástico dispersivo, enquanto com a utilização de viscoelástico coesivo este aumento foi de 1,3 kPa (10 mmHg). Após 24 horas, as pressões atingiram seu nível normal em ambos os casos.

3.7.5 Procedimento cirúrgico da facoemulsificação

O equipamento em estudo destina-se à facoemulsificação na câmara anterior, região esta localizada entre a íris e a face posterior da córnea.

A facoemulsificação na câmara anterior, realizada sob anestesia tópica (Xilocaína 4%) e sedação vigil, baseia-se na transposição do núcleo inteiro através desta câmara.

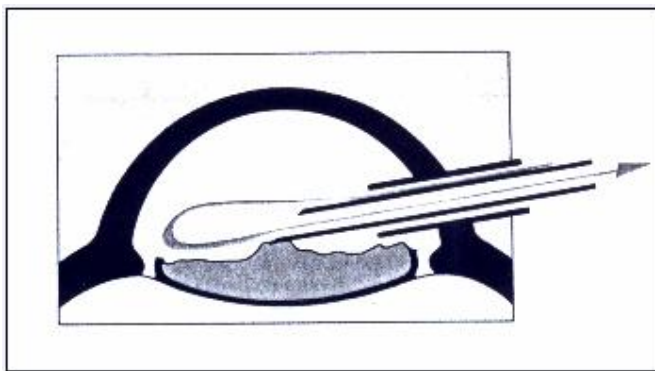


Figura 3-16 Esquema do procedimento cirúrgico de remoção do cristalino através da câmara anterior, por meio de incisão corneana, de acordo com Eisner (1991)

No pré-operatório, os pacientes são submetidos a um exame oftalmológico completo, inclusive com avaliação da pressão intra-ocular, e exames complementares: ultra-som ocular, biometria, microscopia especular de contato, paquimetria ultra-sônica e documentação fotográfica do cristalino.

Realiza-se dilatação pupilar cerca de 30 minutos antes da cirurgia.

Segundo Amarillis Avakian (2007), com o auxílio de um bisturi é realizada a incisão corneana de cerca de 3,0 mm de comprimento, de modo a permitir a penetração da ponteira ultra-sônica, em geral de titânio ou aço inox, e também o implante de lente intra-ocular via injetor, além de duas incisões auxiliares, denominadas paracenteses.

A câmara anterior é preenchida com substância viscoelástica, 2/3 dispersiva e 1/3 coesiva, a fim de proteger as estruturas intra-oculares e facilitar as manobras cirúrgicas, respectivamente. A cirurgia é realizada com as duas mãos, os dois pés (um deles no pedal do equipamento e outro no microscópio) e os ouvidos, já que o corpo do aparelho produz sons diferentes conforme o estágio e a situação durante a cirurgia.

As principais etapas deste procedimento cirúrgico são: nucleodissecação, locomoção e emulsificação.

Os princípios fundamentais da nucleodissecação são fraturar, segmentar e remover a catarata. Uma foto desta etapa está representada na figura 3-17.

Após a câmara anterior ter sido preenchida com o viscoelástico, mantendo-se o pedal do equipamento no estágio 1, a ponteira e o instrumento auxiliar, denominado gancho de Sinsky, são colocados no seu interior através da incisão principal e de uma das paracenteses, respectivamente.



Figura 3-17 Representação da nucleodissecação, segundo Freitas (2002)

Depois de aspirados o córtex e o epinúcleo, estabiliza-se o núcleo com o instrumento auxiliar e penetra-se a ponteira na camada externa. Alternando o pedal entre os estágios 3 e 2, introduz-se a ponteira levemente inclinada até conseguir-se boa oclusão e fixação do núcleo. Em seguida, é feita a avulsão da camada externa através de movimentos contrários da ponteira e do instrumento auxiliar. A manobra é repetida quantas vezes se fizer necessário, até completar toda a dissecação.

Ao mesmo tempo em que a vibração da ponteira fragmenta mecanicamente o núcleo do cristalino, as micro bolhas de vapor geradas da cavitação vão de encontro a ele a altas velocidades. A implosão das micro bolhas libera energia e provoca erosão nas superfícies próximas, aumentando a eficiência do processo de fragmentação.

Quando há oclusão da ponteira, o fluxo de aspiração no tubo cai para zero, e o vácuo começa a crescer até atingir um máximo. Quando isso ocorre, cria-se uma pressão negativa dentro desse tubo, diminuindo seu calibre. Com a liberação da ponteira, o vácuo cai e o diâmetro aumenta momentaneamente, havendo fluxo abrupto de aspiração no tubo, o que leva a um colapso momentâneo da câmara anterior, o que é perigoso não só para a córnea, mas principalmente para a cápsula posterior. Esse fenômeno recebe o nome de efeito *Surge*.

O efeito *Surge* é um fator limitante para a utilização da aspiração como fonte de energia para emulsificação do núcleo. Com o objetivo de amenizar esse efeito, têm sido estudadas algumas alternativas, tais como: aumento da rigidez dos tubos de aspiração, redução do diâmetro da ponteira e dos tubos de aspiração, controle da pressão através de microprocessador, injeção de ar ou da própria solução salina no tubo quando o vácuo cai, retardamento da bomba de aspiração também por sistema de controle por microprocessador, para que, à medida que o vácuo diminua, a velocidade de aspiração da bomba também seja reduzida.

A nucleodissecação garante que a emulsificação ocorra distante do endotélio corneano e, certamente, com menor trauma causado pelos fragmentos do núcleo e pela energia de cavitação. A cápsula posterior também fica mais protegida em função do revestimento proporcionado pela camada formada pelo epinúcleo e lamelas superficiais da camada externa. As manobras mecânicas causam pouca tensão zônulo-capsular, por serem realizadas na superfície do núcleo.

A irrigação é realizada basicamente com a finalidade de manter equilibrada a pressão intra-ocular durante o procedimento cirúrgico, compensando o “vácuo” aplicado durante a aspiração das massas. Este equilíbrio de pressões é garantido pela modulação de diferentes valores de vazão do fluido de irrigação, em função do valor de aspiração aplicada. O equipamento cirúrgico em estudo faz esta consideração automaticamente, e garante a vazão adequada por meio da variação da altura com que é posicionado o frasco de solução salina balanceada em relação ao olho do indivíduo.

Após irrigação e aspiração, finalmente introduz-se a lente intra-ocular (LIO). As LIO's mais empregadas atualmente são de Polimetilmetacrilato (PMMA), silicone e acrílico. As lentes de PMMA e de acrílico possuem propriedades semelhantes, com a principal diferença de que a lente de PMMA é rígida, enquanto as acrílicas são dobráveis e podem ser inseridas no olho através de uma menor incisão.

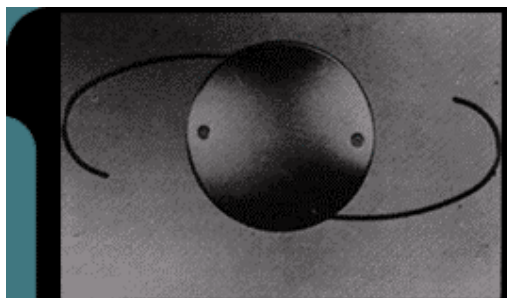


Figura 3-18 Lente de Sinsky, elaborada em 1979

Por fim, realiza-se o fechamento pupilar com sutura corneana, se necessário, já que a simples introdução de uma pequena quantidade do viscoelástico garante, por tensão superficial, o fechamento das incisões.

3.7.6 Traumas decorrentes

Segundo Stumpf e Nosé (2006), a facoemulsificação indicada como procedimento cirúrgico para tratamento de cataratas senis com núcleos duros possui a vantagem de necessitar de menor incisão e apresentar recuperação mais rápida se comparada à extração extracapsular, e a desvantagem de requerer, para emulsificação dos núcleos duros, maior quantidade de energia ultra-sônica, o que tem sido correlacionado com um superaquecimento da estrutura, conforme citações encontradas desde 1967 na literatura. Este superaquecimento, cita Ernest et al.

(2001), pode causar danos significativos aos tecidos circundantes do cristalino e sérias complicações no pós-operatório. Dentre elas, destacam-se: danos ao estroma e endotélio da córnea, formação de fístula, astigmatismo residual e impossibilidade de auto-selamento da incisão, sendo necessário suturar a esclera.

O endotélio corneano é uma camada celular única com aproximadamente 500 mil células localizado na superfície posterior da córnea. Ele deriva da crista neural e possui baixa capacidade de regeneração. Havendo perda celular, as células sobreviventes preenchem as lacunas resultantes e perdem a regularidade em tamanho (polimegatismo) e forma (pleomorfismo). O estroma corneano, quando submetido ao superaquecimento, tem sua matriz colágena afetada. Este efeito no estroma é bifásico, constituindo de componentes reversíveis e irreversíveis. O efeito inicial consiste de transições reversíveis caracterizadas pela contração de parte da cadeia colágena, conforme demonstrado na figura 3-19, levando ao aparecimento de estrias na córnea. Com o prolongamento da exposição da estrutura ao aquecimento, as transições irreversíveis ocorrem principalmente devido à desnaturação das fibras de colágeno. Os fatores associados a estes danos no endotélio e estroma da córnea, causados pela facoemulsificação, incluem o aquecimento decorrente do tempo de ultra-som (energia) utilizado na cirurgia, a turbulência de líquidos na câmara anterior e o trauma mecânico.

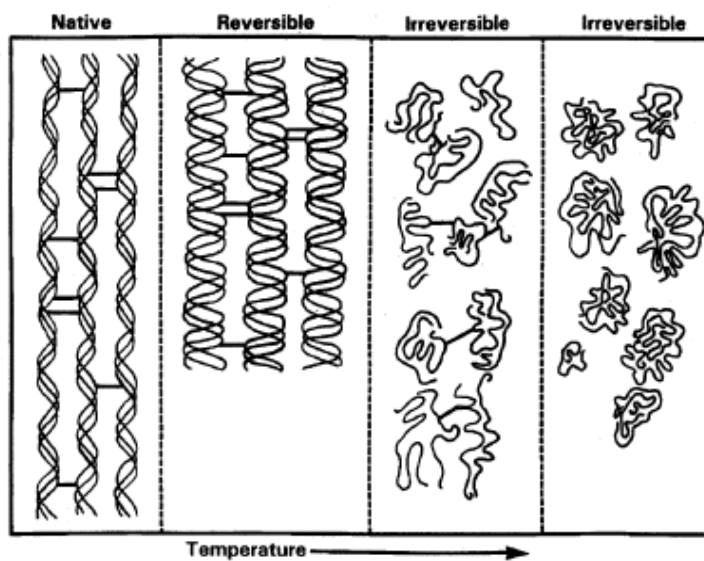


Figura 3-19 Esquema dos danos reversíveis e irreversíveis no estroma corneano, segundo Ernest (2001)



Figura 3-20 Ilustração do olho de paciente 3 meses após facoemulsificação - estrias no estroma evidentes e sutura na esclera, conforme *Case Report* de Ernest (2001)

O superaquecimento gerado do calor em que é convertida parte da energia ultra-sônica não pode ser associado a mau funcionamento do aparelho ou mau uso do cirurgião, segundo Ernest et al. (2001). Este resulta de certa forma da gestão inadequada do excesso de calor associado a rápidas oscilações da ponta do instrumento e fricção da mesma com a estrutura em contato. Assim, durante os procedimentos, o cirurgião deve evitar a combinação de circunstâncias que acarretam os danos na estrutura intra-ocular, devendo atentar-se sempre ao fluxo de irrigação, evitar incisões muito estreitas, o que aumentaria a fricção no local e monitorar o equipamento nas indicações de obstrução.

Apesar das ponteiros convencionais de facoemulsificação apresentarem uma luva permitindo o íntimo contato entre ela e a tubulação de irrigação, os danos ocasionados por queimadura no endotélio são muito freqüentes segundo Fine et al. (2002), e potencializados quando há redução do fluxo de irrigação, lembrando que a irrigação tem seu fluxo modulado exclusivamente em função da aspiração imposta no decorrer do procedimento, a fim de se manter a pressão intra-ocular em níveis normais. Além disso, variações na irrigação e aspiração são comuns no procedimento e podem ocorrer pela compressão da luva no local da incisão devido à manipulação do cirurgião e obstrução momentânea dos canais devido à presença de viscoelástico ou mesmo fragmentos do cristalino. Quando este aquecimento é tal que queima o local da incisão, perde-se a capacidade auto-selante da mesma e gera-se edema corneano severo, acarretando altos níveis de astigmatismo induzido.

A energia desprendida pela cavitação ocorrida no meio contribui para a fragmentação do cristalino, porém pode também causar edemas na córnea por efeitos erosivos e também de aquecimento.

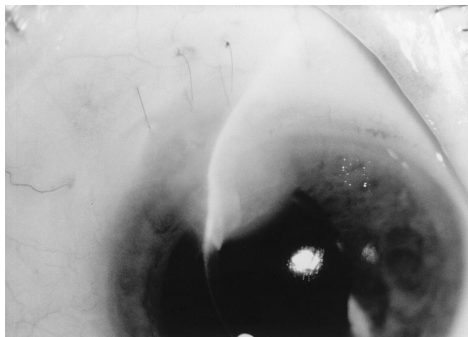


Figura 3-21 Olho de paciente 8 meses após facoemulsificação - queimadura evidente (“córnea derretida”), segundo Sugar et al. (1999)

Desta forma, reduções na potência média e no tempo do ultra-som têm se correlacionado na literatura com melhorias no pós-operatório dos pacientes. A eliminação do calor gerado durante a facoemulsificação e a redução da potência requerida para a extração da catarata têm representado importantes passos para se chegar a uma cirurgia sem traumas.

Avakian (2007) assinala “a introdução de novas tecnologias, como a modulação da energia ultra-sônica, reduziu o calor gerado pela ponteira de facoemulsificação, possibilitando sua utilização sem a luva e associada a uma cânula ou *chopper* de irrigação para manter o sistema em equilíbrio”. Com isso uma nova modalidade de facoemulsificação foi desenvolvida, conhecida como MICS (*Micro Incision Surgery*), também chamada facoemulsificação Bi-manual, representando uma alternativa à facoemulsificação coaxial. Ainda segundo Avakian (2007), uma das maiores vantagens da MICS seria a diminuição do tamanho da incisão, o que permitiria incisões astigmaticamente neutras (o astigmatismo induzido na MICS é em média de $0,36 \pm 0,232$ dioptrias, comparadas a $1,2 \pm 0,74$ na facoemulsificação coaxial).

De acordo com André Chang Chou (2007), chefe do departamento de catarata do Hospital do Servidor Público Estadual de São Paulo, o poder do ultra-som usado em demasia provoca aumento na temperatura em volta da ponteira, levando à destruição tecidual, queimando a incisão, e, em situações extremas,

destruindo o endotélio corneano, sendo que para haver lesão no tecido a temperatura deve atingir 45°C.

Na corrida pela diminuição da lesão tecidual devido ao aquecimento, vários esforços têm sido realizados para encontrar uma alternativa ao ultra-som. A *Staar Surgical* desenvolveu em seu aparelho um sistema de frequência sônica, ou seja, de menor frequência de vibração da ponteira, produzindo menor energia. A Alcon lançou recentemente em seu novo aparelho o sistema *AquaLase*, em que micro jatos de solução balanceada são emitidos provocando a emulsificação. Todas essas alternativas de esfriamento se basearam em uma eliminação, ou redução, do poder do ultra-som, o que, contudo, pode torná-las ineficazes em casos de núcleos mais duros.

4 METODOLOGIA

A realização deste estudo requer interação entre áreas distintas como engenharia e medicina, a busca de informações e o estabelecimento de relações multidisciplinares.

O trabalho foi desenvolvido adotando a seqüência de etapas apresentadas a seguir. Verificou-se a importância de preliminarmente cumprir fases que possibilitassem melhor compreensão da estrutura intra-ocular, de como são realizados os procedimentos cirúrgicos, e de como o equipamento mais empregado atualmente produz alterações nas variáveis relevantes para o comportamento térmico dos olhos durante a cirurgia.

ETAPA 1 - Levantamento bibliográfico e estudo da estrutura intra-ocular

Foi realizada uma revisão bibliográfica multidisciplinar e também uma interação com o meio médico. Foi estudada a estrutura anatômica dos olhos, dando atenção aos elementos envolvidos no procedimento cirúrgico de remoção da catarata.

ETAPA 2 - Seleção e análise de equipamento de facoemulsificação

A partir de dados estatísticos e informações do meio médico, foi escolhido o equipamento mais empregado atualmente: facoemulsificador *Series 20000 LEGACY*, da empresa *Alcon*. Este foi analisado em termos dos parâmetros de funcionamento da caneta ultra-sônica (frequências utilizadas e aquecimento provocado), assim como quanto à irrigação (vazão e temperatura do fluido).

ETAPA 3 - Determinação das condições atuais de operação do equipamento

Foram levantadas as condições utilizadas atualmente para a manipulação do aparelho, como, por exemplo, vazão do fluido de irrigação, forma de bombeamento desse fluido, características da energia ultra-sônica empregada, principalmente em termos do aquecimento gerado.

ETAPA 4 - Modelagem do campo acústico gerado pelo cristal piezoelétrico da ponteira ultra-sônica

Foi criado um modelo analítico para o transdutor ultra-sônico representado pelo cristal piezoelétrico da ponteira do equipamento, objetivando simular o campo acústico gerado, e, com isso, estimar o campo térmico decorrente.

ETAPA 5 - Modelagem dos processos de transferência de calor

A partir dos resultados das pesquisas bibliográficas e modelagens matemáticas, foram definidas as principais variáveis que influenciam o aquecimento e resfriamento das superfícies oculares afetadas na cirurgia, considerando os processos de condução, convecção e radiação. Além disso, foi encontrada a temperatura ótima do fluido de irrigação, tal que o aquecimento gerado do campo acústico pudesse ser neutralizado.

ETAPA 6 - Dimensionamento do resfriamento

A partir das condições obtidas das etapas anteriores, foi calculado o resfriamento necessário para garantir a manutenção da temperatura da córnea em níveis normais. Esta proposta de resfriamento do fluido de irrigação colabora também no sentido de reduzir o tamanho da incisão e conseqüentemente diminuir a perda celular. Foi selecionado e dimensionado um dispositivo acessório ao equipamento cirúrgico capaz de prover tal resfriamento.

5 MODELAGENS E RESULTADOS

O princípio da facoemulsificação, baseado na fragmentação do cristalino por imposição do campo acústico obtido da vibração ultra-sônica de um cristal piezoelétrico, tem sido comumente referido na literatura para o tratamento de diferentes tipos de câncer. O uso do HIFU (*high-intensity focused ultrasound*) para a eliminação não invasiva de tecidos cancerosos é assunto de inúmeras recentes pesquisas, conforme afirma Chapelon et al. (2000), porém o mecanismo de surgimento de suas lesões decorrentes ainda é pouco conhecido.

Watkin et al. apud Chapelon et al. (2000) discutem em seus estudos a hipótese de que a formação de bolhas durante o procedimento aumenta a atenuação por meio de cavitação e/ ou ebulição dos tecidos. Tal formação de bolhas é confirmada através de imagens de ultra-som após o tratamento. Na mesma direção, Wu apud Chapelon et al. (2000) estudou o aumento de temperatura no tecido cardíaco durante procedimento de diagnóstico por ultra-som. Ele mostrou que micro bolhas, quando expostas a um campo acústico alteram a absorção do meio através de emissão de componentes harmônicos e sub-harmônicos da frequência fundamental.

No presente trabalho é modelado o campo acústico gerado da vibração do cristal piezoelétrico, a fim de que se conheça a máxima pressão acústica a que a estrutura intra-ocular é submetida, para determinadas condições fixadas. Em seguida, a equação clássica de bio-aquecimento (BHTE – *Bio Heat Transfer Equation*) é resolvida considerando a presença de micro bolhas. Para tanto, o comportamento destas micro bolhas é considerado conforme estudos de Chapelon et al. (2000). Encontrado o aquecimento gerado em média na estrutura em decorrência da facoemulsificação, é proposto um resfriamento constante do fluido de irrigação a fim de amenizar tal aquecimento gerado. Solução semelhante é citada por Yamagami et al. apud Sugar e Schertzer (1999), segundo os quais, em publicação no *Audiovisual Journal of Cataract and Implant Surgery*, o uso de fluido de irrigação previamente resfriado reduziria o potencial de aquecimento da córnea. Para promover este resfriamento, é também sugerida uma solução através da montagem de um circuito externo de transferência de calor através da aplicação de Efeito Peltier.

5.1 MODELAGEM DO TRANSDUTOR ULTRA-SÔNICO

Um transdutor piezoelétrico, excitado eletricamente, produz no meio de propagação em que está inserido um campo acústico.

Os transdutores são normalmente considerados como pistões planos rígidos, montados sobre paredes planas, rígidas e infinitas. Esse modelo considera a vibração do transdutor como um problema unidimensional, em que todos os pontos de sua face vibram com a mesma amplitude e mesma fase. O meio em que a onda acústica se propaga é considerado isotrópico e homogêneo, com massa específica e velocidade de propagação constante.

No caso em estudo, a ponteira ultra-sônica apresenta em sua extremidade um cristal piezoelétrico, de cerca de 1 mm de diâmetro e operando em 40 kHz de frequência, que, quando estimulado por pulsos elétricos curtos, apresenta excitação transiente. Este transdutor, por hipótese, pode ser considerado de banda-larga, devido à excitação por ondas pulsadas, e um pistão plano (raio do transdutor muito menor do que o comprimento de onda propagada), isto é, todos os seus pontos vibram com a mesma amplitude e em fase.

O campo acústico em regime transitório tem sido analisado por vários pesquisadores, e algumas das técnicas de cálculo mais difundidas são a *Integral de Rayleigh* e a *Integral de Convolução*, ou *Método da Resposta Impulsiva*.

A integral de Rayleigh é calculada sobre a superfície da fonte acústica. A aplicação desta metodologia vincula-se ao Princípio de Huygens e consiste em dividir a fonte acústica em elementos de superfície e somar as contribuições de cada um deles em certo ponto do meio de propagação.

Segundo Kinsler (1982), a distribuição dos níveis de pressão em um campo acústico é embasada pelos princípios da interferência de ondas, e a determinação de seus valores é feita através da somatória das contribuições de fontes infinitesimais que compõem a superfície do transdutor.

5.1.1 Fundamento teórico

Estando um transdutor piezoelétrico inserido em um meio de propagação de ondas, e aplicando-se a seus eletrodos uma excitação elétrica senoidal, a superfície plana do elemento vibra, impondo a cada ponto do meio níveis de pressão e velocidade de propagação de partículas, de modo a estabelecer-se um campo acústico.

Segundo Buiochi (1994), o campo acústico gerado pela excitação transiente de um transdutor ideal contém duas componentes de ondas, chamadas ondas planas e ondas de borda. A onda plana se propaga dentro da região de projeção da face do transdutor, enquanto a onda de borda se propaga em todas as direções a partir da borda do pistão, num formato toroidal.

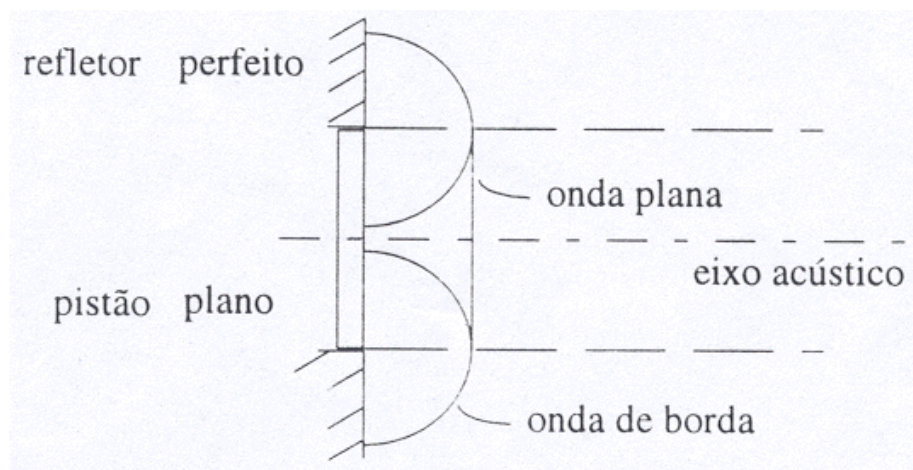


Figura 5-1 Esquema de ondas plana e de borda, de acordo com Buiochi (1994)

5.1.2 Resposta impulsiva

Conforme desenvolvido em Buiochi (1994) e Kinsler (1982), supondo uma distribuição de velocidades uniforme na face do pistão, o potencial de velocidade pode ser expresso como a convolução entre a resposta impulsiva deste potencial, $\Phi_i(\vec{r}, t)$, resultante de uma excitação do pistão com velocidade impulsiva, e a velocidade normal do pistão, $v_n(t)$:

$$\Phi(\vec{r}, t) = v_n(t) * \Phi_i(\vec{r}, t) \quad (1)$$

Com isso, a pressão fica:

$$p(\mathbf{r}, t) = v_n(t) * p_i(\mathbf{r}, t), \quad (2)$$

onde: $p_i(\mathbf{r}, t) = r_0 \frac{\partial}{\partial t} [\Phi_i(\mathbf{r}, t)]$ é a resposta impulsiva da pressão.

Em termos do ângulo $\Omega(ct)$, onde $ct = r$, definido pelo arco circular $L(ct)$ formado pelos pontos na superfície do pistão cuja excitação impulsiva chega a certo ponto em estudo, em determinado instante, a resposta impulsiva do potencial de velocidade reduz-se a:

$$\begin{aligned} \Phi_i(\mathbf{r}, t) &= \frac{c}{2p} \Omega(ct), \text{ se } t_1 < t < t_2 \\ &= 0, \text{ se } t \leq t_1 \text{ ou } t \geq t_2 \end{aligned} \quad (3)$$

Nota-se que quando o elemento de arco sobre a superfície do pistão é um círculo completo, $\Omega(ct) = 2\pi$, a resposta impulsiva do potencial de velocidade é constante, e, nessa condição, o valor de $\Phi_i(\mathbf{r}, t)$ é máximo.

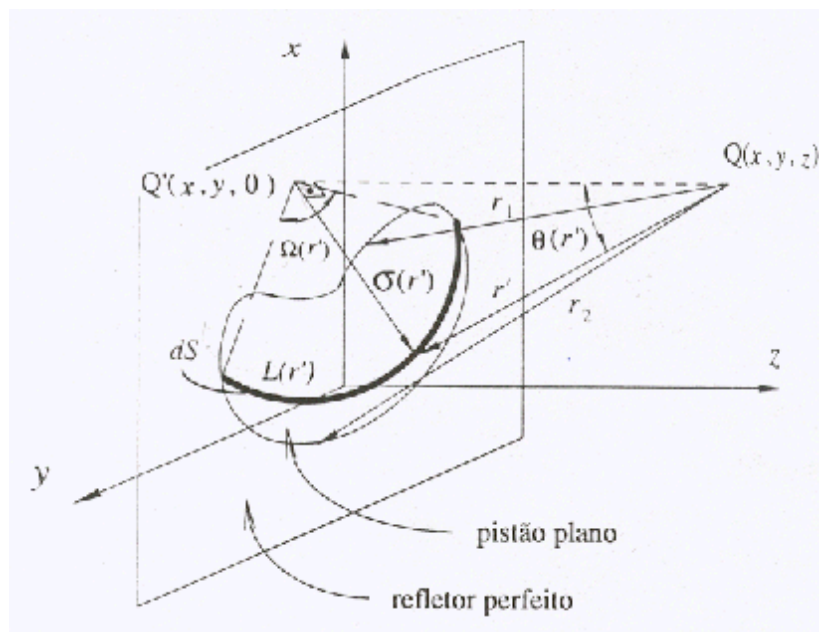


Figura 5-2 Referencial utilizado para determinação dos ângulos $\Omega(ct)$, segundo Buiochi (1994)

Tomando por xy o plano que contém a face do pistão de raio “ a ”, e z o eixo perpendicular a ela, sabe-se da literatura que:

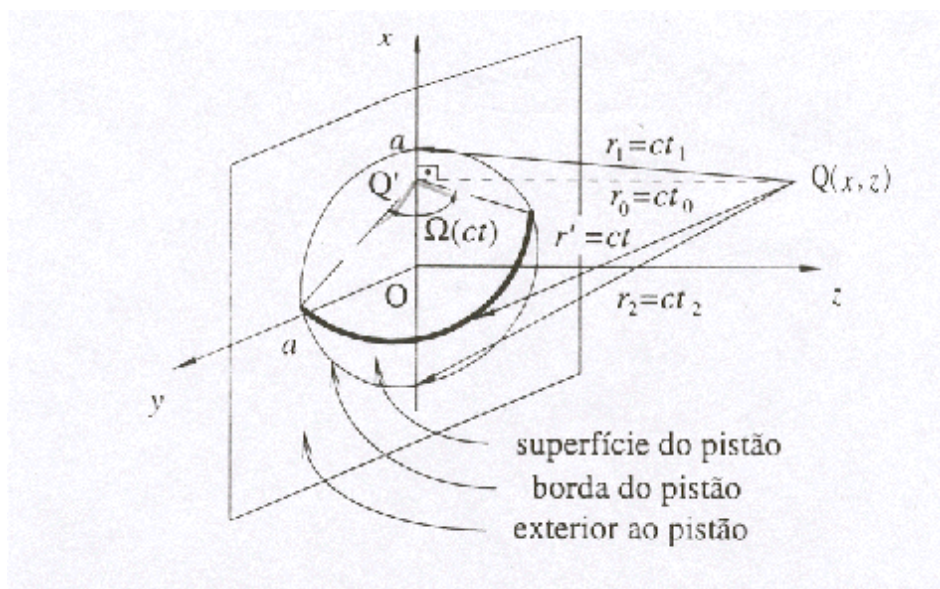


Figura 5-3 Referencial utilizado para determinação da resposta impulsiva no ponto Q de um pistão circular plano, segundo Buiochi (1994)

a) Ponto interno ao pistão ($\text{abs}(x) < a$):

$$r_0 \leq r \leq r_1 \quad \Omega = 2p$$

$$r_1 \leq r \leq r_2 \quad \Omega = 2 \cos^{-1} \left(\frac{r^2 - z^2 + x^2 - a^2}{2x(r^2 - z^2)} \right)$$

b) Ponto na borda do pistão ($\text{abs}(x) = a$):

$$r_0 = r = r_1 \quad \Omega = p$$

$$r_1 < r \leq r_2 \quad \Omega = 2 \cos^{-1} \left(\frac{(r^2 - x^2)^{1/2}}{2a} \right)$$

c) Ponto externo ao pistão ($\text{abs}(x) > a$):

$$r_0 < r \leq r_1 \quad \Omega = 0$$

$$r_1 \leq r \leq r_2 \quad \Omega = 2 \cos^{-1} \left(\frac{r^2 - z^2 + x^2 - a^2}{2x(r^2 - z^2)} \right)$$

onde:

$$r = (x^2 + z^2)^{1/2}$$

$$r_1 = ((a - x)^2 + z^2)^{1/2}$$

$$r_2 = ((a + x)^2 + z^2)^{1/2}$$

Segundo Robinson et al. (1974), as relações anteriores são expressas na tabela abaixo:

Tabela 5-1 Expressões para os ângulos $\Omega(ct)$ dos arcos na superfície do pistão circular

Região	Limite de Tempo	$\Omega(ct)$
superfície do pistão ($x < a$)	$t < t_0$ ou $t > t_2$ $t_0 \leq t \leq t_1$ $t_1 < t \leq t_2$	0 2π $2 \arccos\left(\frac{c^2 t^2 - z^2 + x^2 - a^2}{2x(c^2 t^2 - z^2)^{1/2}}\right)$
borda do pistão ($x = a$)	$t < t_0$ ou $t > t_2$ $t = t_0 = t_1$ $t_1 < t \leq t_2$	0 π $2 \arccos\left(\frac{(c^2 t^2 - z^2)^{1/2}}{2a}\right)$
exterior ao pistão ($x > a$)	$t \leq t_1$ ou $t > t_2$ $t_1 < t \leq t_2$	0 $2 \arccos\left(\frac{c^2 t^2 - z^2 + x^2 - a^2}{2x(c^2 t^2 - z^2)^{1/2}}\right)$

Utilizando a propriedade da convolução, segundo a qual:

$$p(\mathbf{r}, t) = v_n(t) * p_i(\mathbf{r}, t) = v_n(t) * r_0 \frac{\partial}{\partial t} [\Phi_i(\mathbf{r}, t)] \Rightarrow p(\mathbf{r}, t) = r_0 \frac{\partial}{\partial t} [v_n(t) * \Phi_i(\mathbf{r}, t)] \quad (4)$$

e empregando as equações de acima, foi simulado o campo acústico a seguir.

5.1.3 Programação

Com o auxílio do *software* Matlab R12, foi simulado o campo acústico gerado da excitação por um pulso de seno de 40 kHz de um pistão plano, com diâmetro 1 mm. Para tanto, foram admitidas as hipótese de meio interno à câmara anterior homogêneo, e concentração da energia ultra-sônica em um ponto, caracterizando o paralelismo entre a face do pistão e a superfície interna da córnea.

Segundo Spalteholz (1976), sabe-se que o globo ocular pode ser representado esquematicamente por:

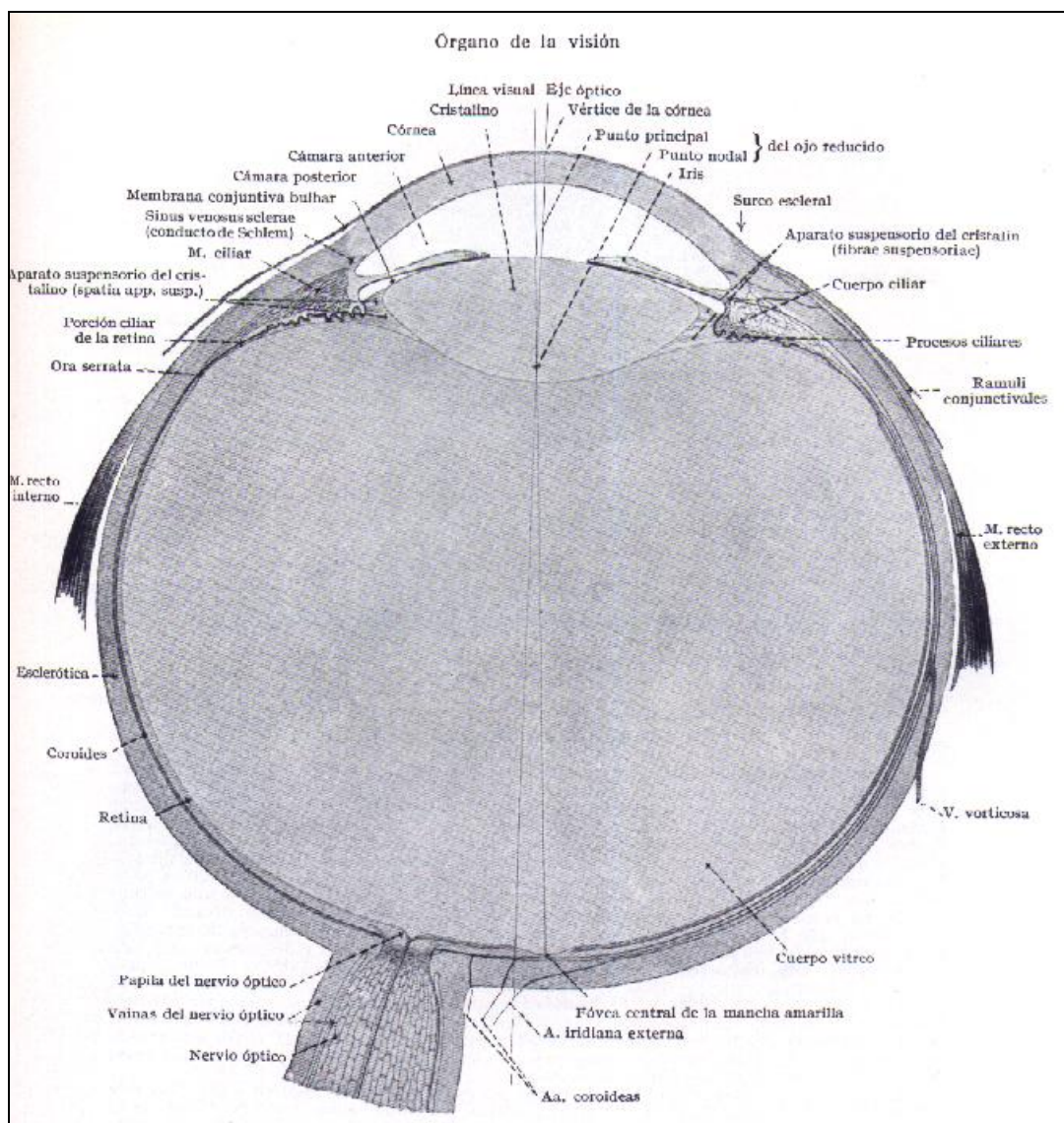


Figura 5-4 Corte transversal esquemático do olho direito passando pelo meridiano horizontal, segundo Spalteholz (1976)

Desta forma, no presente trabalho a câmara anterior foi representada por um setor esférico de altura 6 mm (h) dentro do globo ocular, cuja aproximação geométrica é uma esfera de 25 mm de diâmetro (D). Com isso, as simulações de pressão foram realizadas sobre o eixo acústico, com a dimensão z variando de 6 a 1 mm. A figura 5-5 esquematiza geometricamente a estrutura em estudo:

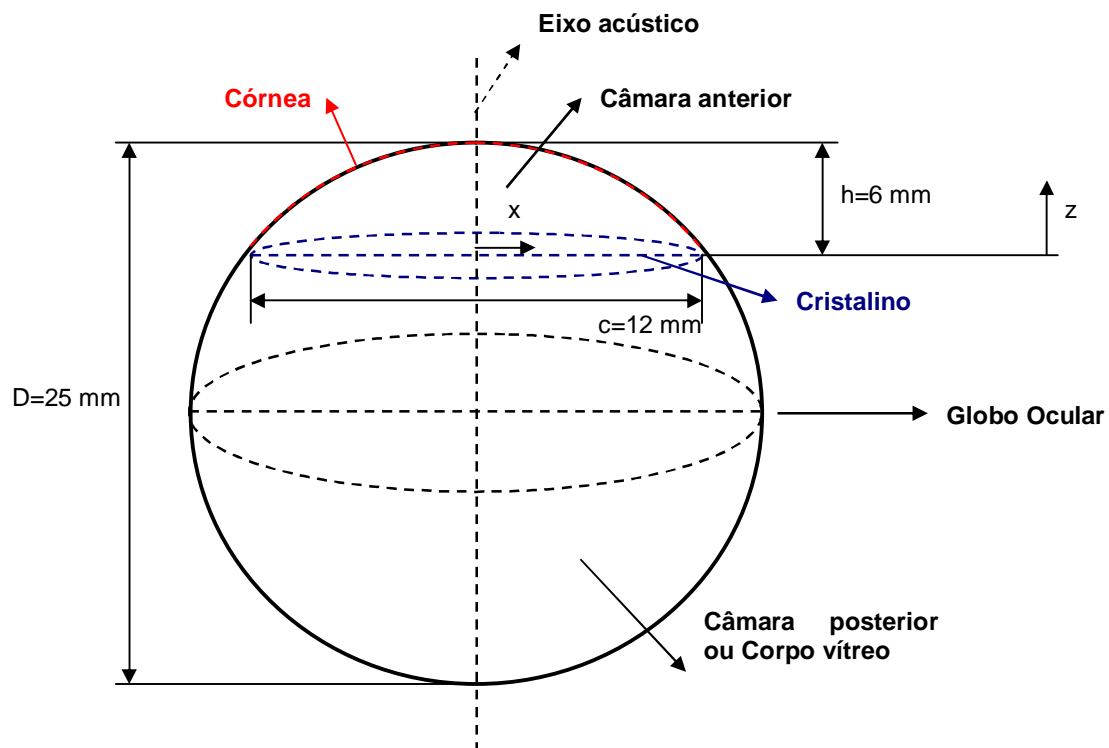


Figura 5-5 Representação esquemática da estrutura intra-ocular em estudo

Visando analisar o regime estacionário, foi fixado o instante de tempo para cálculos, e simulado o campo acústico para diferentes planos no eixo acústico (coordenada z), em diferentes posições x de cada um desses planos.

Alguns resultados são mostrados abaixo, considerando diferentes planos ao longo do eixo acústico.

a) $z = 6$ mm (sobre a superfície da córnea)

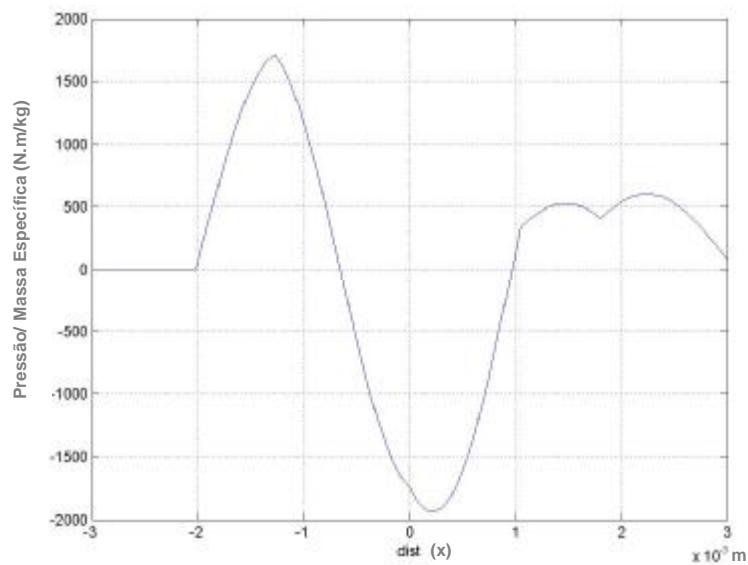


Figura 5-6 Gráfico da pressão normalizada na massa específica, em plano paralelo à face do pistão, distante $z = 6$ mm no eixo acústico

b) $z = 3$ mm

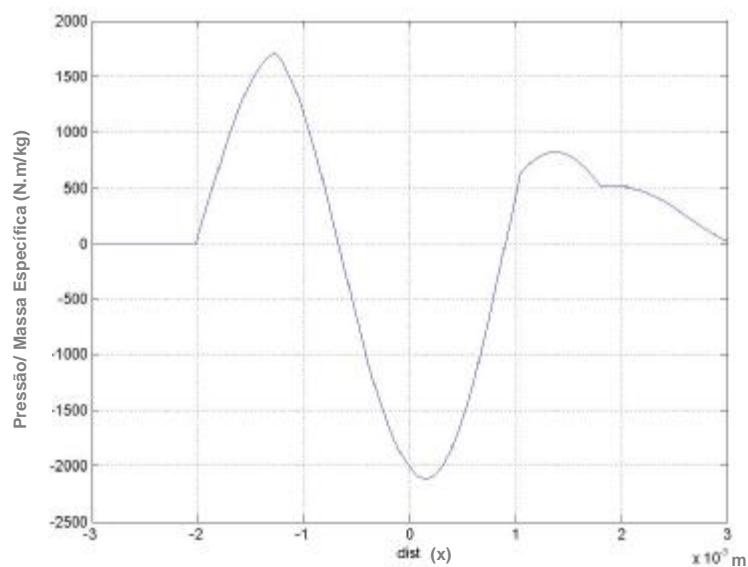


Figura 5-7 Gráfico da pressão normalizada na massa específica, em plano paralelo à face do pistão, distante $z = 3$ mm no eixo acústico

c) $z = 1 \text{ mm}$

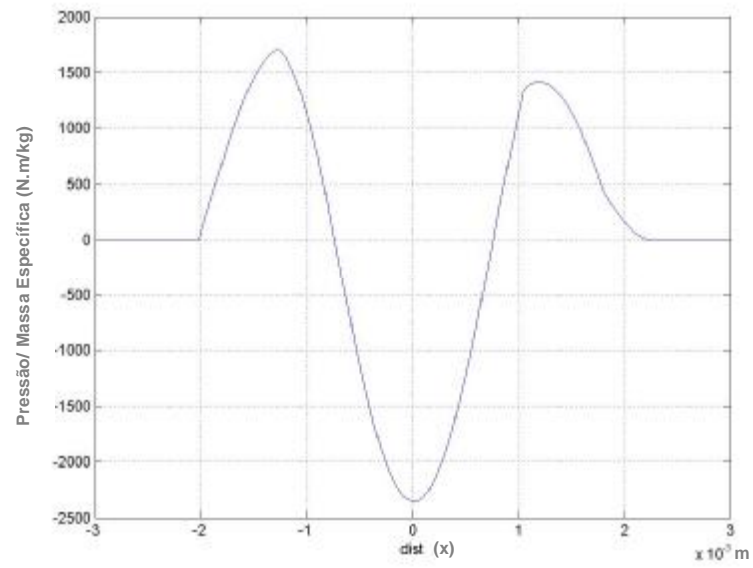


Figura 5-8 Gráfico da pressão normalizada na massa específica, em plano paralelo à face do pistão, distante $z = 1 \text{ mm}$ no eixo acústico

5.2 MODELAGEM DO AQUECIMENTO DA ESTRUTURA OCULAR

Para a análise do comportamento térmico da região submetida ao procedimento de facoemulsificação, foi adotado um volume de controle composto pela câmara anterior do globo ocular, geometricamente aproximada pelo setor esférico representado na figura 5-5. A fronteira superior esférica deste volume é composta pela superfície interior da córnea, cuja espessura é de aproximadamente 0,5 mm, segundo Spalteholz (1976). Conforme se verifica com maiores detalhes na figura 5-9, a fronteira inferior do mesmo, representada pela superfície externa do cristalino, está em contato com o corpo vítreo.

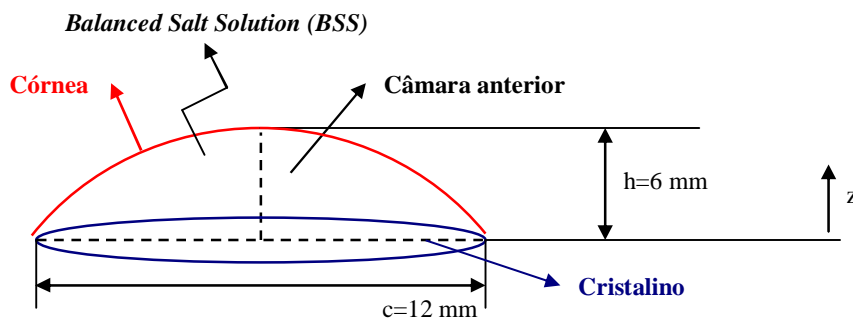


Figura 5-9 Esquema da câmara anterior, com representação do volume de controle

Uma vez que se estuda neste trabalho a lesão tecidual gerada na córnea devido ao aumento de temperatura provocado pela energia ultra-sônica, adota-se como referência a máxima pressão acústica alcançada nesta região. Além disso, foi considerada a hipótese de o procedimento cirúrgico ocorrer na presença apenas de irrigação de BSS, sem a utilização de viscoelásticos, tendo sido também desconsideradas possíveis oclusões da ponteira devido a estas substâncias ou mesmo fragmentos de lente; assim, o aquecimento obtido da simulação analítica do presente trabalho diz respeito exclusivamente ao campo acústico imposto pela vibração do cristal piezoelétrico. Foi ainda considerada como hipótese a realização do procedimento de facoemulsificação através de técnica coaxial, isto é, com luva de silicone disposta ao redor da ponteira para irrigação e aspiração, tendo sido considerada, para tanto, incisão de cerca de 3,0 mm.

A lesão tecidual induzida pela aplicação de HIFU (*high-intensity focused ultrasound*) baseia-se na capacidade de os tecidos biológicos absorverem parte da energia acústica. Quando transformada em calor, a energia absorvida gera um aumento local de temperatura que pode levar ao dano tecidual. Matematicamente, a resposta térmica dos tecidos biológicos pode ser calculada através da equação de bio-aquecimento (BHTE – *Bio Heat Transfer Equation*), definida por Pennes em 1948 e apresentada na forma:

$$r \cdot C_T \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k \nabla T - w_t C_f (T - T_f) + \mathcal{Q} \quad (5)$$

onde: r - massa específica do tecido $[\text{kg}/\text{m}^3]$;

C_T - calor específico do tecido $[\text{J}/\text{kg} \cdot \text{K}]$;

T - temperatura do tecido $[\text{K}]$;

k - condutividade térmica do tecido $[\text{W}/\text{m} \cdot \text{K}]$;

w_t - perfusão $[\text{kg}/\text{m}^3 \cdot \text{s}]$;

C_f - calor específico do fluido $[\text{J}/\text{kg} \cdot \text{K}]$;

T_f - temperatura do fluido $[\text{K}]$;

\mathcal{Q} - fonte de aquecimento devido à pressão acústica $[\text{W}]$.

Esta equação foi desenvolvida empiricamente por Pennes em 1948 e publicada no *Journal of Applied Physiology*. Em suas análises, as temperaturas normais dos tecidos do antebraço humano e do sangue arterial foram medidas, com o objetivo de avaliar a aplicabilidade da teoria do fluxo de calor ao antebraço, basicamente em termos da taxa local de produção de calor e fluxo volumétrico de sangue.

No caso em estudo, para o termo de aquecimento devido à pressão acústica, foi utilizada a equação abaixo, segundo Pierce (1994):

$$Q = \frac{a \cdot |p|^2}{\rho \cdot c} \quad (6)$$

onde: a - coeficiente de atenuação $[m^2]$;

p - pressão acústica $[N/m^2]$;

ρ - massa específica do tecido por unidade de tempo $[kg/m^3 \cdot s]$;

c - velocidade do som no tecido $[m/s]$.

Das simulações anteriores, verificou-se que na superfície da córnea o maior valor absoluto adquirido pela pressão é $p = 19,0 \cdot 10^5 \text{ N/m}^2$, considerando a massa específica do fluido interno à estrutura aproximadamente igual à da água destilada. Para o máximo valor absoluto de pressão atingida na córnea, foi determinado $\Delta p = 18 \cdot 10^5 \text{ N/m}^2$, admitindo a pressão atmosférica no valor de $p_{atm} = 1,0 \cdot 10^5 \text{ N/m}^2$.

É sabido, de acordo com Chapelon et al. (2000), que durante tratamentos com ultra-som em meio líquido surgem bolhas, as quais podem ser evidenciadas através de imagens após os tratamentos. Segundo estes autores, na presença de micro bolhas, elas capturam parte da energia ultra-sônica e redistribuem na forma de ondas esféricas, segundo um espectro diferente se comparado ao campo imposto. Como resultado, o coeficiente de atenuação deve ser determinado em função do número de bolhas por mm^3 (N), o raio inicial das bolhas (R_0) e a pressão acústica imposta (p). De acordo com Watkin et al. apud Chapelon et al. (2000), o coeficiente de atenuação varia proporcionalmente com a relação entre o volume ocupado pelas bolhas formadas, por unidade de comprimento.

Quanto ao campo acústico, ainda de acordo com Chapelon et al. (2000), a Integral de Rayleigh utilizada nesta solução continua válida desde que adotados para seu cálculo volumes infinitesimais, e a hipótese de N suficientemente pequeno. Assim, fixadas estas hipóteses, são mantidas válidas as simulações anteriores, devendo ser corrigido apenas o coeficiente de atenuação para o cálculo da fonte de calor gerada pelo HIFU (*high-intensity focused ultrasound*). Foi adotada também a hipótese de $N = 100 \text{ bolhas/mm}^3$, caso menos crítico analisado por Chapelon et al.

(2000), uma vez que segundo os próprios autores este valor não é exatamente conhecido na atualidade. Com isso, o coeficiente de atenuação deve ser de aproximadamente 30 m^2 , conforme simulações destes autores representadas na figura 5-10.

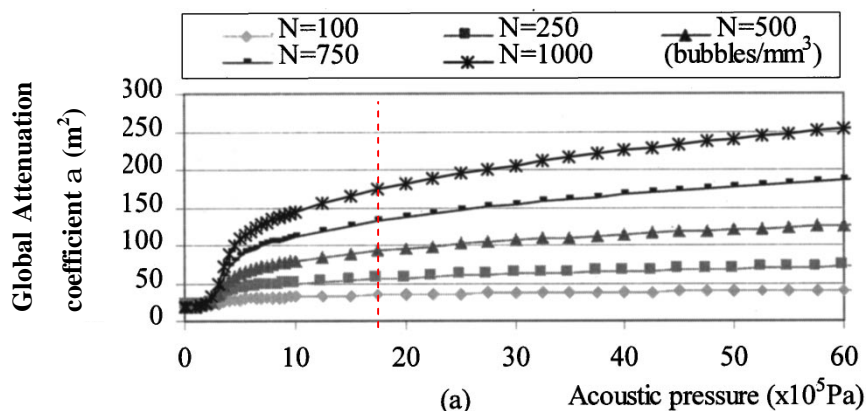


Figura 5-10 Coeficiente de atenuação, segundo Chapelon et al. (2000)

Para o cálculo das equações (5) e (6) foram considerados os parâmetros utilizados por Malinen, Huttunen e Kaipio (2005). O coeficiente de perfusão da córnea foi aproximado pelo coeficiente equivalente nos tecidos, tendo sido considerado, segundo Chapelon et al. (2000): $w_i = 30 \text{ kg/m}^3 \cdot \text{s}$. Ainda segundo estes últimos autores, pretendeu-se manter a temperatura da córnea próxima à sua temperatura em condições normais, isto é 30°C , e os cálculos foram realizados para volumes e intervalos de tempo infinitesimais.

Tabela 5-2 Parâmetros acústicos e térmicos, segundo Malinen, Huttunen e Kaipio (2005)

Meio	c [m/s]	ρ [$\text{kg/m}^3 \cdot \text{s}$]	k [W/m·K]	C_T [J/kg·K]
<i>água</i>	1500	1000	0,60	4190
<i>pele</i>	1610	1200	0,50	3770
<i>tecido saudável</i>	1485	1020	0,50	3550
<i>câncer</i>	1547	1050	0,65	3770

Adotando como referências a pele como o tecido representado pela córnea, e a BSS (*Balanced Salt Solution*) como o fluido inicialmente suposto à temperatura ambiente do centro de cirúrgico, mantida em 25°C, e lembrando que as propriedades desta última podem ser aproximadas pelas da água destilada, fixando um intervalo de tempo foram calculados:

$$\dot{Q} = \frac{a|p|^2}{rc} = \frac{30 \cdot (19 \cdot 10^5)^2}{1200 \cdot 1610} = 56,10 \cdot 10^6 \text{ W} \quad (7)$$

$$r \cdot C_T \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k \nabla T - w_t C_f (T - T_f) + \dot{Q}$$

$$1200 \cdot 3770 \cdot (T_{\text{máx}} - 303,15) = 0,5 \cdot \frac{1}{h} \cdot \frac{(T_{\text{máx}} - 303,15)}{h} - 30 \cdot 4190 \cdot (T_{\text{máx}} - 298) + 56,10 \cdot 10^6$$

onde: $T_{\text{máx}}$ - temperatura máxima atingida na superfície da córnea [K];

h - altura do setor esférico representativo da câmara anterior [m].

$$T_{\text{máx}} = 313\text{K} = 40^\circ\text{C} \quad (103^\circ\text{F}) \quad (8)$$

Esta temperatura é comprovada pelo estudo realizado por Ernest et al. (2001), segundo o qual foi simulado um procedimento de facoemulsificação com o objetivo de obter modelos de correlação entre temperatura, potência do ultra-som, obstruções do fluxo de irrigação, agente viscoelástico e tamanho da incisão. Seus resultados podem ser observados da figura 5-11, e os cálculos analíticos anteriores são comprovados empiricamente pela simulação A.

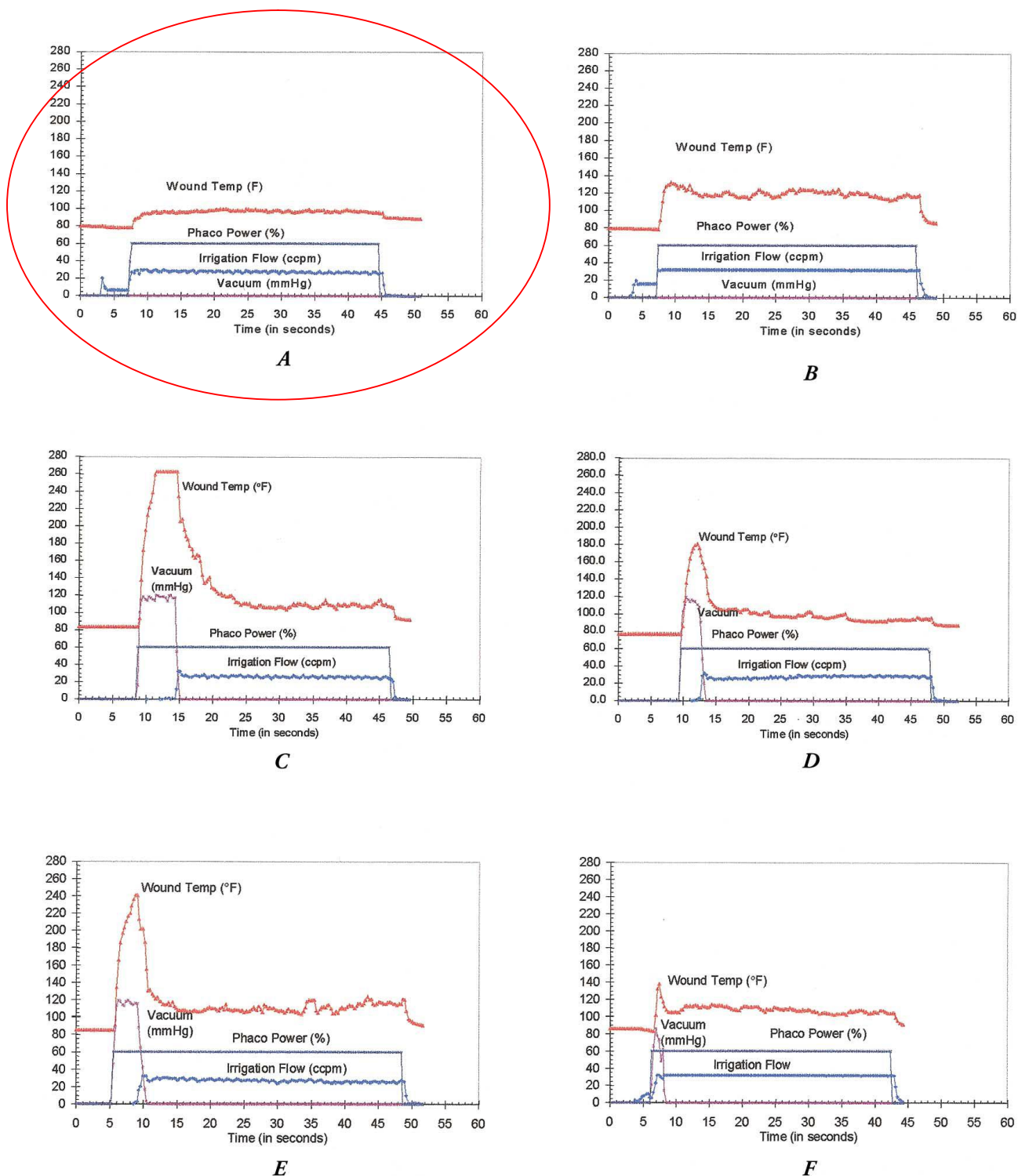


Figura 5-11 Resultados do trabalho de Ernest et al. (2001)

A: incisão de 3,0 mm, ponteira 19-gauge, BSS. **B:** incisão de 3,2 mm, ponteira 19-gauge, BSS. **C:** incisão de 3,2 mm, ponteira 19-gauge, agente viscoelástico dispersivo. **D:** incisão de 3,0 mm, ponteira 19-gauge, agente viscoelástico dispersivo. **E:** incisão de 3,0 mm, ponteira 19-gauge, agente viscoelástico coesivo. **F:** incisão de 3,2 mm, ponteira 19-gauge, agente viscoelástico coesivo.

O modelo de Ernest et al. (2001) demonstrou que, caso o fluxo de irrigação seja interrompido em algum momento, o aumento de temperatura é maior quando se utilizam agentes viscoelásticos comparado aos casos em que apenas a BSS esteve presente, e que este aumento é semelhante para agentes dispersivos ou coesivos. A obstrução do sistema de irrigação e aspiração pode ocorrer pelo próprio viscoelástico aspirado, devido à sua viscosidade, ou mesmo devido a fragmentos de lente aspirados, e, segundo Sugar et al. (1999), são suficientes de 1 a 3 segundos de obstrução para que danos sejam causados na córnea devido ao superaquecimento. Deste modelo, verifica-se que, em casos extremos, a temperatura da córnea atingiu $240^{\circ}\text{F} = 116^{\circ}\text{C}$, conforme representado na figura 5-12.

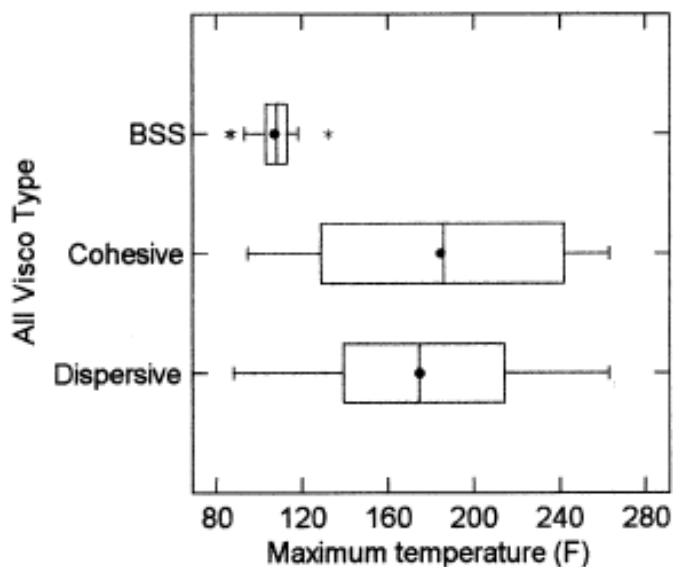


Figura 5-12 Temperatura x viscoelástico, de acordo com Ernest et al. (2001)

Segundo Floyd et al. (2006), a grande diferença (cerca de 6 vezes) entre o aquecimento obtido quando se utilizam viscoelásticos e o aquecimento quando apenas a solução salina balanceada é administrada não deve ser explicada apenas pela obstrução do sistema de aspiração e irrigação e também não se encontra correlacionado com a viscosidade da substância, energia cavitacional e reações secundárias devem ser consideradas. De acordo com estes autores, é evidente a observação do aumento da velocidade com que bolhas de vapor são formadas durante procedimentos em que se empregam os viscoelásticos, aumentando a energia térmica decorrente do incremento da atenuação do meio. Além disso, são

comumente observadas “fumaças” esbranquiçadas ao redor da ponteira, o que também sugere a estes autores a ocorrência de reações oxidativas exotérmicas, auxiliando o incremento da temperatura. Desta forma, estes efeitos quando superpostos à energia gerada do campo acústico acarretam superaquecimentos críticos à estrutura intra-ocular, gerando danos severos à córnea e esclera. Por serem poucas as suas citações na literatura, além de se tratar de efeitos extremamente complexos (velocidade de geração de bolhas e cavitação, reações químicas, entre outros), sua simulação analítica ainda é muito complicada, possibilitando diferentes modelagens e exigindo hipóteses simplificadoras definidas a partir do aprofundamento sobre os fenômenos verificados.

Quanto aos 40°C encontrados analiticamente para o modelo proposto, e comprovados pela literatura, conforme o caso A simulado por Ernest et al. (2001) e demonstrado na figura 5-11, por tratar-se de valor próximo a 45°C, há risco de dano celular na córnea, segundo Chou (2007). De acordo com Goldsblatt apud Khodabakhsh et al. (2004), a córnea de coelhos suportou o aquecimento a 45°C por 15 minutos sem terem sido observadas alterações significantes de sua estrutura. Já quando submetida a 59°C, bastaram 5 minutos para que se observassem edemas no estroma corneano e desordem da estrutura.

Em cirurgias que envolvem ultra-som, outro aspecto citado com frequência na literatura é a necrose ocasionada pelo superaquecimento dos tecidos. Necrose é o nome dado à lesão tecidual causada por elevação térmica tal que as atividades biológicas do tecido deixam de ocorrer. Controlando diretamente a necrose térmica, os picos de temperatura nos tecidos podem ser reduzidos, o que resulta inclusive em redução da potência aplicada e do período de tratamento. Em Wan et al. (1999), foi proposta rotina sofisticada para otimização da necrose térmica.

Para tecidos humanos, a necrose térmica foi definida por Sapareto e Dewey (1984), e pode ser representada pela equação abaixo:

$$D = \int_0^{t_f} R^{(43-T(t))} dt, \quad \text{para:} \quad R = \begin{cases} 0,25 \rightarrow T(t) < 43^\circ\text{C} \\ 0,50 \rightarrow T(t) > 43^\circ\text{C} \end{cases} \quad (9)$$

onde: D - necrose térmica [s].

Apesar disso, como o procedimento de facoemulsificação se estende por cerca de 15 a 20 minutos para cada olho, a probabilidade de ocorrência de necrose dadas as condições analisadas no presente trabalho é baixa, de acordo com Malinen, Huttenen e Kaipio (2005), pois a temperatura máxima atingida pela córnea, apesar de próxima de 43°C , não se mantém por mais de 50 minutos, parâmetros estes de temperatura e tempo definidos por Damianou e Hynynen (1994) e Damianou, Hynynen e Fan (1995).

5.3 MODELAGEM DO RESFRIAMENTO DA ESTRUTURA OCULAR

As principais formas de resfriamento do volume representado pela câmara anterior são: por transferência de calor com o meio ambiente, por troca de calor com o corpo vítreo e através de resfriamento decorrente do escoamento forçado da BSS (*Balanced Salt Solution*).

5.3.1 Transferência de calor com o meio ambiente

Segundo Ferreira (2001), o corpo humano apresenta uma série de defesas que têm como finalidade atenuar a variação da temperatura interna, quando ocorrem mudanças térmicas no ambiente ou na atividade física. A maior parte do calor transferido entre o corpo humano e o ambiente se dá pelos processos de convecção, radiação e evaporação. No caso específico da córnea, por se tratar de uma estrutura avascular e sem glândulas sudoríparas, não há perda de calor por evaporação decorrente de transpiração, e todo o calor que chega em sua camada mais externa (epitélio da córnea), proveniente de sua camada mais interna (endotélio da córnea), é decorrente apenas de condução, já que não existe a parcela de calor transportado pelo sangue vindo do interior do organismo.

A espessura da córnea foi considerada muito fina, de condutividade infinita, tendo sido adotado o equilíbrio térmico entre suas camadas interna e externa.

Convecção

Considerando por hipótese que a temperatura do centro cirúrgico (T_{∞}) é mantida em cerca de 25°C, a superfície externa da córnea é submetida a convecção natural, regida pela Lei do Resfriamento de Newton:

$$\dot{Q}_{\text{conv / ext}} = hA_{\text{ext}}(T_{\text{máx}} - T_{\infty}) \quad (10)$$

onde: $\dot{Q}_{\text{conv / ext}}$ - calor transferido por convecção com o ambiente [W];

h - coeficiente de transferência de calor por convecção [W/(m².°C)];

A_{ext} - área da superfície externa da câmara anterior [m²];

$T_{\text{máx}}$ - temperatura máxima da superfície da córnea [K];

T_{∞} - temperatura do ambiente [K].

A área externa foi obtida pela área do setor esférico representado nas figuras 5-5 e 5-9, isto é:

$$A_{\text{ext}} = p \cdot \frac{D}{2} \cdot \left(2h + \frac{c}{2} \right) = p \cdot 12,5 \cdot 10^{-3} \cdot \left(2 \cdot 6 \cdot 10^{-3} + \frac{12 \cdot 10^{-3}}{2} \right) = 7,07 \cdot 10^{-4} \text{ m}^2$$

Werner e Buse (1988) utilizaram um coeficiente médio de transferência de calor por convecção válido para todo o corpo, baseado nos resultados de Colin e Houdas (1967), sendo dado por:

$$h = 2,7 + 7,4v_a^{0,67} \quad (11)$$

onde: v_a = velocidade do ar [m / s].

Werner e Buse (1988) obtiveram os perfis de temperatura, em regime permanente, para um ser humano nu, em pé e em repouso, considerando a velocidade do ar próxima a 0,2 m / s. Admitindo este mesmo parâmetro, foi calculado o coeficiente de transferência de calor por convecção:

$$h = 5,2 \text{ W / (m}^2 \cdot \text{°C)} \quad (12)$$

Com isso, chegou-se ao fluxo de calor por convecção com o meio ambiente:

$$\dot{Q}_{\text{conv / ext}} = 5,2 \cdot 7,07 \cdot 10^{-4} \cdot (T_{\text{máx}} - 298,15) \quad (13)$$

$$\dot{Q}_{\text{conv / ext}} = 0,055 \text{ W}$$

Radiação

Para a transferência de calor por radiação, considera-se a troca entre o volume da câmara anterior e o meio ambiente, neste caso representado pelo centro cirúrgico.

Segundo Sherwin (1996), os gases em condições normais podem ser considerados ideais, e, desta forma, transparentes à radiação. Com isso, não se considera a participação dos mesmos neste modo de transferência de calor.

A parcela radiativa da transferência de calor do volume representado pela câmara anterior foi obtida através da equação:

$$\dot{Q}_{\text{rad}} = \sigma T_{\text{max}}^4 A_{\text{ext}} F_{\text{sup / } \infty} - \sigma T_{\infty}^4 A_{\infty} F_{\infty / \text{sup}} \quad (14)$$

onde: \dot{Q}_{rad} - calor transferido por radiação com o ambiente [W];

s - constante de Stefan-Boltzman [$W / (m^2 \cdot K^4)$];

$F_{\text{sup}/\infty}$ - fator de forma da superfície em relação ao meio [adimensional];

$F_{\infty/\text{sup}}$ - fator de forma do meio em relação à superfície [adimensional];

A_{ext} - área da superfície externa da câmara anterior [m^2];

$A_{\infty t}$ - área do meio [m^2];

$T_{\text{máx}}$ - temperatura máxima da superfície da córnea [K];

T_{∞} - temperatura do ambiente [K].

Neste caso, foram considerados $F_{\text{sup}/\infty} = 1$ e $F_{\infty/\text{sup}} = 0$, já que toda a radiação emitida pela ponteira atinge o meio representado pelo centro cirúrgico (∞).

Com isso, chega-se em:

$$\dot{Q}_{\text{rad}} = 5,67 \cdot 10^{-8} \cdot 7,07 \cdot 10^{-4} \cdot 1 \cdot (T_{\text{máx}}^4 - 298,15^4) \quad (15)$$

$$\dot{Q}_{\text{rad}} = 0,069 \text{ W}$$

5.3.2 Transferência de calor com o corpo vítreo

O corpo vítreo é uma substância transparente, semi-gelatinosa, que preenche a cavidade existente no globo ocular, entre o cristalino e a retina. Está contido em uma fina membrana, denominada *hióide*, e compreende 2/3 do volume do globo ocular. Por ser composto em 99% por água, as propriedades térmicas desta estrutura serão aproximadas pelas da água, à temperatura normal da córnea (30°C).

A transferência de calor condutivo com esta massa foi obtida pela equação:

$$\dot{Q}_{\text{cond}/\text{vitreio}} = k \cdot A_{\text{STvitreio}} \cdot \frac{(T_{\text{máx}} - T_{\text{vitreio}})}{\Delta r_{\text{vitreio}}} \quad (16)$$

onde: $\dot{Q}_{\text{cond}/\text{vitreio}}$ - calor transferido por condução no corpo vítreo [W];

k - condutividade térmica do corpo vítreo [$W / m \cdot K$];

$A_{STvitreo}$ - área da seção transversal da câmara vítrea [m²];

$T_{m\acute{a}x}$ - temperatura máxima do corpo vítreo [K];

T_{vitreo} - temperatura normal do corpo vítreo [K];

Δr_{vitreo} - variação da distância ao longo da câmara vítrea [m].

A condutividade foi aproximada pela da água a 30°C :

$$k = 0,617 \text{ W / m} \cdot \text{K}$$

Foi suposto o equilíbrio térmico no volume representado pela câmara anterior, bem como o equilíbrio térmico entre a camada do corpo vítreo em contato com aquela câmara. Assim, foi admitida a temperatura máxima do corpo vítreo igual à temperatura máxima da córnea.

Conforme esquema da figura 5-5, a câmara vítrea pode ser aproximada geometricamente pela porção de esfera descontado o setor representante da câmara anterior. Com isso, considera-se $\Delta r_{vitreo} = 0,019 \text{ m}$.

Além disso, admitiu-se $A_{STvitreo}$ como a área da maior seção transversal da câmara vítrea, devido à hipótese de condução unidimensional, ou seja:

$$A_{STvitreo} = p \cdot 0,0125^2 = 4,9 \cdot 10^{-4} \text{ m}^2$$

Com as considerações acima, a equação (15) ficou:

$$\dot{q}_{cond / vitreo} = 0,617 \cdot 4,9 \cdot 10^{-4} \cdot \frac{(T_{m\acute{a}x} - 303,15)}{0,019} \quad (17)$$

$$\dot{q}_{cond / vitreo} = 0,16 \text{ W}$$

5.3.3 Transferência de calor com o escoamento de BSS

Visando promover uma refrigeração eficiente da estrutura intra-ocular durante o procedimento cirúrgico, as parametrizações e os cálculos analíticos serão realizados considerando sempre os piores casos, isto é, considerando sempre o conjunto de condições menos favorável aos melhores resultados termodinâmicos.

Desta forma, de acordo com o que consta no manual de operações do aparelho a menor vazão a que se pode recorrer para a irrigação, isto é, o valor crítico desta vazão para a troca de calor, vale:

$$\dot{m}_f = 5 \text{ cc / min} = 5 \text{ ml / min} = 8,3 \cdot 10^{-5} \text{ kg / s} \quad (18)$$

Foram admitidas as hipóteses abaixo, adotando o volume de controle limitado à superfície interna da estrutura:

- o fluido se move à taxa de escoamento \dot{m}_f constante;
- a transferência de calor por convecção ocorre na superfície interna;
- as mudanças de energia cinética e potencial do fluido são desprezíveis;
- fluido interno à estrutura incompressível;
- regime estacionário.

O dimensionamento da transferência de calor resultante do escoamento forçado da BSS no interior da câmara anterior foi aproximado pelo modelo de troca de calor entre sangue e tecido descrito por Pennes (1948).

Segundo Ferreira (2001), o trabalho de Pennes (1948) é considerado um clássico na transferência de calor entre sangue e tecido, sendo citado em praticamente todos os trabalhos na área. Seus resultados experimentais são de grande valor, pois as medições invasivas feitas por este autor não são hoje possíveis, por questões éticas.

Adaptando a equação sugerida por Pennes (1948) para a transferência de calor entre o fluxo de BSS e a córnea, foi obtido:

$$\dot{q}_{\text{conv/int}} = \dot{m}_f \cdot c_{\text{BSS}} \cdot (1 - \gamma) \cdot (T_{\text{BSS}} - T_{\text{máx}}) \quad (19)$$

onde: $\dot{q}_{\text{conv/int}}$ - calor transferido por convecção com a BSS [W];

\dot{m}_f - vazão da BSS [kg/s];

c_{BSS} - calor específico da BSS [J/kg · °C];

y - fator de equilíbrio [adimensional];

T_{BSS} - temperatura inicial da BSS [K];

$T_{m\acute{a}x}$ - temperatura máxima da superfície da córnea [K].

O parâmetro y , definido na equação (19), expressa a extensão do equilíbrio entre a temperatura da BSS e da superfície da córnea:

$$y = \frac{T_{BSS / fim} - T_{m\acute{a}x}}{T_{BSS} - T_{m\acute{a}x}} \quad (20)$$

onde: $T_{BSS / fim}$ - temperatura da BSS que deixa a câmara anterior [K].

Quando $y = 1$, não há transferência de calor entre o fluido e o tecido. Alinhado com a proposta de Pennes (1948), foi considerado na equação (18) $y = 0$, uma vez que há transferência de calor entre a BSS e a superfície da córnea, de tal modo que ela é a responsável pelo equilíbrio térmico da córnea, e pela manutenção de sua temperatura normal em torno de 30°C.

O calor específico da BSS foi aproximado pelo da água, a 30°C, isto é: $c_{BSS} = 4,178 \text{ kJ/kg} \cdot \text{K}$.

Com as devidas substituições, a equação da transferência de calor convectiva do fluxo de BSS na córnea ficou:

$$\dot{Q}_{conv / int} = 8,3 \cdot 10^{-5} \cdot 4,178 \cdot 10^3 \cdot (1) \cdot (T_{m\acute{a}x} - T_{BSS}) \quad (21)$$

$$\dot{Q}_{conv / int} = 0,347 \cdot (313,15 - T_{BSS})$$

5.4 EQUILÍBRIO TÉRMICO NA CÓRNEA

Admitindo a condição normal de realização da facoemulsificação, em que o fluido de irrigação é ministrado à temperatura ambiente, suposta 25°C, e mantendo todas as hipóteses anteriores, foi obtido pela equação (5) o resultado apresentado na equação (8), onde a temperatura máxima atingida pela córnea é de 40°C. Para que esse incremento de temperatura ocorra, é necessário que haja um desequilíbrio térmico entre as taxas de aquecimento e resfriamento, havendo uma resultante de aquecimento não nula, isto é:

$$\dot{Q}_{\text{aquect}} - (\dot{Q}_{\text{conv / ext}} + \dot{Q}_{\text{rad}} + \dot{Q}_{\text{cond / vítreo}} + \dot{Q}_{\text{conv / int}}) \neq 0 \quad (22)$$

onde: \dot{Q}_{aquect} - taxa de calor transferido à córnea [W].

Substituindo na equação acima os resultados das respectivas taxas de resfriamento obtidas dos itens anteriores, e, calculando $\dot{Q}_{\text{conv / int}}$ com base no fluido de irrigação a 25°C, chega-se à taxa de aquecimento da córnea responsável pela variação de sua temperatura normal de 30°C, segundo Chapelon et al. (2000), para 40°C. Assim, chegou-se em:

$$\dot{Q}_{\text{aquect}} - 5,49 \neq 0 \quad (23)$$

Como a forma de transferência de calor que fez a temperatura da córnea variar de 30°C para 40°C foi preponderantemente por condução, então a equação (23) foi re-escrita na forma:

$$\dot{Q}_{\text{aquect}} - 5,49 = k \cdot A_{\text{STcórnea}} \cdot \frac{\Delta T_{\text{córnea}}}{\Delta r} \quad (24)$$

onde: k - condutividade térmica da córnea [W/m·K];

$A_{\text{STcórnea}}$ - área da seção transversal da córnea [m²];

$\Delta T_{\text{córnea}}$ - variação de temperatura da córnea [K];

Δr - variação da distância em relação à superfície da córnea [m].

O valor de condutividade térmica da córnea foi aproximado por seu valor para a pele, segundo a Tabela 5-2. Como a condução de calor se dá da camada da

córnea mais próxima do conteúdo da câmara anterior para a camada mais externa, e considerando a espessura da córnea muito pequena, foi adotada a hipótese de fluxo de calor unidimensional entre essas duas camadas. Com isso a $A_{STcórnea}$ foi aproximada pela área da base do setor esférico representativo da câmara anterior, e a distância Δr foi aproximada pela espessura da córnea, isto é, 0,5 mm, segundo Spalteholz (1976). Desta forma, obteve-se:

$$\dot{Q}_{aquect} - 5,49 = 0,5 \cdot p \cdot (0,006)^2 \cdot \frac{10}{0,5 \cdot 10^{-3}}$$

$$\therefore \dot{Q}_{aquect} = 6,62W \quad (25)$$

Como se objetiva resfriar o fluido de irrigação tal que a temperatura da córnea se mantenha em seu nível normal, a taxa de resfriamento por convecção interna teve que ser ajustada tal que o resfriamento total pudesse balancear o aquecimento da equação (26):

$$6,62 = 0,055 + 0,069 + 0,16 + 0,347 \cdot (313,15 - T_{BSS})$$

$$\therefore T_{BSS} = 294,15K = 21^{\circ}C \quad (26)$$

Com este novo valor de temperatura para o fluido de irrigação, os resultados das equações (9), (14), (16), (18) e (22) tiveram que ser recalculados, por serem dependentes deste valor através de processo iterativo. Obtida a convergência, os valores resultantes são:

$$T_{m\acute{a}x} = 315K = 42^{\circ}C \quad (108^{\circ}F) \quad (27)$$

$$T_{BSS} = 293K = 20^{\circ}C \quad (68^{\circ}F) \quad (28)$$

Assim, considerando a facoemulsificação com uso apenas de fluido de irrigação, realizada com incisão de 3,0 mm e demais hipóteses anteriormente detalhadas, a temperatura máxima atingida pela córnea humana foi de 42°C. Para evitar este aquecimento, ou seja, para garantir a manutenção da temperatura deste tecido em seu nível normal de 30°C, é necessário manter a temperatura do fluido de irrigação em 20°C.

Este fato se confirma a partir da observação prática realizada durante o desenvolvimento dos trabalhos, segundo a qual o fluido de irrigação é resfriado momentos antes da cirurgia, em clínicas particulares, com o auxílio de refrigeradores convencionais. Executando este procedimento, os cirurgiões relatam menor incidência de complicações no pós-operatório. Tal etapa de resfriamento não é executada em hospitais públicos, devido à maior demanda e curto espaço de tempo para execução. Desta forma, o projeto de um dispositivo acessório ao equipamento, tal que proporcionasse essa redução de temperatura ao fluido de irrigação em paralelo ao correr do procedimento cirúrgico, auxiliaria sobremaneira não apenas os cirurgiões, poupando-os de dispor a solução de irrigação previamente em uma geladeira, mas também propiciaria aos pacientes de baixa renda as mesmas vantagens recebidas por aqueles das clínicas privadas.

O resfriamento do fluido de irrigação de 25°C para 20°C atende à condição menos crítica de aquecimento durante o procedimento cirúrgico. Para cataratas de núcleo duro, ou situações cirúrgicas em que ocorram obstruções circunstanciais dos condutos de irrigação, formação de elevado número de bolhas, ou mesmo reações exotérmicas, o incremento de temperatura da estrutura é maior, conforme simulações demonstradas na figura 5-11. Nestes casos, maior taxa de resfriamento deve ser imposta à estrutura intra-ocular para que se mantenha sua temperatura normal de 30°C, e para isso, menor deve ser a temperatura do fluido de irrigação.

6 PROPOSTA DE SOLUÇÃO

Neste trabalho pretendeu-se, além de analisar o comportamento térmico da estrutura intra-ocular durante cirurgia de catarata, estudar o efeito de se reduzir a temperatura do fluido de irrigação, e, para tanto, propor dispositivo capaz de gerar este resfriamento. Ao final, o que se objetiva é a redução das complicações pós-operatórias principalmente através de diminuições da perda de endotélio corneano e do comprimento da incisão.

Segundo Gordon et al. (2002), o grande desafio na área de resfriamento hoje é o desenvolvimento de resfriadores miniaturizados, tais que sejam compactos, livres de peças móveis, eficientes, capazes de altas densidades de resfriamento e livres de substâncias tóxicas ao meio ambiente. Neste sentido, muito se tem citado na literatura a respeito do uso de Módulos Peltier.

6.1 MÓDULOS PELTIER

Módulos Peltier, também conhecidos como *pastilhas termoelétricas*, são pequenas unidades que utilizam tecnologia de matéria condensada para operarem como bombas de calor.

Uma unidade típica tem espessura de alguns milímetros e forma quadrada, de dimensões, por exemplo, 4 x 40 x 40 mm. Estes módulos são essencialmente um sanduíche de placas cerâmicas, recheado com pequenos cubos de Bi_2Te_3 (Telureto de Bismuto). Sua operação é baseada no *Efeito Peltier*, descoberto em 1834.

O efeito Peltier consiste na produção de um gradiente de temperatura em duas junções de dois condutores (ou semicondutores) de materiais diferentes, quando submetidos a uma tensão elétrica em um circuito fechado. Quando uma corrente elétrica é aplicada, o calor move-se de um lado ao outro, onde deve ser removido com um dissipador. Se os pólos elétricos forem revertidos, a pastilha torna-se um aquecedor. É também conhecido como *Força Eletromotriz de Peltier* e é o reverso do *efeito Seebeck*, em que ocorre produção de diferença de potencial devido à diferença de temperatura neste mesmo tipo de circuito.

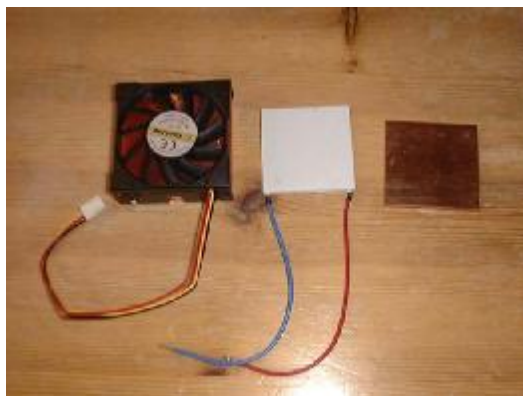


Figura 6-1 Módulo de Peltier

Pastilhas termoelétricas são utilizadas em aplicações pequenas de resfriamento, como chips microprocessadores, ou até mesmo médias, como geladeiras portáteis. Atualmente, os módulos mais potentes podem transferir um máximo de 125 W, tornando a tecnologia inviável para o uso em um aparelho de ar condicionado, por exemplo. As pastilhas podem ser empilhadas para se atingir temperaturas mais baixas, embora alcançar níveis criogênicos requeira processos muito complexos.



Figura 6-2 Aplicação de módulo de Peltier em *cooler* portátil

As grandes vantagens de pastilhas do tipo Peltier são a ausência de peças móveis, gás freon, barulho e vibração, além do tamanho reduzido, alta durabilidade e precisão. Elas são utilizadas hoje em inúmeros setores, principalmente os de bens de consumo, automotivo, industrial e militar.

6.2 EFEITO PELTIER

Efeito Peltier é o nome que se dá à teoria explicativa dos fenômenos de aquecimento e resfriamento associados à corrente elétrica que passa por dois condutores.

A voltagem aplicada aos pólos de dois materiais distintos cria uma diferença de temperatura. Graças a essa diferença, o efeito Peltier resulta em um fluxo de calor de um lado a outro. Uma típica pastilha de Peltier contém uma série de elementos semicondutores, do tipo-p e tipo-n, agrupados como pares, que agem como condutores dissimilares.

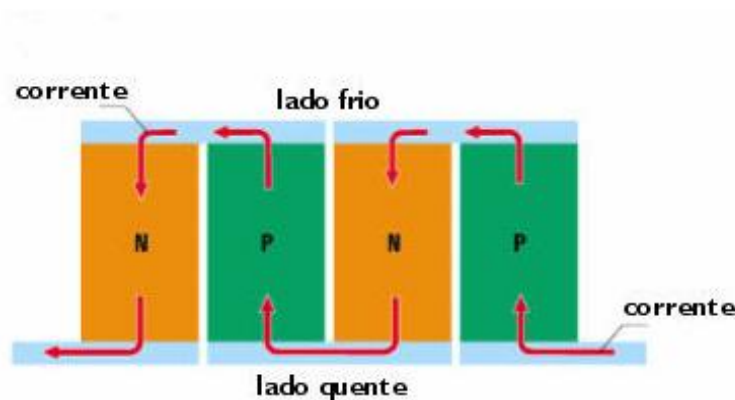


Figura 6-3 Princípio do efeito Peltier

Essa série de elementos é soldada entre duas placas cerâmicas, eletricamente em série e termicamente em paralelo.

Quando uma corrente contínua passa por um ou mais pares de elementos de tipo-n a tipo-p, há uma redução na temperatura da junta ("lado frio") resultando em uma absorção do calor do ambiente.

A capacidade de bombeamento de calor de um resfriador é proporcional à corrente e ao número de pares de elementos tipo-n e tipo-p.

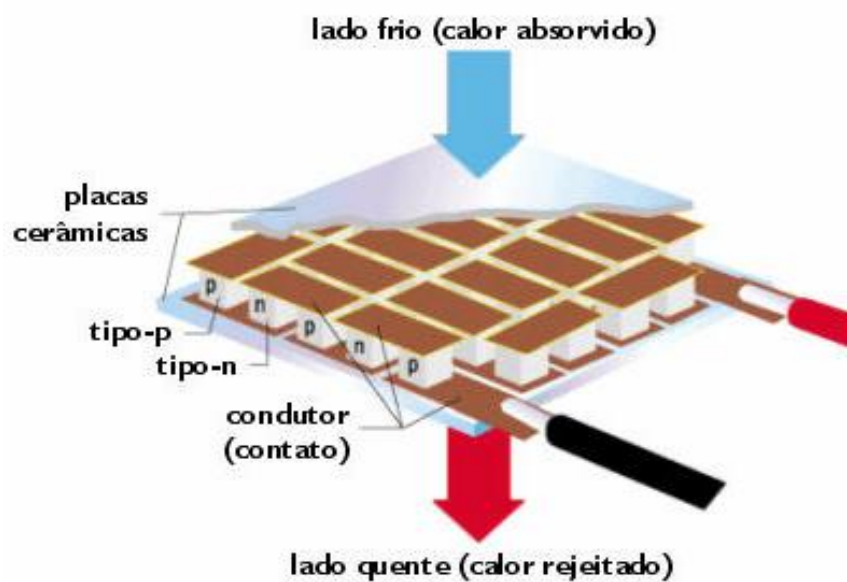


Figura 6-4 Esquema resfriamento Peltier

Pode-se controlar a temperatura desejada pela voltagem aplicada. Ligar e desligar o módulo também seria uma alternativa de controle, porém alguns fabricantes não o recomendam, devido a uma eventual redução da vida útil da pastilha.

Avalia-se a “qualidade” de um módulo pelo seu Coeficiente de Desempenho (COD), isto é, pela magnitude da transferência de calor em relação à quantidade de potência suprida ao sistema. Em geral este fator assume valores entre 40% e 70%.

6.3 SOLUÇÃO

Para o caso em estudo, obteve-se como resultado da análise térmica a proposta de redução da temperatura do fluido de irrigação de 25°C (temperatura ambiente do centro cirúrgico) para 20°C, a fim de que o aquecimento gerado da vibração ultra-sônica fosse anulado.

É considerado o volume de controle abaixo, destacado pelas linhas pontilhadas, e cujas seções 1 e 2 representam, respectivamente, a entrada (fluido quente) e a saída (fluido frio) do volume:

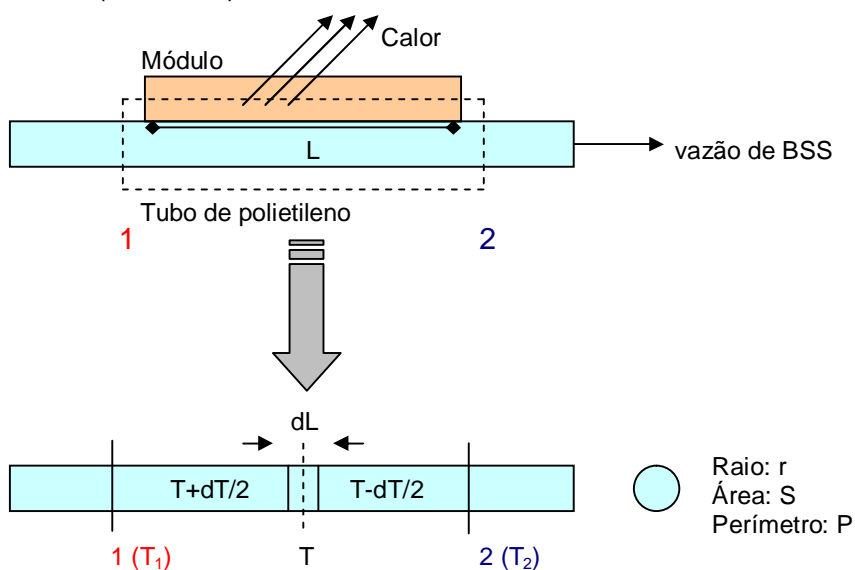


Figura 6-5 Esquema de resfriamento da BSS

A parcela do fluxo de calor transmitido do duto para o módulo em um comprimento infinitesimal (dL) pode ser expressa por:

$$dq_1 = U \cdot P \cdot dL \cdot (T - T_m) \quad (29)$$

onde: dq_1 - taxa de transferência de calor do duto para o módulo [W];

U - coeficiente global de transferência de calor [$\text{W}/\text{m}^2 \cdot \text{K}$];

P - perímetro da seção transversal do duto [m];

dL - comprimento infinitesimal do duto [m];

T - temperatura no meio da fatia infinitesimal [K];

T_m - temperatura do módulo [K].

Já o fluxo de calor cedido pelo fluido ao duto, isto é, o fluxo responsável pelo decréscimo de temperatura de $T + \frac{dT}{2}$ para $T - \frac{dT}{2}$, ao longo do comprimento dL , é dado por:

$$dq_2 = \dot{m} \cdot c_{BSS} \cdot dT \quad (30)$$

onde: dq_2 - taxa de transferência de calor do fluido para o duto [W];

\dot{m} - vazão do fluido $\left[\frac{\text{kg}}{\text{s}} \right]$;

c_{BSS} - calor específico da BSS [J/kg·K];

dT - variação de temperatura [K].

Igualando dq_1 a dq_2 :

$$U \cdot P \cdot dL \cdot (T - T_m) = \dot{m} \cdot c_{BSS} \cdot dT$$

$$U \cdot P \cdot dL = \frac{\dot{m} \cdot c_{BSS} \cdot dT}{(T - T_m)}$$

Fazendo $d(T - T_m) = dT$, vem:

$$U \cdot P \cdot dL = \frac{\dot{m} \cdot c_{BSS} \cdot d(T - T_m)}{(T - T_m)}$$

Integrando dL ao longo de todo o comprimento, e $(T - T_m)$ da temperatura do fluido na entrada até a temperatura do fluido na saída do volume de controle, tem-se:

$$U \cdot P \cdot \int_0^L dL = \dot{m} \cdot c_{BSS} \cdot \int_{T_1}^{T_2} \frac{d(T - T_m)}{(T - T_m)} \quad (31)$$

$$\frac{U \cdot P \cdot L}{\dot{m} \cdot c_{BSS}} = \ln \left(\frac{T_2 - T_m}{T_1 - T_m} \right)$$

$$\therefore (T_2 - T_m) = (T_1 - T_m) \cdot e^{\frac{UPL}{\dot{m} \cdot c_{BSS}}} \quad (32)$$

Sabe-se que o coeficiente global de transferência térmica (U) é o inverso da resistência térmica (R_T), e que a mesma pode ser dada por:

$$R_T = \left(r_i + r_e + \sum_{j=1}^n \frac{e_j}{k_j} \right) \quad (33)$$

onde: R_T - resistência térmica $[m^2 \cdot K/W]$;

r_i - resistência térmica interna de película $[m^2 \cdot K/W]$;

r_e - resistência térmica externa de película $[m^2 \cdot K/W]$;

e - espessura das fronteiras $[m]$;

k - condutividade térmica das fronteiras $[W / m \cdot K]$.

Admite-se a hipótese de resistência térmica externa de película nula devido à ausência de fluido entre o duto e a superfície do módulo, uma vez que eles estão em íntimo contato, e é sabido que a resistência interna de película é dada pelo inverso do coeficiente de convecção (h), ou seja:

$$r_i = \frac{1}{h} \quad (34)$$

onde: h - coeficiente de transferência de calor por convecção $[W/m^2 \cdot K]$.

Segundo Incropera e Dewitt (1996), o coeficiente de transferência de calor por convecção é uma função do adimensional número de Nusselt, em que:

$$Nu_D = \frac{D_H \cdot h}{k} \quad (35)$$

onde: Nu_D - número de Nusselt do escoamento forçado no interior do duto $[]$;

D_H - diâmetro hidráulico do duto $[m]$;

k - condutividade térmica do fluido $[W / m \cdot K]$;

h - coeficiente de transferência de calor por convecção $[W/m^2 \cdot K]$.

Ainda de acordo com estes autores, para escoamento no interior de dutos, laminar e com número de Prandtl maior do que 0,6, o número de Nusselt pode ser dado pela constante:

$$Nu_D = 4,364 \quad (36)$$

A verificação da característica laminar do escoamento pode ser obtida do cálculo de seu número de Reynolds:

$$Re = \frac{4 \dot{m}_f}{\rho m D_H} \quad (37)$$

onde: Re - número de Reynolds do escoamento [];

\dot{m}_f - vazão do fluido $\left[\frac{\text{kg}}{\text{s}} \right]$;

m - viscosidade do fluido $\left[\frac{\text{N.s}}{\text{m}^2} \right]$;

D_H - diâmetro hidráulico do duto [m].

O número de Prandtl, por sua vez, é calculado por:

$$Pr = \frac{c_{BSS} m}{k} \quad (38)$$

onde: Pr - Número de Prandtl [];

c_{BSS} - calor específico do fluido $\left[\frac{\text{J}}{\text{kg.K}} \right]$;

m - viscosidade do fluido $\left[\frac{\text{N.s}}{\text{m}^2} \right]$;

k - condutividade térmica do fluido $[\text{W} / \text{m} \cdot \text{K}]$.

No caso específico em estudo, as propriedades físicas da solução salina balanceada (BSS) que escoa através do duto de polietileno são aproximadas pelas propriedades da água destilada à temperatura média entre as seções 1 e 2 (\bar{T}_{BSS}), isto é:

$$\bar{T}_{BSS} = \frac{T_1 + T_2}{2} = \frac{25^{\circ}\text{C} + 20^{\circ}\text{C}}{2} = 22,5^{\circ}\text{C} \quad (39)$$

Neste valor de temperatura, as propriedades do fluido consideradas para os cálculos anteriores foram extraídas de Incropera e Dewitt (1996), isto é:

$$m = 9,2 \cdot 10^{-4} \frac{\text{N} \cdot \text{s}}{\text{m}^2}$$

$$k = 0,609 \frac{\text{W}}{\text{m} \cdot \text{K}}$$

$$c_{BSS} = 4.179 \frac{\text{J}}{\text{kg} \cdot \text{K}}$$

O diâmetro hidráulico do duto, por se tratar de uma tubulação de seção transversal circular, coincide com o diâmetro interno da própria seção. A tubulação de polietileno empregada para transportar o fluido desde o frasco até a ponteira é muito próxima de uma tubulação comum de ¼". Seu diâmetro interno é de 4 mm, e sua parede possui 1 mm de espessura.

Dada a vazão do fluido descrita anteriormente pela equação (18), e substituindo os valores das propriedades físicas na equação (37), o número de Reynolds fica:

$$\text{Re} = \frac{4 \cdot (8,3 \cdot 10^{-5})}{p \cdot (9,2 \cdot 10^{-4}) \cdot (4 \cdot 10^{-3})} = 28,7 \quad (40)$$

Uma vez que o número de Reynolds da equação (40) é inferior a $2,3 \cdot 10^3$, valor crítico para escoamento no interior de dutos, conclui-se então tratar-se de escoamento laminar.

Para a obtenção do número de Prandtl, substituindo os valores das propriedades físicas do fluido na equação (38), vem:

$$\text{Pr} = \frac{4179 \cdot (9,2 \cdot 10^{-4})}{0,609} = 6,3 \quad (41)$$

Em se tratando de número de Prandtl maior do 0,6, e escoamento laminar, conclui-se que a equação (36) é válida para o cálculo do número de Nusselt. Com isso, o coeficiente de transferência de calor por convecção fica:

$$Nu_D = \frac{D_H \cdot h}{k} = 4,364$$

$$4,364 = \frac{(4 \cdot 10^{-3}) \cdot h}{0,609}$$

$$\therefore h = 664,42 \text{ W/m}^2 \cdot \text{K} \quad (42)$$

Desta forma, a resistência interna prevista pela equação (34) fica:

$$r_i = \frac{1}{664,42} = 1,51 \cdot 10^{-3} \text{ W/m}^2 \cdot ^\circ\text{C} \quad (43)$$

Sabendo que a condutividade térmica do polietileno é de $0,13 \text{ W/m} \cdot \text{K}$, então, a resistência térmica e por conseqüência o coeficiente global de transferência de calor ficam:

$$R_T = \left(1,51 \cdot 10^{-3} + 0 + \frac{1 \cdot 10^{-3}}{0,13} \right) = 9,20 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2 \cdot ^\circ\text{C/W} \quad (44)$$

$$U = \frac{1}{R_T} = 108,67 \text{ W/m}^2 \cdot ^\circ\text{C} \quad (45)$$

Fazendo as devidas substituições na equação (32), lembrando que as propriedades físicas do fluido são tomadas a $22,5^\circ\text{C}$, e que o duto possui diâmetro interno de 4 mm, então:

$$\begin{aligned} (293 - T_m) &= (298 - T_m) \cdot e^{\frac{U \cdot P \cdot L}{n^* \cdot c_{BSS}}} \\ (293 - T_m) &= (298 - T_m) \cdot e^{\frac{108,67 \cdot (2p \cdot 2 \cdot 10^{-3}) \cdot L}{(8,3 \cdot 10^{-5}) \cdot 4179}} \\ (293 - T_m) &= (298 - T_m) \cdot e^{3,94 \cdot L} \end{aligned} \quad (46)$$

Consultando o fabricante de placas Peltier *Marlow*^Ø, cujo catálogo encontra-se anexo a este trabalho, após algumas iterações, chegou-se a um módulo de comprimento mais adequado e capaz de fornecer a diferença de temperatura desejada. As características do módulo selecionado são apresentadas na tabela 6-1:

Tabela 6-1 Propriedades do módulo Peltier selecionado

	ΔT	Qmax (W)	I _{max} (A)	V _{max} (V)	Placa Base Largura	Placa Base Comprimento	Placa Topo Largura	Placa Topo Comprimento	Altura Módulo
Modelo	(Temperatura = 27°C)				(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)
DT3-2.5	65	6	2.5	3.6	16	20.5	16	16	4.04

Substituindo o valor do comprimento da base do módulo selecionado na equação (46), chega-se à temperatura máxima que deve ser suportada pelo módulo durante o processo de resfriamento sugerido. Isto é:

$$(293 - T_m) = (298 - T_m) \cdot e^{3,94 \cdot (20,5 \cdot 10^{-3})}$$

$$\therefore T_m = 361 \text{ K} = 88^\circ \text{C} \quad (47)$$

Como o módulo selecionado permite um aumento de sua temperatura em até 65°C, desde uma temperatura inicial de 27°C, conforme mostrado na tabela 6-1, então conclui-se que a temperatura máxima fisicamente possível a esta pastilha é de 92°C.

Assim, da equação (46) obteve-se que, nas condições em estudo, um módulo de Peltier de 20,5 mm de comprimento permite o resfriamento do fluido de irrigação de 25°C para 20°C. Para tanto, a temperatura deste módulo chega a atingir 88°C durante sua aplicação, de acordo com a equação (47). Como a temperatura máxima fisicamente possível de se atingir com o módulo selecionado é de 92°C, portanto conclui-se que esta solução é viável ao objetivo apresentado.

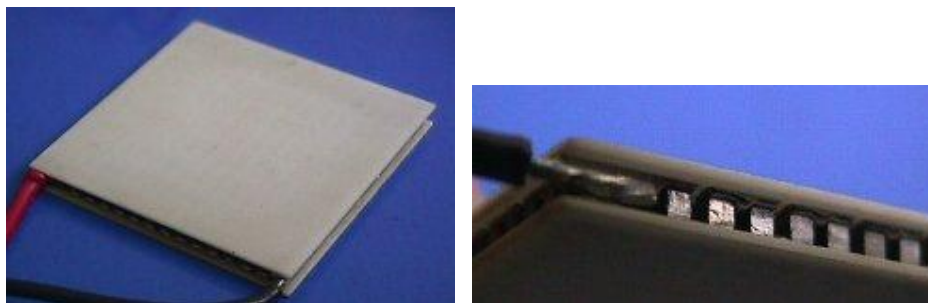


Figura 6-6 Detalhes do módulo Peltier selecionado

A respeito da fabricação deste dispositivo de resfriamento, sugere-se a montagem de um “sanduíche”, constituído de dois módulos de Peltier dispostos respectivamente acima e abaixo de determinada porção do duto que transporta o fluido de irrigação. As laterais desta estrutura seriam delimitadas por paredes isolantes, bloqueando o fluxo de calor para o meio, e os espaços vazios surgidos com esta montagem seriam preenchidos com material pastoso de elevada condutividade térmica, conhecido no mercado por “pasta condutora” ou “pasta térmica”.

Admitindo-se as hipóteses de simetria, pequenas dimensões e fluxo de calor em todas as direções, com a utilização de dois módulos de Peltier, o comprimento de troca térmica de cada um deles pode ser equivalente à metade daquele unitário anteriormente selecionado. Ou seja, para esta montagem, pode-se trabalhar com dois módulos com as características do descrito na tabela 6-2, também selecionado do catálogo do fabricante de placas Peltier *Marlow*^o.

Tabela 6-2 Propriedades do módulo Peltier selecionado para construção do “sanduíche”

	ΔT	Q_{max} (W)	I_{max} (A)	V_{max} (V)	Placa Base Largura	Placa Base Comprimento	Placa Topo Largura	Placa Topo Comprimento	Altura Módulo
Modelo	(Temperatura = 27°C)				(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)
MI1015T	61	2.6	1	4.6	8.79	10.97	8.79	10.97	2.39

Na figura 6-7, é sugerido um esquema de montagem para esta solução.

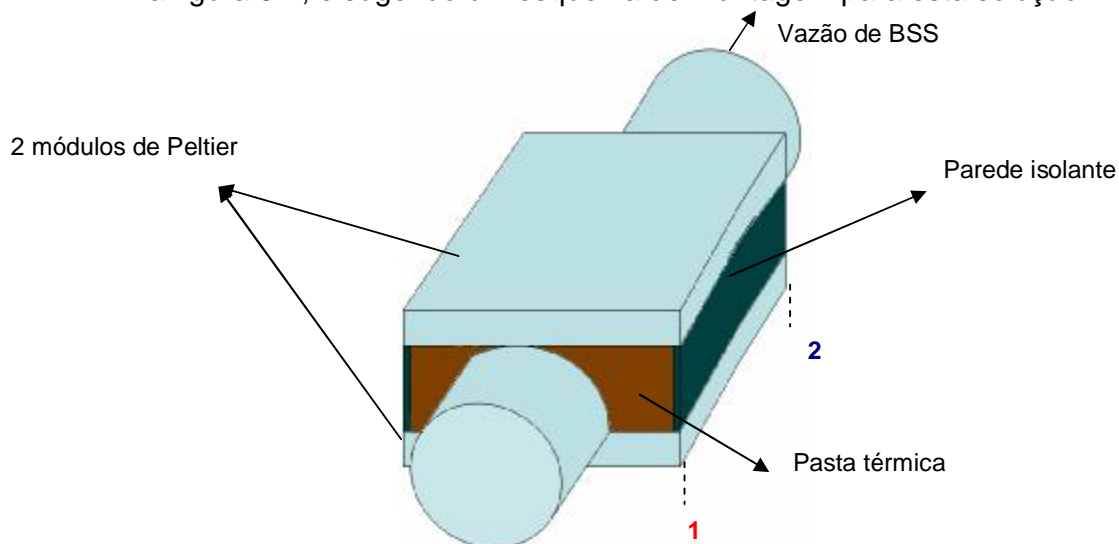


Figura 6-7 Detalhes da montagem proposta para solução de resfriamento

7 CONCLUSÕES

“... Ora, não percebeis que com os olhos alcançais toda a beleza do mundo? O olho é o senhor da astronomia e o autor da cosmografia; ele desvenda e corrige toda a arte da humanidade; conduz os homens às partes mais distantes do mundo; é o príncipe da matemática, e as ciências que o têm por fundamento são perfeitamente corretas.”, Leonardo da Vinci (1452-1519). A importância da visão à socialização do ser humano vem sendo relatada há séculos por estudiosos, e apenas há algumas décadas tem ganho a importância devida em programas de saúde pública.

Segundo a ONU (Organização das Nações Unidas), a catarata é uma das principais causas de cegueira do mundo, podendo ser totalmente reversível. Com a realização de milhares de cirurgias eletivas para a remoção da catarata, o número médio anual de procedimentos realizados no Brasil saltou de 100 mil, realizadas até 1999, para 753 mil, de 1999 a 2002. A facoemulsificação é a técnica cirúrgica mais utilizada atualmente em países desenvolvidos, e tem tido sua utilização ampliada também nos países em desenvolvimento. Como consequência do aumento do volume de procedimentos realizados segundo esta técnica, inúmeros estudos têm sido continuamente desenvolvidos no sentido de evoluí-la, bem como de aprimorar os equipamentos empregados.

Alinhadas a esta tendência, as pesquisas retratadas no presente trabalho tiveram seu escopo constantemente ampliado, de forma a integrar aspectos da medicina e engenharia ao longo de seu desenvolvimento. A fim de se alinhar conceitos a princípio distintos destas duas ciências, vasta revisão bibliográfica foi realizada, com a intenção de se compreender melhor os aspectos da anatomia ocular, os mecanismos da visão e os procedimentos cirúrgicos, e, com isso, permitindo uma homogeneização de termos e a identificação de *gaps* que poderiam ser preenchidos com o auxílio e a aplicação da engenharia.

A seqüência de etapas adotada como metodologia mostrou-se eficiente. Com o levantamento bibliográfico, seleção e análise dos princípios de funcionamento do equipamento cirúrgico de remoção de catarata mais utilizado, inúmeras dificuldades enfrentadas por cirurgiões e pacientes puderam ser identificadas. Dentre elas, verificaram-se muitas citações, tanto na literatura quanto no ambiente médico, a

respeito dos danos à córnea decorrentes da facoemulsificação devido ao superaquecimento conseqüente desta técnica. Pelo fato da córnea poder atingir de 40°C a 115°C durante este procedimento, inúmeras complicações pós-operatórias têm sido diagnosticadas, tais como: danos ao estroma e endotélio da córnea, formação de fístula, astigmatismo residual e impossibilidade de auto-selamento da incisão, sendo necessário suturar a esclera.

Para o estudo deste superaquecimento, identificado como crítico, foi realizada a análise do comportamento térmico da estrutura intra-ocular humana durante a facoemulsificação. Para tanto, foram desenvolvidos modelos para quantificar o campo acústico imposto à estrutura pelo equipamento, bem como para avaliar o aquecimento e o resfriamento da estrutura ocular. Dos resultados obtidos a partir destes modelos, o equilíbrio térmico na córnea forneceu o resfriamento necessário a ser imposto pelo fluido de irrigação, a fim de se manterem os níveis normais de temperatura na estrutura.

O campo acústico foi obtido a partir da modelagem do cristal piezoelétrico, pela aplicação da Integral de Rayleigh e com o auxílio da ferramenta Matlab R12. Os resultados da simulação deste campo na superfície da córnea, localizada à distância de 6 mm sobre o eixo acústico, permitiram a identificação do valor crítico de pressão, da ordem de $p = 19,0 \cdot 10^5 \text{ N/m}^2$.

O aquecimento da estrutura ocular foi modelado por meio da equação de bio-aquecimento, definida por Pennes, 1948. Nesta equação, o termo que quantifica a transferência de calor devido à pressão acústica foi adotado conforme Pierce, 1994, e seu resultado foi obtido utilizando-se a pressão máxima encontrada do modelo do campo acústico, e a temperatura do fluido de irrigação igual a 25°C, considerando este em equilíbrio térmico com o centro cirúrgico. Com estas condições, o balanço térmico obtido da equação de bio-aquecimento apresentou como resultado a temperatura máxima no tecido da córnea no valor de 42°C. Este valor mostrou-se coerente com aqueles encontrados por Ernest et al. (2001), validando os modelos aqui aplicados.

O modelo do resfriamento da estrutura ocular considerou fluxos de calor para o meio ambiente, o corpo vítreo e para a solução de irrigação. Na transferência de calor com o meio ambiente, foram adotados os processos por convecção e por

radiação. Para o corpo vítreo, o processo predominante foi a condução, enquanto para a solução de irrigação, foi considerada a convecção forçada.

Impondo-se a condição de equilíbrio térmico na córnea, obteve-se a temperatura de 20°C para a solução de irrigação (BSS), de modo a garantir que os tecidos desta se mantivessem à temperatura de 30°C, não atingindo os 42°C, temperatura determinada para estes quando a BSS é utilizada à temperatura ambiente.

Os resultados numéricos obtidos analiticamente destas modelagens apresentaram-se coerentes e plenamente validados pelos dados empíricos revelados pela literatura através dos artigos científicos pesquisados.

A modelagem analítica contribuiu para a caracterização do superaquecimento da estrutura intra-ocular humana como a principal causa de diversas das complicações pós-operatórias à facoemulsificação, permitindo, com isso, a elaboração de uma proposta de solução eficiente, factível e de baixo custo. Enquanto na literatura estudos têm sido apresentados no sentido de melhorar esta técnica ou mesmo desenvolver novas, mais complexas, em busca de menor prejuízo à integridade da estrutura, a análise conjunta entre medicina e engenharia desenvolvida neste trabalho apresentou como resultado a proposta de resfriamento do fluido utilizado na irrigação, sendo esta uma solução simples e prática. Para permitir este resfriamento, foi projetado e dimensionado um sistema de troca de calor acessório ao equipamento. O princípio de funcionamento sugerido foi o Efeito Peltier, por permitir a construção de resfriadores miniaturizados, compactos e eficientes.

Devido à vastidão do campo de estudos que se encontra na medicina, e apesar de hoje ele já se apresentar consideravelmente permeado por contribuições da engenharia, ainda há grande margem para o desenvolvimento de trabalhos conjuntos. Sugere-se para futuros estudos, projetar um sistema de controle capaz de detectar os picos de temperatura durante a facoemulsificação e alterar as demandas do resfriador. Além disso, recomenda-se um aprofundamento no estudo dos efeitos térmicos causados pela utilização de viscoelásticos.

Avanços na moderna cirurgia de catarata por facoemulsificação representam um dos maiores focos de trabalhos conjuntos entre medicina e engenharia

atualmente. Com estes avanços, visa-se tratar, de forma cada vez mais eficiente, esta que é caracterizada como a principal causa de cegueira humana reversível no mundo, permitindo recuperar-se de forma mais segura e rápida a visão.

“O olho é a janela do corpo humano pela qual ele abre os caminhos e se deleita com a beleza do mundo. Por causa do olho a alma se compraz em ficar presa ao corpo, pois sem ele essa prisão seria uma tortura.”, Leonardo da Vinci (1452-1519).

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AKAISHI, L., SILVA, R. V. Q. **Avaliação do desempenho da tecnologia NeoSoniX™ em cirurgias de catarata.** Arq Bras Oftalmol, 69(3): 389-93, 2006.

ARAGAKI, W. K.; SCARPI, M. J.; LINZMAYER, E. **Metodologia para implantação de programa de manutenção de um aparelho de facoemulsificação.** Arq. Bras. Oftalmol., 67: 259-65, 2004.

ARNOLD, F. J., PELÁ, C. A. **Simulação computacional de campos ultra-sônicos.** Revista Brasileira de Ensino de Física, v. 26, n. 3, pp. 223-231, 2004.

AVAKIAN, A. **MICS ou MIC: qual o futuro da cirurgia de catarata por microincisão.** Universo Visual, Revista de Oftalmologia on-line, mar 2007.

BECHARA, S.J.; KARA-JOSÉ, N.; SORIANO, D.S. **Incidência e profilaxia de endoftalmites em facetomias eletivas.** Arq Bras Oftalmol, 1988; 51:156-9.

BRADLEY, M. J.; OLSON, R. J. **A survey about phacoemulsification incision thermal contraction incidence and causal relationships.** American Journal of Ophthalmology, Vol. 141, No. 1, 2006.

BUIOCHI, F. **Análise dos Métodos de Medição de Densidade de Líquidos por Ultra-Som.** São Paulo, 1994, 132 p. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo.

CHAPELON, J. Y.; CHRAVIER, F.; GELET, A. ; CATHIGNOL, D. **Modeling of high-intensity focused ultrasound-induced lesions in the presence of cavitation bubbles.** Journal of Acoustic Soc. Am., 108 (1), 2000.

CHOU, A. C. **Tecnologia da facoemulsificação com mínima produção de calor – sistema WhiteStar.** Universo Visual, Revista de Oftalmologia on-line, 2007.

CHURCH, C. C. **Prediction of rectified diffusion during nonlinear bubble pulsations at biomedical frequencies.** Journal of Acoustic Soc. Am., 83 (6), 1988.

CIONNI, R.J. **Challenging phacoemulsification procedures.** Masket S, Crandall AS editors. Atlas of cataract surgery, London, Martin Dunitz, p. 241-53, 1999.

CONSELHO BRASILEIRO DE OFTALMOLOGIA, PROJETO DIRETRIZES. **Catarata: Diagnóstico e Tratamento**, 2003.

DAMIANOU C., HYNYNEN, K. **The effect of various physical parameters on the size and shape of necrosed tissue volume during ultrasound surgery**. The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 95, no. 3, pp. 1641-1649, 1994.

DAMIANOU C., HYNYNEN, K., FAN, X. **Evaluation of accuracy of a theoretical model for predicting the necrosed tissue volume during focused ultrasound surgery**. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 42, no. 2, pp. 182-187, 1995.

DAVIS, E. A.; LINDSTROM, R. L. **Corneal thickness and visual acuity after phacoemulsification with 3 viscoelastic materials**. Journal of Cataract Refract Surgery, vol. 26, 2000.

DOMINGUES, F., MORAES, H., YAMANE, R. **Estudo comparativo da densidade de células endoteliais da córnea após acoemulsificação pelas técnicas de “dividir e conquistar” e “quick chop”**. Arq Bras Oftalmol, 68(1):109-15, 2005.

DREWNIK, J. L.; DUNN, F. **An experimentally obtainable heat source due to absorption of ultrasound in biological media**. Journal of Acoustic Soc. Am., 100 (2), 1996.

EISNER, G. **Eye Surgery**. 2. ed. German, Springer-Verlag, 1991.

ERNEST, P.; RHEM, M.; McDERMOTT, M.; LAVERY, K.; SENSOLI, A. **Phacoemulsification conditions resulting in thermal wound injury**. Journal of Cataract Refract Surgery, vol. 27, 2001.

FERREIRA, M. S. **Um modelo do sistema termorregulador do corpo humano: exposição a ambientes quentes**. São Paulo, 1997, 130 p. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo.

FERREIRA, M. S. **Um modelo do sistema térmico do corpo humano**. São Paulo, 2001, 166 p. Dissertação (Doutorado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo.

FILHO, R. S.; SAAD, F. G. L.; FREITAS, L. L. **Custo da facoemulsificação no projeto catarata em Itápolis, SP**. Arq Bras Oftalmol, 68(1): 55-9, 2005.

FINE, I. H.; PACKER, M.; HOFFMAN, R. S. **New phacoemulsification technologies**. Journal of Cataract Refract Surgery, vol. 28, 2002.

FINE, I. H.; PACKER, M.; HOFFMAN, R. S. **Power modulations in new phacoemulsification technology: Improved outcomes**. Journal of Cataract Refract Surgery, vol. 27, 2001.

FINE, I. H.; PACKER, M.; HOFFMAN, R. S. Use of power modulations in phacoemulsification. Journal of Cataract Refract Surgery, vol. 30, 2004.

FLOYD, M.; VALENTINE, J.; COOMBS, J.; OLSON, R. J. **Effect of incisional friction and ophthalmic viscosurgical devices on the heat generation of ultrasound during cataract surgery**. Journal of Cataract Refract Surgery, vol. 32, 2006.

FREDA, R.; GAMA, A. J. D. **Endoftalmite**. Rev Bras Oftalmol, 54:35-40, 1995.

FREITAS, M. S. **Nucleodissecação & Facoemulsificação**. Arq Bras Oftalmol 65:243-8, 2002.

GIMBEL, H. V. **Divide and conquer**. European Society of Cataract and Refractive Surgery. Council, Jerusalem, 1987.

GIMBEL, H. V.; BROWN, D. **Advanced phacoemulsification technique**. Gills JP. Editor Cataract surgery – The state of art.

GORDON, J. M.; NG, K. C.; CHUA, H. T.; CHAKRABORTY, A. **The electro-adsorption chiller: a miniaturized cooling cycle with applications to micro-electronics**. International Journal of Refrigeration, 25: 1025-1033, 2002.

GOSS, A. A.; JOHNSTON, R. L.; DUNN, F. **Compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues II**. Journal of Acoustic Soc. Am., 68(1), 1980.

GRANDBERG, L.; FORSETO, A. S.; SOUZA, R. F.; NOSÉ, R. M.; NOSÉ, W. **Avaliação do envelhecimento do cristalino em olhos normais**. Arq Bras Oftalmol, 64: 443-7, 2001.

HAYASHI, H.; HAYASHI, K.; NAKAO, F.; HAYASHI, F. **Quantitative comparison of posterior capsule opacification after polymethylmethacrylate, silicone, and soft acrylic intraocular lens implantation**. Arch Ophthalmol, 116(12):1579-82, 1998.

HIGHES, D. S.; HILL, R. J. **Infectious endophthalmitis after cataract surgery**. Br J Ophthalmol, 78:227-32, 1994.

INCROPERA, F. P.; DEWITT, D. P. **Introduction to heat transfer**. 3. ed. New York, John Willey, 1996.

KARA-JOSÉ, N.; TEMPORINI, E. R. **A perda da visão – Estratégias de prevenção**. Arq Bras Oftalmol, 67(4): 597-601, 2004.

KATTAN, H. M.; FLYNN, H. W.; PFLUGFELDER, S. C.; ROBERTSON, C.; GORSTER, R. K. **Nosocomial endophthalmitis survey: current incidence of infection after intraocular surgery**. Ophthalmology, 98:227-38, 1991.

KHNG, C.; PACKER, M.; FINE, I. H.; HOFFMAN, R. S.; MOREIRA F. B. Intraocular pressure during phacoemulsification. Journal of Cataract Refract Surgery, vol. 32, 2006.

KHODABAKHSH, A. J.; ZAIDMAN, G.; TABIN, G. **Corneal surgery for severe phacoemulsification burns**. American Journal of Ophthalmology, Vol. 11, No. 2, 2004.

KINSLER, L. E. et al. **Fundamentals of Acoustics**. 3. ed. New York, JohnWiley Sons, 1982.

KRUEGER, A. J.; SCHAUERSBERGER, J.; ABELA-FORMANEK, C.; SCHID, G.; KELLNER, C., KOLODJASCHNA, J.; AMON, M. **Effect of duration of phacoemulsification on postoperative inflammation – a retrospective study**. Klin Monatsbl Augenheilkd; 218(4):204-8, 2001 Apr.

MALINEN, M., HUTTUNEN, T., KAIPIO, J. P. **Optimization and control methods for ultrasound surgery**. In: 18th International Congress of Mechanical Engineering, Ouro Preto, 2005. Anais. 1 CD-ROM.

MALISKA, C. R. **Transferência de calor e mecânica dos fluidos computacional**. Rio de Janeiro, Livros Técnicos e Científicos, 1995.

MAMALIS, N. OVDs: viscosurgical, viscoelastic, and viscoadaptive. What does this mean? Journal of Cataract Refract Surgery, vol. 28, 2002.

MIYATA, K.; MARUOKA, S.; NAKAHARA, M.; OTANI, S.; NEJIMA, R.; SAMEJIMA, T.; AMANO, S. **Corneal endothelial cell protection during phacoemulsification**. Journal of Cataract Refract Surgery, vol. 28, 2002.

MOSER, C. L.; MARTIN-BARANERA, M.; GARAT, M.; MIGUEL, P. V.; RUBIO, M. **Corneal edema and intraocular pressure after cataract surgery**. Journal of Cataract Refract Surgery, vol. 30, 2004.

NAGAHARA, K. B. **Phaco Shop development and recent advances**. In: Masket S, Crandall AS, editors. Atlas of cataract surgery. London, Martin Dunitz, p.31-7, 1999.

NYBORG, W. L. **Solutions of the bio-heat transfer equation**. Phys. Med. Biol., vol. 33, No 7: 785-792, 1988.

PACKER, M.; FISHKIND, W. J.; FINE, I. H.; SEIBEL, B. S.; HOFFMAN, R. S. **The physics of phaco: A review**. Journal of Cataract Refract Surgery, vol. 31, 2005.

PAYNE, M.; GEORGESCU, D.; WAITE, A. N.; OLSON, R. J. **Phacoemulsification tip vacuum pressure: Comparison of 4 devices**. Journal of Cataract Refract Surgery, vol. 32, 2006.

PENNES, H. H. **Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm**. Journal of Applied Physiology, v.1, p.93-122, 1948.

PIERCE, A. D. **Acoustics: An introduction to its physical principles and applications**. Acoustical Society of America, 1994.

POWE, N. R.; SCHEIN, O. D.; GIESER, S. C.; TIELSCH, J. M.; LUTHRA, R.; JAVITT, J.; STEINBERG, E. P. **Synthesis of the literature on visual acuity and complications following cataract extraction with intraocular lens implantation**. Arch Ophthalmol 112:239-52, 1994.

RAINER, G.; MENAPACE, R.; FINDL, O.; GEORGOPOULOS, M.; KISS, B.; PETTERNEL, V. **Intraocular pressure after small incision cataract surgery with Healon5 and Viscoat**. Journal of Cataract Refract Surgery, vol. 26, 2000.

ROBINSON, D. E.; LEES, S.; BESS, L. **Near field transient radiation patterns for circular pistons**. IEEE Trans. Acoust., Speech and Signal Processing, p. 395-403, 1974. v.22, n.6.

SAKATA, K., MAIA, M., MATSUMOTO, L., OYAMAGUCHI, E. K., CARVALHO, A. C. A., KNOBLAUCH, N., OLIVEIRA, A. G. O. **Estudo do comportamento da pressão intra-ocular em pacientes diabéticos, hipertensos e normais (Projeto Glaucoma)**. Arq Bras Oftalmol, 63(3), 2000.

SAPARETO, S. A., DEWEY, W. C. **Thermal dose determination in cancer therapy**. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, vol. 10, no. 6, pp. 787-800, 1984.

SHERWIN, K., HORSLEY, M. **Thermofluids**. 1. ed., 1996.

SILVA, L. M. P.; MUCCIOLI, C.; BELFORT JR., R. **Perfil socioeconômico e satisfação dos pacientes atendidos no mutirão de catarata do Instituto da Visão – UNIFESP**. Arq. Bras. Oftalmol., 67(5): 737-44, 2004.

SOUZA, A., NICODEMOS, R., VENTURA, C., TAVARES, J., BRANDT, C. **Facoemulsificação do primeiro e segundo olho: critérios de indicação e resultados**. Arq Bras Oftalmol, 69(2):171-5, 2006.

SPALTEHOLZ, W. **Atlas de anatomia humana**. 10. ed. Barcelona, Editorial labor S. A., 1976. v.3.

STEPHEN, J. H.; MILLER, F. R. **Enfermidade dos Olhos de Parsons**. Editora Artes Médicas Ltda, 16. edição, págs. 3-11 e 13-19, 1981.

STUMPF, S., NOSÉ, W. **Estudo do endotélio corneano em cirurgias de cataratas duras: extração extracapsular planejada da catarata e facoemulsificação**. Arq Bras Oftalmol, 69(4): 491-6, 2006.

SUGAR, A.; SCHERTZER, R. M. **Clinical course of phacoemulsification wound burns**. Journal of Cataract Refract Surgery, vol. 25, 1999.

THOMAS, R.; KURIAKOSE, T.; GEORGE, R. **Towards achieving small-incision cataract surgery 99.8% of the time**. Indian J Ophthalmol, 48(2):145-51, 2000.

VAJPAYEE, R. B.; ANGRA, S. K.; HONAVAR, S. G.; KATOCH, S.; PRASAD, N.; BANSAL, A.; ANAND, J. **Capsulotomy for phacoemulsification in hypermature cataracts**. J Cataract refract Surg, 21(6):612-5, 1995 Nov.

VAUGHAN, D.; ASBURY, T. **Oftalmologia geral**. Atheneu Editora, 3. edição, págs. 148-156, 1990.

WAISWOL, M.; COHEN, R.; EJZENBAUM, F. **Técnica de „mini-nuc“ de Blumenthal: resultados de 454 casos**. Arq. Bras. Oftalmol., 64: 217-21, 2001.

WAN, H., AARSVOLD, J., O'DONNELL, M., CAIN, C. **Thermal dose optimization for ultrasound tissue ablation**. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 43, no. 6, pp. 1085-1098, 1999.

WAN, H., VANBAREN, P., EBBINI, E. S., CAIN, C. **Ultrasound surgery: comparison of strategies using phased array systems**. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 43, no. 6, pp. 913-928, 1996.

WEIGHT, J. P. **Ultrasonic beam structures in fluid media**, J. Acoust. Soc. Am. **76**(4), Oct-1984.

WERNER, J.; BUSE, M. **Temperature profiles with respect to inhomogeneity and geometry of the human body**. Journal of Applied Physiology, v.65, p.1110-18, 1988.

WERNER, L.; PANDEY, S. K.; ESCOBAR-GOMEZ, M.; HODDINOTT, D. S.; APPLE, D. J. **Dye-enhanced cataract surgery. Part 2: learning critical steps of phacoemulsification**. J Cataract Refract Surg, 26(7):1060-5, 2000 Jul.

SERIES 20000™ LEGACY® Operator's Manual.

CONSELHO BRASILEIRO DE OFTALMOLOGIA. www.cbo.com.br, acesso em abril de 2004.

FRASES E PENSAMENTOS DE LEONARDO DA VINCI. www.ponteiro.com.br, acesso em abril de 2004.

ANEXOS

ANEXO A - LABORATÓRIO DE BIOENGENHARIA OFTÁLMICA UNIFESP

De abril a setembro de 2003, tive a oportunidade de fazer parte da equipe de pesquisa do Laboratório de Bioengenharia Oftálmica da Unifesp (Universidade Federal de São Paulo), ao lado de nomes como Dr. Paulo Schor, presidente da Sociedade Brasileira de Laser e Cirurgia Oftálmica.

Com isso, fui apresentada ao vasto campo da engenharia dentro da atuação médica, podendo desenvolver o projeto que começa a ser descrito no presente trabalho, e o qual já vem me rendendo um requerimento de patente junto ao INPI.

Como integrante desta equipe, acompanhei algumas aulas da turma de residência em cirurgia oftálmica, onde pude conhecer um pouco das técnicas existentes e o por quê da escolha de uma delas em especial, como a facoemulsificação na câmara anterior a partir da nucleodissecação, procedimento este descrito anteriormente.

A partir de cirurgias assistidas junto ao Dr. Paulo Schor, no Hospital Israelita Albert Einstein, e aos doutores Paulo César Fontes (presidente da Sociedade Brasileira de Oftalmologia), Marcelo V. Netto, Renato Ambrósio Jr. e Walton Nosé, realizadas na clínica deste último, *Eye Clinic*, pude evidenciar algumas das dificuldades e adaptações desenvolvidas pelos cirurgiões e que poderiam ser, algumas vezes de forma muito simples, solucionadas pela visão da engenharia.

ANEXO B - SOLUÇÃO SALINA BALANCEADA ALCON[®]

Anexo, segue trecho da bula contendo a composição da solução.

Parte I: A Parte I é uma solução estéril (240/480 ml) contida em um frasco de dose única de 250/500 ml, ao qual se adiciona o concentrado da Parte II. Cada ml da Parte I contém: 7,44 mg de Cloreto de Sódio; 0,395 mg de Cloreto de Potássio; 0,433 mg de Fosfato de Sódio Dibásico; 2,19 mg de Bicarbonato de Sódio; Hidróxido de Sódio e/ou Ácido Clorídrico (para ajuste do pH) em Água para injetáveis.

Parte II: A Parte II é um concentrado estéril contido em um frasco-ampola (10/20 ml) de dose única para ser adicionado à parte Parte I. Cada ml da Parte II contém: 3,85 mg de Cloreto de Cálcio Diidratado; 5 mg de Cloreto de Magnésio Hexaidratado; 23 mg de Dextrose; 4,6 mg de Dissulfeto de Glutaciona (Glutaciona oxidada) em Água para injetáveis. Após a adição da Parte II do BSS® PLUS ao frasco contendo a Parte I, cada ml da solução reconstituída contém: 7,14 mg de Cloreto de Sódio; 0,38 mg de Cloreto de Potássio; 0,154 mg de Cloreto de Cálcio Diidratado; 0,2 mg de Cloreto de Magnésio Hexaidratado; 0,42 mg de Fosfato de Sódio Dibásico; 2,1 mg de Bicarbonato de Sódio; 0,92 mg de Dextrose; 0,184 mg de Dissulfeto de Glutaciona (Glutaciona oxidada); Ácido Clorídrico e/ou Hidróxido de sódio (para ajuste de pH) em Água para injetáveis.

A solução reconstituída possui um pH de cerca de 7,4. A osmolalidade é de cerca de 305 mOsm. **APLICAÇÕES CLÍNICAS:** Nenhum dos componentes do BSS® PLUS é estranho ao olho e o BSS® PLUS não possui qualquer efeito farmacológico. Nos estudos de perfusão da córnea realizados no homem, verificou-se que o BSS® PLUS é uma solução de irrigação eficaz em promover a detumescência da córnea e em manter a integridade do endotélio da córnea durante a perfusão intra-ocular. Em um estudo *in vivo* realizado em coelhos, verificou-se que o BSS® PLUS é mais eficaz do que o soro fisiológico ou do que a Solução Salina Balanceada na irrigação intravítrea, uma vez que o BSS® PLUS contém o bicarbonato adequado, o pH e a composição iônica necessários à manutenção da atividade elétrica normal da retina. Os estudos *in vivo* realizados no homem demonstraram que o BSS® PLUS é seguro e eficaz quando utilizado durante procedimentos cirúrgicos, tais como vitrectomia via pars plana, facoemulsificação, extração da catarata/aspiração do cristalino e reconstrução do segmento anterior.

Não foram observadas diferenças entre pacientes pediátricos e adultos após o uso deste produto.

INDICAÇÕES E USO: BSS® PLUS está indicado para utilização como solução de irrigação intra-ocular durante procedimentos de cirurgia intra-ocular que envolvem perfusão do olho.

CONTRA-INDICAÇÕES: Não existem contra-indicações específicas à utilização do BSS® PLUS. Contudo, deve-se ter em consideração as contra-indicações para o procedimento cirúrgico durante o qual o BSS® PLUS será utilizado.

ADVERTÊNCIAS: Apenas para IRRIGAÇÃO durante a cirurgia oftálmica. Não injetar nem utilizar em perfusão intravenosa. Não utilizar se a solução não se apresentar transparente, se o selo não estiver intacto, se não houver vácuo ou se a embalagem estiver danificada. Não utilizar se o produto apresentar alteração de cor ou contiver um precipitado.

PRECAUÇÕES:

Descartar o conteúdo não utilizado. BSS® PLUS não contém conservantes. Deste modo, o conteúdo do frasco não deve ser utilizado em mais de um paciente.

Estudos realizados sugerem que as soluções para irrigação intra-ocular, isomóticas em relação ao humor aquoso normal, devem ser usadas com precaução em pacientes diabéticos submetidos a vitrectomia, uma vez que têm sido observados casos de alterações intra-operatórias do cristalino. Foram relatados casos de turvação ou edema da córnea após cirurgia ocular nos casos em que se utilizou BSS® PLUS como solução de irrigação. Tal como em todos os procedimentos cirúrgicos, deve-se tomar medidas apropriadas com vista a minimizar o traumatismo da córnea e de outros tecidos oculares.

PREPARAÇÃO:

Alternativamente pode-se transferir a solução utilizando uma seringa de 10/20 ml para remover a solução da parte II do frasco e transferindo exatamente 10/20 ml para o frasco da Parte I no local estabelecido na tampa de borracha. É fornecido um pequeno excesso da Parte II. Agitar suavemente o conteúdo para misturar a solução. Colocar uma tampa estéril no frasco. Retirar a parte destacável do rótulo. Registrar no rótulo do frasco a hora e a data de reconstituição, assim como o nome do paciente.

REAÇÕES ADVERSAS: Foram relatados casos de reações inflamatórias pós-operatórias assim como casos de edema e descampenação da córnea. Não foi estabelecida a sua relação com a utilização de BSS® PLUS.

SUPERDOSAGEM: A solução não apresenta qualquer efeito farmacológico, pelo que não existe possibilidade de uma superdosagem. Contudo, tal como acontece em qualquer outro procedimento cirúrgico intra-ocular, a duração da manipulação intra-ocular deve ser a menor possível.

DOSE E ADMINISTRAÇÃO: A solução deve ser usada em função da técnica padrão utilizada pelo cirurgião. Utilizar um sistema de administração com uma entrada de ar no ponto de punção de plástico, uma vez que o frasco não contém um tubo de ar separado. Seguir as indicações do sistema de administração que estiver sendo utilizado. Usando uma técnica asséptica inserir o ponto de punção no frasco no local estabelecido da tampa de borracha. Permitir a circulação do líquido com a finalidade de remover o ar contido no tubo antes do início da irrigação intra-ocular. Caso seja necessário um segundo frasco para completar o procedimento cirúrgico, certificar-se de que o vácuo seja retirado do segundo frasco ANTES da sua adaptação ao sistema de administração.

APRESENTAÇÃO: BSS® PLUS é fornecido em dois frascos para reconstituição antes da sua utilização: um frasco de 250/500 ml contendo 240/480 ml, (Parte I) esterilizado pelo calor, um frasco-ampola de 10/20 ml (Parte II) esterilizado por filtração e mais um dispositivo de transferência a vácuo. Ver as seções relativas às Precauções e Preparação para as informações referentes à reconstituição da solução.

CONSERVAÇÃO: Conserve a Parte I e a Parte II a uma temperatura compreendida entre 8° e 27 °C. Descartar as soluções preparadas há mais de seis horas.

MS-10002390003

Serviço de Atendimento ao Consumidor: 0800 155554

Alcon®

Fabricante
ALCON LABORATORIES, INC.
6201 South Freeway
Fort Worth, Texas, EUA
© 2001 Alcon Laboratories, Inc.

Importado por
ALCON LABORATORIOS DO BRASIL LTDA
Av. N. S. da Assunção, 736 - 05359-001 - São Paulo - SP
CNPJ 00.412.327/0013-36
Frm. Resp. Lucio C. Piazza - CRF-SP N° 8996

ANEXO C - PROGRAMA PARA SIMULAÇÃO DO CAMPO ACÚSTICO

```

% Parametros iniciais do modelo
a = 0.0005;      % Raio do transdutor (m)
c = 1500;       % Velocidade de Propagacao (m/s)
f = 40000;      % Frequencia da excitacao (Hz)
ro = 1000;      % Densidade da agua (Kg/m3)

% Parametros utilizados na varredura

z = 0:0.00015:0.006;      % Coordenada z
%b = 0:0.01:100;         % Variavel auxiliar para calculo do tempo
%t = b*exp(-6*log(10));   % Tempo(microssegundos)
x = -0.006:0.0003:0.006; % distancia da projecao do ponto desejado ao
eixo do pistao

% Criacao da excitacao senoidal - 1 ciclo
%k = 1;
%while t(k) < 5*exp(-7*log(10))
    %v(k) = -sin(2*pi*f*t(k));
    %k = k + 1;
%end
t=-0.000000625:0.000000625:1/f;
v=sin(2*pi*f*t);

% Derivada da velocidade

%g(1) = g(2);
%for i = 2:length(v)-1
    %g(i) = (v(i+1)-v(i-1))/2;
%end
%g(length(v))=g(length(v)-1);

```

```

% Varredura para valores de x, z e t
for z = 0:0.00015:0.006          % Loop em z
    for t = 0:0.000000625:1/f    % Loop em t
        for x = -0.006:0.0003:0.006    % Loop em x

            % function w = omega_mod(x(l),z(m),a,c,t(k))

            t0 = z/c;
            t1 = sqrt((a-abs(x))^2+z^2)/c;
            t2 = sqrt((a+abs(x))^2+z^2)/c;

            if ((abs(x) >= 0) & (abs(x) < a))    % Ponto interno ao disco
                opt = 1;
            elseif (abs(x) == a)                % Ponto na borda
                opt = 2;
            else                                % Ponto Externo
                opt = 3;
            end

            switch opt
            case 1
                %disp('case 1')
                if ((t < t0) | (t > t2))    % Onda plana nao chegou
                    w = 0;
                    %disp('1')
                elseif ((t >= t0)&(t <= t1)) % Somente onda plana
                    w = 2*pi;
                    %disp('2')
                else                            % Onda de borda
                    w = 2*acos((((c*t)^2 - z^2 + x^2 - a^2)/(2*abs(x)*sqrt((c*t)^2 -
z^2)))));
                    %disp('3')
                end;
            case 2

```

```

%disp('case 2')
    if ((t < t0)|(t > t2))
        w = 0;
    elseif ((t == t0)&(t == t1))
        w = pi;
    else
        w = 2*acos(((c*t)^2 - x^2)/2*a);
    end;
case 3
%disp('case 3')
    if ((t <= t1) | (t > t2))
        w = 0;
    else
        % Onda de borda
        w = 2*acos((((c*t)^2 - z^2 + x^2 - a^2)/(2*abs(x)*sqrt((c*t)^2 -
z^2)))));
    end;
    %otherwise
    %disp('Error - Verify case input arguments')
end
end
end

l=length(x);
for j=1:size(w,l)
    % Calculo da pressao normalizada na
densidade
    press= c*conv(diff(v),w)/2*pi;
end

end

% Criação da matriz u - Campo de pressoes
%for i=1:size(press,3)
    %for j=1:size(press,1)
        %u(i,j) = max(abs(r0*press(j,:,i)));
    %disp(u)

```

```

    %end
    %end

% Plot Campo de Pressoes
for j = 1:size(press,3)
    for i = 1:size(press,1)
        u(j,i)=max(abs(press(i,:,j)));
    end
    if (mod(j,2)==1 & j == 1)
        %subplot(4,2,j),plot(u(j,:), 'r'),grid;
        %ylabel(['z = ',num2str(j)]);
    elseif (mod(j,2)==1 & j > 1)
        %subplot(4,2,ceil(j/2)),plot(u(j,:), 'r'),grid;
        %ylabel(['z = ',num2str(j)]);
    end
end
end

% Desenho da superficie
% Observações:
% - 1.5*a = -0.75 mm e 1.5*a/50 = 0.015 m
H = mesh(-0.75:0.015:0.75,0:0.15:6,u);
%H = mesh(-14.25:0.285:14.25,0:10:150,u);
shading interp;
get(H);
set(H,'LineWidth',2);
set(gca,'FontWeight', 'bold','LineWidth',2);
xlabel('Distancia ao Eixo do Pistao (mm)');
ylabel('Distancia do ponto a superficie do transdutor (mm)');
zlabel('Pressao')

```

ANEXO D - MÓDULOS PELTIER – CATÁLOGO MARLOW INDUSTRIES INC.

	ΔT	Q_{max} (W)	I_{max} (A)	V_{max} (V)	Placa Base Largura	Placa Base Comprimento	Placa Topo Largura	Placa Topo Comprimento	Altura Módulo
Modelo	(Temperatura = 27°C)				(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)
DT12-2.5	66	23	2.5	14.7	30	34.01	30	30	4.04
DT12-4	66	36	3.7	14.7	30	34.01	30	30	3.43
DT12-4-01	66	36	3.7	14.7	30	34.01	30	30	3.43
DT12-4-01L	66	36	3.7	14.7	30	34.01	30	30	3.43
DT12-4-06LS	66	36	3.7	14.7	30	34.01	30	30	3.43
DT12-6	66	54	5.6	14.7	40.01	44.7	40.01	40.01	4.01
DT12-6-01L	66	54	5.6	14.7	40.01	44.7	40.01	40.01	4.01
DT12-6-01LS	66	54	5.6	14.7	40.01	44.7	40.01	40.01	4.01
DT12-6-01S	66	54	5.6	14.7	40.01	44.7	40.01	40.01	4.01
DT12-6-05	66	54	5.6	14.7	40.01	44.7	40.01	40.01	4.01
DT12-8	66	71	7.4	14.7	40.13	43.94	40.13	40.13	3.53
DT12-8-01L	66	71	7.4	14.7	40.13	43.94	40.13	40.13	3.53
DT12-8-01LS	66	71	7.4	14.7	40.13	43.94	40.13	40.13	3.53
DT3-2.5	65	6	2.5	3.6	16	20.5	16	16	4.04
DT3-2.5-01	65	6	2.5	3.6	16	20.5	16	16	4.04
DT3-4	65	9	3.7	3.6	16	20.5	16	16	3.43
DT3-6	65	13	5.6	3.6	19.99	24.51	19.99	19.99	4.01
DT3-6-01	65	13	5.6	3.6	19.99	24.51	19.99	19.99	4.01
DT3-6-01LS	65	13	5.6	3.6	19.99	24.51	19.99	19.99	4.01
DT3-6-01S	65	13	5.6	3.6	19.99	24.51	19.99	19.99	4.01
DT3-8	65	17	7.4	3.6	19.99	24.51	19.99	19.99	3.63
DT6-2.5	65	13	2.5	8.2	23.5	27.99	23.5	23.5	4.04
DT6-2.5-01L	65	13	2.5	8.2	23.5	27.99	23.5	23.5	4.04
DT6-4	65	20	3.7	8.2	23.5	27.99	23.5	23.5	3.43
DT6-4-01L	65	20	3.7	8.2	23.5	27.99	23.5	23.5	3.43
DT6-6	65	30	5.6	8.2	30	34.01	30	30	4.01
DT6-6-01L	65	30	5.6	8.2	30	34.01	30	30	4.01
DT6-8	65	39	7.4	8.2	30	34.01	30	30	3.63
MI1010T	61	0.47	1	0.8	3.96	3.96	3.96	3.96	2.41
MI1011T	61	1	1	2	6.6	6.6	6.6	6.6	2.41
MI1012T	61	2.1	1	3.7	8.79	8.79	8.79	8.79	2.41
MI1012T-01AC	61	2.1	1	3.7	8.79	8.79	8.79	8.79	2.41
MI1013T	61	4.8	1	8.5	13.16	13.16	13.16	13.16	2.41
MI1015T	61	2.6	1	4.6	8.79	10.97	8.79	10.97	2.39
MI1020T	64	0.9	1.8	0.8	3.91	3.91	3.91	3.91	2.16
MI1020T-02AC	64	0.9	1.8	0.8	3.91	3.91	3.91	3.91	2.16
MI1021T	64	2.2	1.8	1.9	6.6	6.6	6.6	6.6	2.16
MI1021T-02AC	64	2.2	1.8	1.9	6.6	6.6	6.6	6.6	2.16
MI1021T-03AC-09	64	2.2	1.8	1.9	6.6	6.6	6.6	6.6	2.16
MI1022T	64	4	1.8	3.5	8.79	8.79	8.79	8.79	2.16
MI1023T	64	9.2	1.8	8	13.16	13.16	13.16	13.16	2.16
MI1023T-02AC	64	9.2	1.8	8	13.16	13.16	13.16	13.16	2.16

	ΔT	Q_{max} (W)	I_{max} (A)	V_{max} (V)	Placa Base Largura	Placa Base Comprimento	Placa Topo Largura	Placa Topo Comprimento	Altura Módulo
Modelo	(Temperatura = 27°C)				(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)
MI1025T	64	5.2	1.8	4.4	8.79	10.97	8.79	50.8	2.16
SP1507	64	5.4	1.8	4.7	14.32	11.28	11.28	11.28	2.44
SP1848	62	21	9.4	3.5	25.4	28.7	25.4	25.4	4.88
SP5025	64	1.9	1.5	2.04	5.97	6.22	5.97	6.22	2.51
SP5162	68	2.3	1.6	2.17	5.99	8.18	5.99	6.15	1.65
SP5190	70	6.92	2.79	3.7	8	11.3	8	10.29	1.65
SP5255	68	3.3	1.9	2.69	6.02	8.18	6.02	8.18	1.65
SP5446	88	5	1.9	5.13	12.19	5.99	12.19	5.99	1.65