

JULIANA NOSÉ DONATO

**PROJETO DE DISPOSITIVO ACESSÓRIO PARA
RESFRIAMENTO DO FLUIDO DE IRRIGAÇÃO EMPREGADO
EM CIRURGIAS DE REMOÇÃO DE CATARATA**

**Trabalho de conclusão do curso de graduação do
Departamento de Engenharia Mecânica da Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo.**

Orientador: Prof. Dr. Raul Gonzalez Lima

São Paulo

2004

JULIANA NOSÉ DONATO

**PROJETO DE DISPOSITIVO ACESSÓRIO PARA
RESFRIAMENTO DO FLUIDO DE IRRIGAÇÃO EMPREGADO
EM CIRURGIAS DE REMOÇÃO DE CATARATA**

São Paulo

2004

Aos meus pais, José Eduardo e Márcia, que foram e sempre serão o incentivo maior de meu aperfeiçoamento técnico, e a quem devo toda minha base moral.

Desejo que esta seja apenas a primeira das muitas razões de orgulho em suas vidas.

RESUMO

Neste trabalho pretende-se investigar a viabilidade de implementar um sistema de transferência de calor ao facoemulsificador, equipamento empregado em cirurgias de remoção de catarata, a fim de que, com a redução da temperatura do fluido de irrigação, possa ser separado o canal de irrigação da ponteira ultra-sônica, o que torna o comprimento da incisão de menor dimensão, além de que, com o resfriamento desse fluido, possa ser retardado o metabolismo da estrutura intra-ocular, diminuindo os riscos de inflamação e tornando o pós-operatório menos demorado e problemático para o paciente.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
2. ESTRUTURA INTRA-OCULAR.....	13
3. PROBLEMAS RELATIVOS AO CRISTALINO.....	15
3.1 PRESBIOPIA	15
3.2 CATARATA	15
4. A REMOÇÃO DA CATARATA	16
5. FACOEMULSIFICAÇÃO	18
6. FUNDAMENTOS CIRÚRGICOS.....	19
7. EQUIPAMENTO CIRÚRGICO.....	21
7.1 FLUIDO DE IRRIGAÇÃO.....	24
7.2 PROCEDIMENTO CIRÚRGICO.....	27
7.3 PÓS-OPERATÓRIO	31
8. DEFINIÇÃO DO PROBLEMA.....	32
9. TRANSFERÊNCIA DE CALOR	33
9.1 ESTIMATIVA ANALÍTICA DO COMPORTAMENTO TÉRMICO DA PONTEIRA.....	33
9.2 ESTIMATIVA ANALÍTICA DO AQUECIMENTO DA ESTRUTURA OCULAR.....	36
9.3 ESTIMATIVA ANALÍTICA DO RESFRIAMENTO DA ESTRUTURA OCULAR.....	39
10. VERIFICAÇÃO POR DINÂMICA DOS FLUIDOS COMPUTACIONAL	44
11. PROPOSTA DE SOLUÇÃO	48
11.1 MÓDULOS PELTIER	48
11.2 EFEITO PELTIER	49

11.3	SOLUÇÃO	51
12.	COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES	53
13.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	54
14.	ANEXOS	56
14.1	ANEXO A	56
14.2	ANEXO B	57
14.3	ANEXO C	58
14.4	ANEXO D	60

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2-1 - VISTAS EM CORTE DO OLHO MOSTRANDO SUAS DIVERSAS CAMADAS	13
FIGURA 2-2- CRISTALINO VISTO DA PARTE SUPERIOR ^[14]	14
FIGURA 2-3- CORTE HORIZONTAL DO CRISTALINO ^[14]	14
FIGURA 4-1 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA ESTRUTURA DO CRISTALINO COM CATARATA.....	17
FIGURA 6-1- DESENHOS ESQUEMÁTICOS DA PONTEIRA DA CANETA DO INSTRUMENTO CIRÚRGICO ^[3]	20
FIGURA 7-1- FACOEMULSIFICADOR DA MARCA CAVITRON KELMAN	22
FIGURA 7-2- FACOEMULSIFICADOR SERIES 20000 LEGACY – ALCON ^[19]	23
FIGURA 7-3- PEDAL DO LEGACY E SEUS DIFERENTES ESTÁGIOS ^[19]	23
FIGURA 7-4- INSTRUÇÃO PARA RECONSTITUIÇÃO DA SOLUÇÃO SALINA BLANCEADA	24
FIGURA 7-5-VARIAÇÕES NA ESPESSURA DA CÓRNEA DE COELHO PERFUNDIDA COM DIFERENTES SOLUÇÕES DE IRRIGAÇÃO INTRA-OCULAR.....	25
FIGURA 7-6- TAXA DE REPOSIÇÃO DO HUMOR AQUOSO NO TEMPO.....	25
FIGURA 7-7- ESQUEMA DO PROCEDIMENTO CIRÚRGICO DE REMOÇÃO DO CRISTALINO ATRAVÉS DA CÂMARA ANTERIOR, POR MEIO DE INCISÃO CORNEANA ^[3]	27
FIGURA 7-8- REPRESENTAÇÃO DA NUCLEODISSECÇÃO	28
FIGURA 7-9- LENTE DE SINSKEY, ELABORADA EM 1979	30
FIGURA 8-1- ESQUEMA DA TÉCNICA CIRÚRGICA BI-MANUAL, REPRESENTANDO A SEPARAÇÃO ENTRE ULTRA-SOM E IRRIGAÇÃO	32
FIGURA 9-1- REPRESENTAÇÃO DA CANETA E SUA PONTEIRA ULTRA-SÔNICA ^[19]	35
FIGURA 9-2- FOTOGRAFIA OBTIDA PELO FABRICANTE DO EQUIPAMENTO, SEGUNDO A QUAL SE OBSERVA QUE A PONTEIRA ULTRA-SÔNICA ATINGE TEMPERATURAS DA ORDEM DE 50° C.....	36
FIGURA 9-3- CORTE TRANSVERSAL ESQUEMÁTICO DO OLHO DIREITO PASSANDO PELO MERIDIANO HORIZONTAL (ORIGINAL EM ESCALA 5:1)	37
FIGURA 9-4- VOLUME DE CONTROLE ^[3]	42
FIGURA 10-1- MALHA REPRESENTATIVA DA CÂMARA ANTERIOR, GERADA EM GAMBIT.	44
FIGURA 10-2- COMPORTAMENTO DA CÂMARA ANTERIOR NO INSTANTE INICIAL DA IRRIGAÇÃO.	45

FIGURA 10-3- COMPORTAMENTO DA CÂMARA ANTERIOR APÓS OS 15 MINUTOS DA IRRIGAÇÃO.	46
FIGURA 10-4- ANÁLISE DOS RESÍDUOS DURANTE O REGIME TRANSITÓRIO.	46
FIGURA 11-1- PRINCÍPIO DO EFEITO PELTIER	49
FIGURA 11-2- ESQUEMA RESFRIAMENTO PELTIER	50
FIGURA 11-3- ESQUEMA DE RESFRIAMENTO DA BSS	51
FIGURA 11-4- DETALHES DO MÓDULO PELTIER SELECIONADO	52

LISTA DE EQUAÇÕES

EQUAÇÃO 7-1- CÁLCULO DO PH DA BSS.....	26
EQUAÇÃO 7-2- CÁLCULO DA DENSIDADE DA BSS	26
EQUAÇÃO 9-1- ENERGIA ELÉTRICA	33
EQUAÇÃO 9-2- RESFRIAMENTO PONTEIRA	34
EQUAÇÃO 9-3- CONVECÇÃO E RADIAÇÃO	34
EQUAÇÃO 9-4- TEMPERATURA MÁXIMA DA PONTEIRA	35
EQUAÇÃO 9-5- TEMPERATURA MÁXIMA DA Córnea	36
EQUAÇÃO 9-6- LEI DE FOURIER	37
EQUAÇÃO 9-7- TAXA DE AQUECIMENTO CONDUTIVO DA Córnea	38
EQUAÇÃO 9-8- VAZÃO CRÍTICA DO FLUIDO.....	39
EQUAÇÃO 9-9- LEI DO RESFRIAMENTO DE NEWTON	39
EQUAÇÃO 9-10- NÚMERO DE REYNOLDS	41
EQUAÇÃO 9-11- DIÂMETRO HIDRÁULICO.....	41
EQUAÇÃO 9-12- NÚMERO DE PRANDTL	41
EQUAÇÃO 9-13- NÚMERO DE NUSSELT	42
EQUAÇÃO 9-14- TAXA DE RESFRIAMENTO DA Córnea	42
EQUAÇÃO 11-1- POTÊNCIA TÉRMICA DO MÓDULO	51

1. INTRODUÇÃO

“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 XVI, Leonardo Da Vinci, artista e 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 quatro formas principais de remoção do mesmo: *extração intracapsular*, *extração extracapsular*, *facoemulsificação* e *extração a laser*.

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, e, conseqüentemente, menor tempo cirúrgico, custos ambulatoriais reduzidos, cicatrização mais rápida e menor indução de astigmatismo, resultando num retorno menos demorado do paciente a suas atividades normais.

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 da melhor forma de agir cirurgicamente, desenvolvendo diferentes técnicas 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 do desenvolvimento de instrumentos cada vez menos agressivos e mais eficientes.

2. ESTRUTURA INTRA-OCULAR

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, somando uma distância de cerca de 24 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.

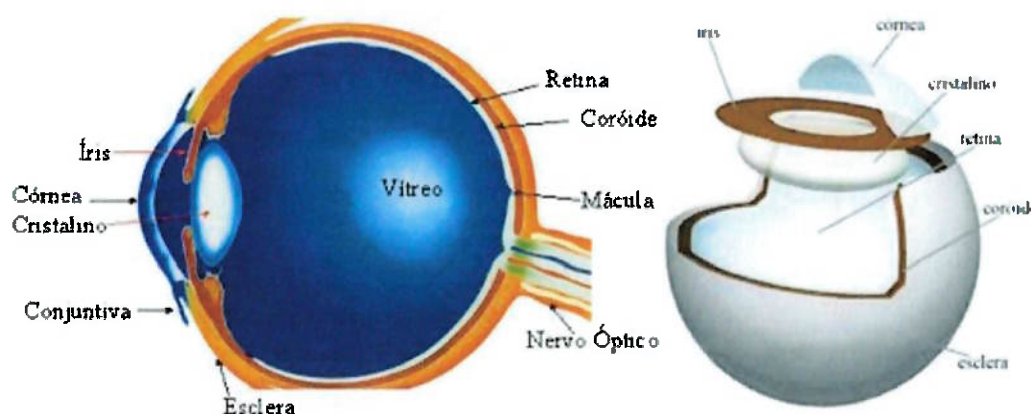


Figura 2-1 - Vistas em corte do olho mostrando suas diversas camadas

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.

Ligando a coróide à íris existe um espessamento denominado corpo ciliar, o qual compreende os músculos ciliares. Quando se contrai, o corpo ciliar move-se para frente, o que faz diminuir a tensão das fibras da zônula ciliar, tornando a parte central do cristalino curva, ou seja, aumentando sua convexidade, em um processo conhecido por “acomodação”. O cristalino consiste de uma lente biconvexa, com diâmetro de cerca de 1 cm.

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.

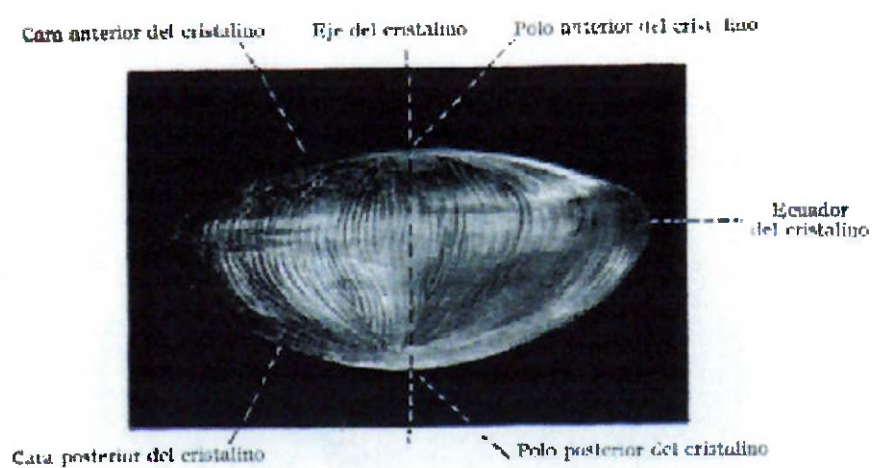


Figura 2-2- Cristalino visto da parte superior ^[14]

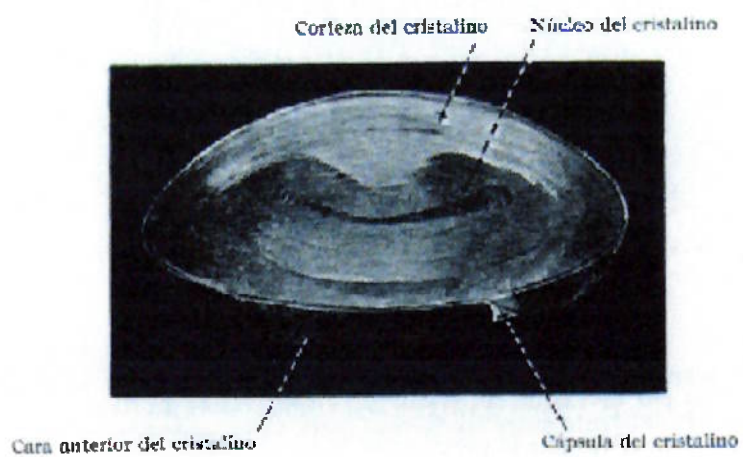


Figura 2-3- Corte horizontal do cristalino ^[14]

3. PROBLEMAS RELATIVOS AO CRISTALINO

Desde o nascimento, o cristalino começa a endurecer gradualmente, de modo que a faixa de alteração da curvatura vai se reduzindo com a idade.

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

3.1 PRESBIOPIA

A partir de aproximadamente 45 anos, 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, denominada *presbiopia*, é facilmente corrigida pelo uso de lentes positivas diante do olho.

3.2 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*. No início, seu principal sintoma é a perda de nitidez visual, devido aos desvios sofridos pelos raios luminosos, podendo constatar-se, com o passar do tempo, uma miopização, conseqüente da esclerose desta lente.

Uma característica marcante no diagnóstico desta insuficiência é o fato de se notar a pupila do paciente branca, e não o reflexo vermelho comum no fundo de olho.

4. A REMOÇÃO DA CATARATA

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, compreendendo 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 cirurgia de 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 a 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.

Quatro formas de se remover o cristalino opaco e substituí-lo por um cristalino artificial novo e claro foram desenvolvidas ao longo do tempo:

Extração Intra-Capsular – o cristalino todo é retirado e não é substituído. Após a cirurgia, o paciente deve usar óculos de grau forte para garantir boa visão.

Extração Extra-Capsular – 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.

Extração a laser – método que se utiliza de laser para diluir o cristalino; porém, ainda se encontra em fase experimental.

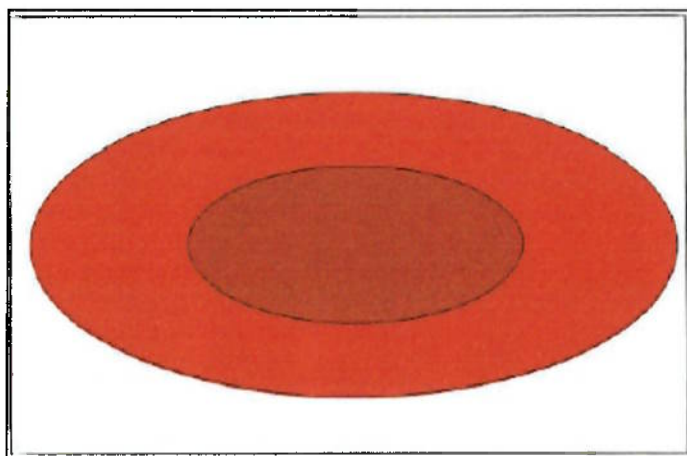


Figura 4-1 - Representação esquemática da estrutura do cristalino com catarata
(camada externa, mais clara, e o núcleo interno, mais escuro e opaco)

5. FACOEMULSIFICAÇÃO

A Facoemulsificação 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, a respeito das Campanhas de Catarata realizadas em parceria com o Conselho Brasileiro de Oftalmologia, no período de 1999 a julho de 2002, verifica-se que foram realizadas cerca de 1.060.000 cirurgias de catarata em todo o país, dentro do SUS, sendo dessas, aproximadamente 300.000 realizadas pela técnica de facoemulsificação. Constatou-se, nesse 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 ultrassônica) na Tabela SAI/SUS pela portaria 1311, publicada em 26 de março de 2001 e retificada no Diário Oficial da União nº 68, de 06 de abril de 2001, e Portaria SAS nº 460, de 12 de julho de 2002, referente à autorização para realização das cirurgias de catarata pela técnica de facoemulsificação.

Em termos técnicos, trata-se de uma cirurgia de grande complexidade, por serem utilizados instrumentos 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.

6. FUNDAMENTOS CIRÚRGICOS

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*).

A fragmentação é conseguida por vibração ultra-sônica, permitindo que o instrumento cirúrgico vibre no sentido antero-posterior, emulsificando o núcleo. Esta energia ultra-sônica é obtida a partir de impulsos elétricos impostos a um cristal piezoelétrico existente no equipamento.

Devido ao aquecimento gerado da vibração ultra-sônica, a ponta do instrumento, isto é, sua porção em íntimo contato com a córnea, é resfriada por um escoamento líquido. Este escoamento deve ser contínuo, mesmo quando do ultra-som desligado ou da aspiração ativa.

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, o fluido empregado para resfriar a ponteira do instrumento é também utilizado para preencher a câmara, mantendo seus níveis de pressão, e, de certa forma, também de temperatura.

Este sistema de resfriamento deve, portanto, estar disposto o mais próximo possível da ponteira. Conseqüentemente, sua seção transversal é alargada, requerendo maiores incisões corneanas.

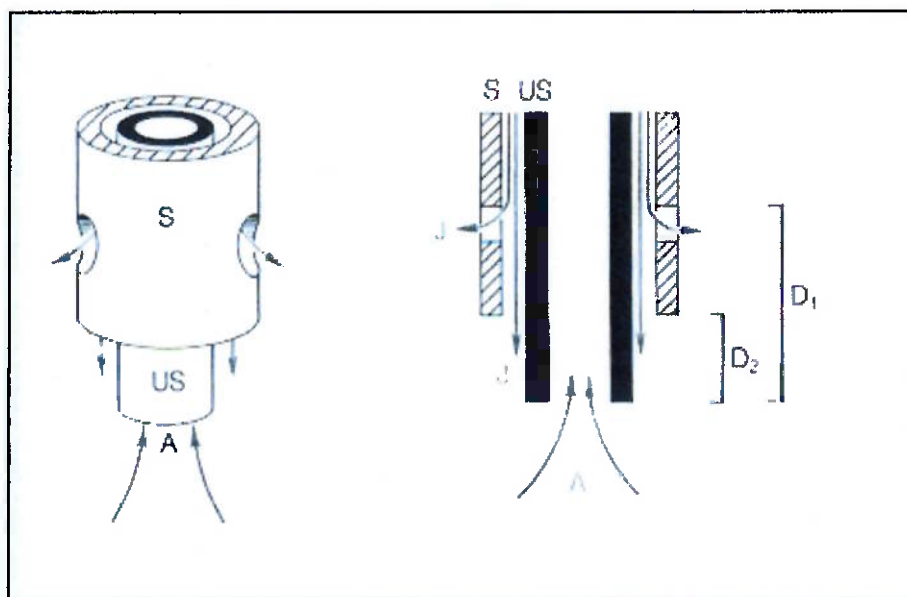


Figura 6-1- Desenhos esquemáticos da ponteira da caneta do instrumento cirúrgico ^[3]

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

7. EQUIPAMENTO CIRÚRGICO

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

A fragmentação é obtida da vibração ultra-sônica de um cristal piezoelétrico, cuja frequência gira em torno de 40 kHz, para valores nominais de corrente e tensão do aparelho.

Dependendo da etapa do procedimento em que se encontra, o vácuo empregado para a aspiração pode variar de 5 a 400 mmHg.

Em função do parâmetro momentâneo de aspiração define-se o parâmetro da irrigação, o qual é controlado pela altura do frasco da solução salina balanceada utilizada, para que, com isso, mantenha-se a pressão intra-ocular normal de cerca de 14,5 mmHg.

Desta forma, o facoemulsificador é constituído, basicamente, de uma bomba peristáltica, destinada à aspiração, uma caneta ligada ao corpo do aparelho, onde se encontra o cristal piezoelétrico e um frasco de solução salina disposto em uma guia móvel, permitindo sua disposição em diferentes alturas.

Inúmeras modificações neste equipamento vêm sendo realizadas ao longo dos anos, em especial no tocante a melhorias quanto à praticidade para o cirurgião, tornando o procedimento mais rápido e, com isso, menos traumático ao paciente.

A seguir, mostra-se um dos primeiros equipamentos desenvolvidos, e, como se pode observar, sua característica mais marcante está na ausência de qualquer dispositivo eletrônico de comando, sendo, inclusive, o próprio frasco de solução salina disposto manualmente às diferentes alturas, de acordo com a sensibilidade do cirurgião.



Figura 7-1- Facoemulsificador da marca Cavitron Kelman

(dispositivo aberto para mostrar alguns de seus componentes internos)

O presente trabalho trata do estudo de uma possível melhoria ao equipamento mais moderno e utilizado na atualidade, o facoemulsificador *Series 20000 Legacy*, desenvolvido pela empresa Alcon. 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.

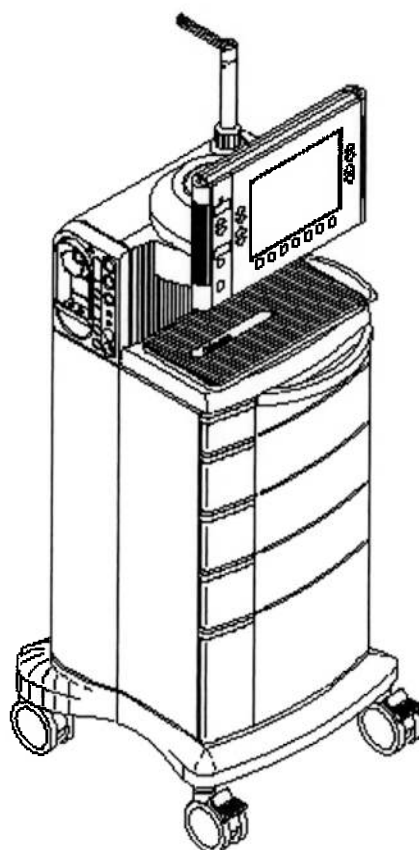


Figura 7-2- Facoemulsificador Series 20000 Legacy – Alcon ^[19]

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 4 estágios: 0 – repouso; 1 – irrigação; 2 – irrigação/aspiração; 3 – irrigação/aspiração/ultra-som.

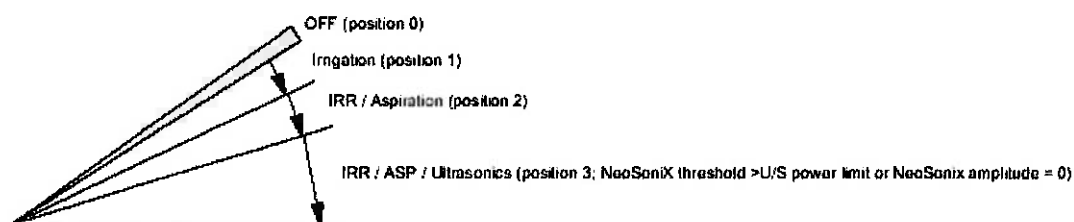


Figura 7-3- Pedal do Legacy e seus diferentes estágios ^[19]

Em ANEXO B encontra-se a descrição deste equipamento, de acordo com seu manual de operações.

7.1 FLUIDO DE IRRIGAÇÃO

O fluido empregado para irrigar e controlar a pressão da estrutura intra-ocular durante o procedimento cirúrgico da facoemulsificação consiste de 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 Glutathione Oxidada em água.



Figura 7-4- Instrução para reconstituição da Solução Salina Balanceada

A solução reconstituída possui um pH de cerca de 7,4. A osmolaridade é de cerca de 305 mOsm. Nenhum de seus componentes é estranho ao olho, e a BSS não possui qualquer efeito farmacológico. Maiores informações são encontradas em 14.3 – ANEXO C, onde se apresenta uma cópia da bula comercializada juntamente com a solução.

Nos estudos de perfusão da córnea realizados no homem, 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.

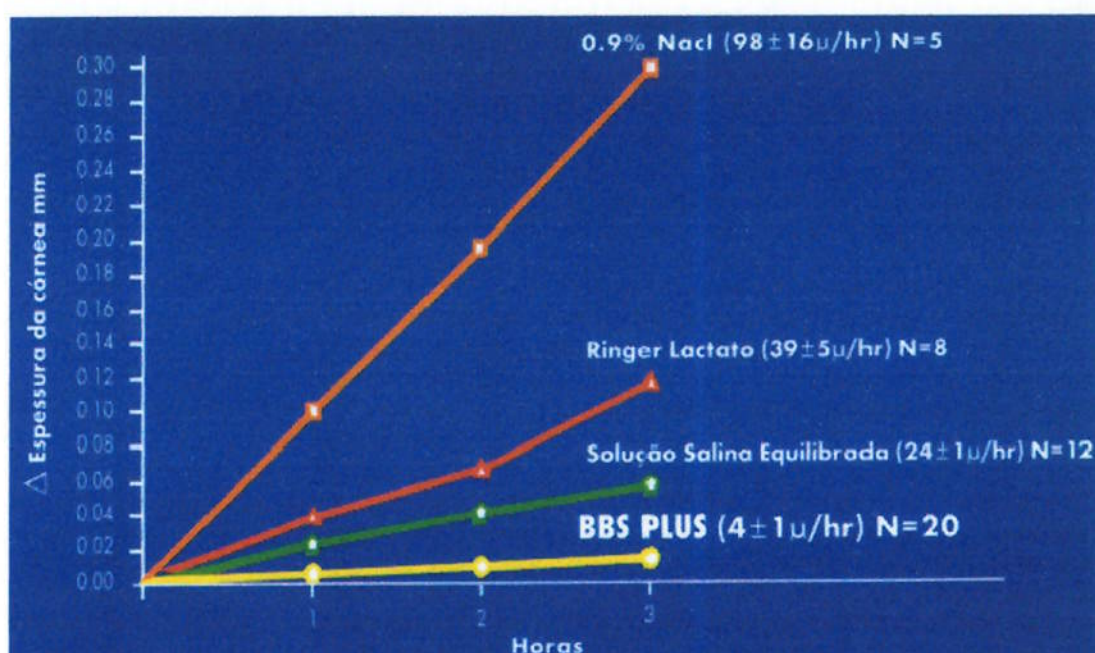


Figura 7-5-Variações na espessura da córnea de coelho perfundida com diferentes Soluções de Irrigação Intra-ocular

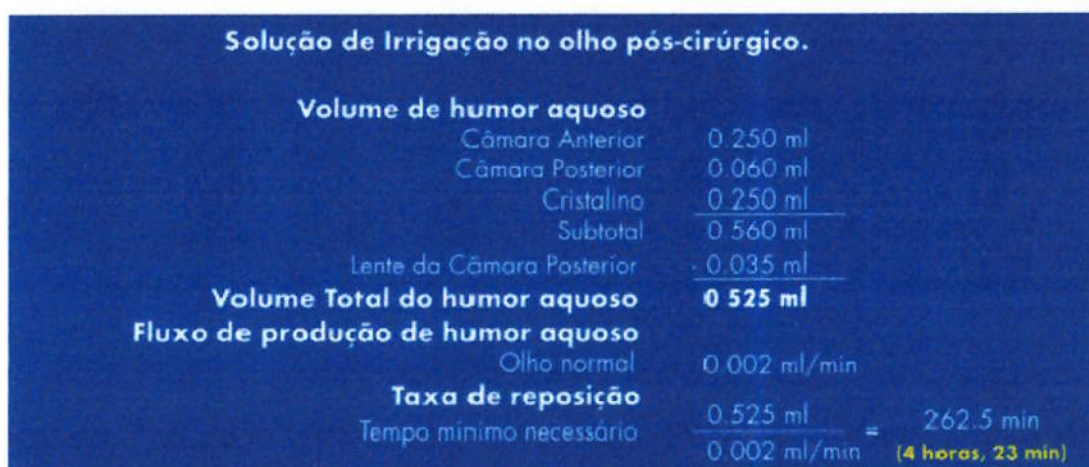


Figura 7-6- Taxa de reposição do humor aquoso no tempo

Devido à cirurgia, a produção de humor aquoso se vê reduzida em aproximadamente 50%, pelo que a Solução de Irrigação Intra-Ocular pode chegar a permanecer quase 9 horas no olho após a intervenção.

Como se observa ainda de informações contidas na bula da BSS (14.3 – ANEXO C), verifica-se que, em cada *ml* da solução, as massas dos componentes principais a influenciar em sua densidade 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.

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

Equação 7-1- Cálculo do pH da BSS

$$\therefore [H^+] = 4.10^{-8} \text{ mol/l}$$

$$\therefore 1\text{ml} \Rightarrow [H^+] = 4.10^{-11} \text{ mol/ml}, [HCl] = 4.10^{-11} \text{ mol/ml}$$

$\therefore 1\text{ml} \Rightarrow 1,46.10^{-6} \text{ mgHCl} \Rightarrow$ componente de massa desprezível se comparada com as demais; sua importância encontra-se na calibragem do pH.

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

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

Equação 7-2- Cálculo da densidade da BSS

$\therefore \bar{\rho} = 1,011 \text{ kg/l} \Rightarrow$ valor de densidade muito próxima à da **água destilada!**

7.2 PROCEDIMENTO CIRÚRGICO

O equipamento a ser estudado 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.

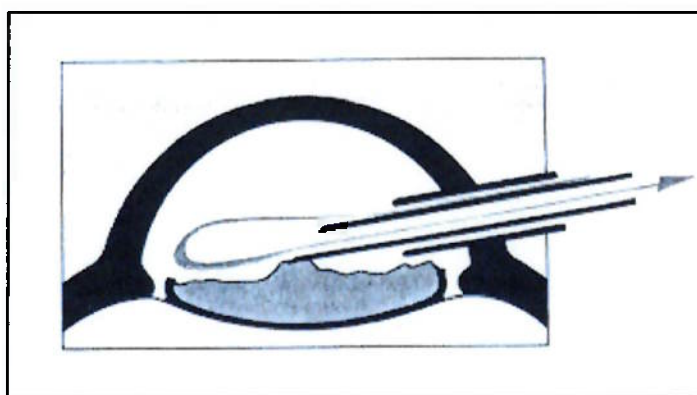


Figura 7-7- Esquema do procedimento cirúrgico de remoção do cristalino através da câmara anterior, por meio de incisão corneana ^[3]

Com o auxílio de um bisturi, são realizadas a incisão corneana de cerca de 3,2 mm de comprimento, de modo a permitir a penetração da ponteira ultra-sônica, em geral de titânio ou aço inox, além de duas paracenteses (incisões auxiliares).

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. As principais características dos viscoelásticos devem ser: elasticidade (capacidade de reformar espaços); viscosidade (resistência aos movimentos da íris e do vítreo); pseudoplasticidade (capacidade da substância passar do estado gel para líquido quando sob pressão, resultando em facilidade de introdução por cânulas finas); tensão superficial (capacidade de aderência da solução à superfície endotelial). O viscoelástico que apresenta todos esses comportamentos é o Hialuronato de Sódio, possuindo, porém, as desvantagens de hipertensão ocular transitória pós-operatória e suspensão de células inflamatórias e hemácias na câmara posterior devido à sua natureza viscosa e eletrostática.

A cirurgia é realizada com as 2 mãos, os 2 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*, *locomção* e *emulsificação*.

Os princípios fundamentais da nucleodissecação são fraturar, segmentar e remover a catarata.

Após a câmara anterior ter sido preenchida com o viscoelástico, a ponteira – pedal no estágio 1 – e o instrumento auxiliar – gancho de Sinskey – são colocados no seu interior, respectivamente, através da incisão principal e de uma das paracenteses.



Figura 7-8- Representação da nucleodissecação

Depois de aspirados o córtex e o epínúcleo, 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 fizerem necessárias, até completar toda a dissecação.

A vibração da ponteira fragmenta mecanicamente o núcleo, e esta vibração no aquoso gera microbolhas que vão de encontro ao núcleo a altas velocidades, num fenômeno conhecido por cavitação, aumentando a eficiência do processo de fragmentação.

Quando há oclusão da ponteira, o fluxo de aspiração no tubo cai para 0, 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 estudados: aumento da rigidez dos tubos de aspiração; redução do diâmetro da ponteira e dos tubos de aspiração; controle da pressão através de microprocessador, injetando-se ar ou a 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.

Após a irrigação e aspiração das massas, 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.

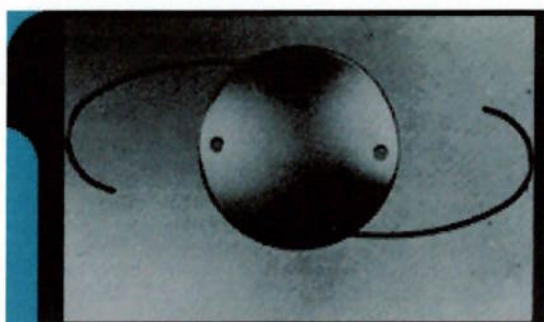


Figura 7-9- Lente de Sinskey, elaborada em 1979

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

7.3 PÓS-OPERATÓRIO

Pelo fato de a cirurgia de catarata pelo procedimento de facoemulsificação, apesar de pouco demorada, ser bastante agressiva, devido ao grande distúrbio mecânico de toda a estrutura intra-ocular, o risco de inflamações após a cirurgia pode ser elevado, podendo gerar complicações, como o edema macular cistóide, levando, com isso, a interferências na reabilitação visual.

Atualmente empregam-se medicamentos potentes e que possuem efeitos colaterais, como esteróides hormonais e anti-inflamatórios não hormonais, por períodos de até 45 dias após o procedimento, de modo a minimizar tais riscos.

8. DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

Em vista do crescente emprego da técnica cirúrgica descrita anteriormente, em especial pelo próprio SUS, verifica-se a necessidade de melhorias quanto ao pós-operatório dos pacientes, a fim de que possam retomar mais cedo suas atividades, e de que se reduza o número de retornos dos mesmos aos hospitais e ambulatórios, em caso de eventuais inflamações.

Assim, verifica-se que, com a redução local de temperatura, além de se evitar o superaquecimento gerado da vibração ultra-sônica, pode-se obter uma vasoconstrição, o que irá reduzir o metabolismo das estruturas, retardando, com isso, respostas aos estímulos impostos externamente, evitando riscos de inflamação, e não sendo, portanto, necessário o uso de anti-inflamatórios, os quais podem produzir hipertensão ocular e favorecer infecções virais.

Além disso, pelo fato de o fluido de irrigação encontrar-se a uma temperatura abaixo da ambiente, será possível separar a irrigação da aspiração, ficando esta última no mesmo local que o ultra-som, já que a solução balanceada agora fria, sendo aspirada durante a emulsificação, é capaz de esfriar a ponta da caneta, evitando queimaduras, mesmo se esta última estiver em íntimo contato com a parede da córnea e esclera.

Com a separação do canal de irrigação do restante da ponteira da caneta, há também uma conseqüente diminuição do comprimento da própria incisão, compreendendo mais um fator responsável pela redução do risco de inflamações.

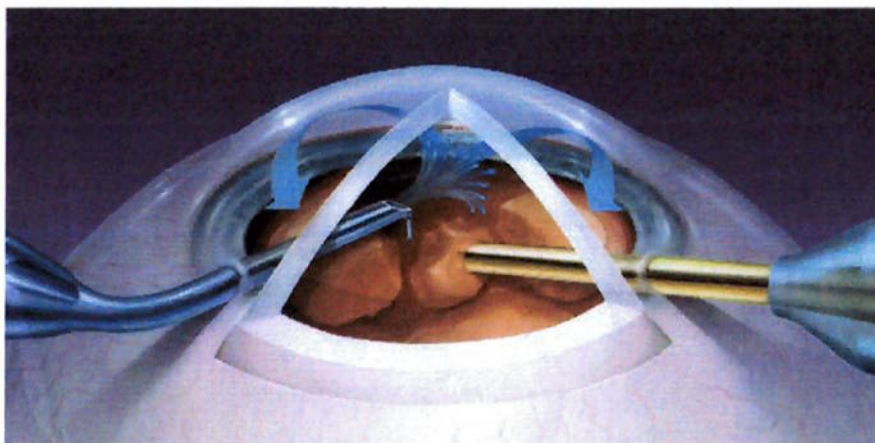


Figura 8-1- Esquema da técnica cirúrgica bi-manual, representando a separação entre ultra-som e irrigação

9. TRANSFERÊNCIA DE CALOR

9.1 ESTIMATIVA ANALÍTICA DO COMPORTAMENTO TÉRMICO DA PONTEIRA

Admitindo a hipótese de que toda a energia elétrica fornecida do corpo do equipamento à caneta é convertida em vibração ultra-sônica do cristal piezoelétrico, e tomando por base o caso extremo de máxima potência de operação do equipamento, tem-se:

$$U = P_{m\acute{a}x} \Delta t = (U_{m\acute{a}x} i_{m\acute{a}x}) \Delta t$$

Equação 9-1- Energia elétrica

onde:

U – energia elétrica máxima na ponteira

$P_{m\acute{a}x}$ – máxima potência elétrica

Δt – intervalo de tempo em que o cristal vibra durante o ato cirúrgico

De informações extraídas do manual de operações do aparelho (14.2- ANEXO B), além de informações práticas no que se refere ao tempo médio de vibração do cristal, ou seja, o tempo médio em que o cirurgião mantém a função ultra-som acionada pelo pedal, lembrando que este último parâmetro varia com a dureza do cristalino opaco, vem:

$$P_{m\acute{a}x} = 0,132W$$

$$\Delta t \cong 2 \text{ min}$$

$$\therefore U \cong 15,84J$$

Ainda do manual de operações, recomenda-se que, após a utilização, a caneta seja resfriada em ar por, aproximadamente 15 minutos, não devendo nunca ser imersa.

Assim, admitindo que toda a energia elétrica calculada acima seja convertida em energia mecânica de vibração do cristal, que esta seja inteiramente dissipada na

forma de calor, e que tal calor seja dissipado ao ambiente por convecção e radiação durante esses 15 minutos de repouso, tem-se:

$$\dot{Q} \times 15 \text{ min} = (\dot{q}_{\text{convecção}} + \dot{q}_{\text{radiação}}) \times 15 \text{ min} = 15,84 \text{ J}$$

Equação 9-2- Resfriamento ponteira

$$\therefore \dot{Q} = 0,0176 \text{ W}$$

onde $\dot{Q}$ representa uma estimativa conservativa da taxa de resfriamento da ponteira após o procedimento cirúrgico.

Conhecida a taxa de resfriamento da ponteira, e sabendo que este resfriamento é consequência de fenômenos de convecção e radiação, estima-se a temperatura máxima característica da ponteira (T_p), associada aos últimos instantes da emulsificação do núcleo do cristalino opaco.

Desta forma, tem-se:

$$\dot{Q} = \dot{q}_{\text{convecção}} + \dot{q}_{\text{radiação}}, \text{ onde:}$$

$$\dot{q}_{\text{convecção}} = hA(T_p - T_{\infty}) \quad \text{e} \quad \dot{q}_{\text{radiação}} = \varepsilon A \sigma (T_p^4 - T_{\infty}^4)$$

Equação 9-3- Convecção e radiação

De informações práticas, sabe-se que a temperatura média do centro cirúrgico é mantida em 25° C, além disso, de pesquisa bibliográfica [9] são conhecidos:

- para convecção natural em ar: $h = 10 \text{ W} / \text{m}^2 \cdot ^\circ \text{C}$
- constante de Stefan-Boltzman: $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \text{ W} / \text{m}^2 \cdot \text{K}^4$
- emissividade em superfície de Alumínio polido, para $T_{\infty} = 25^\circ \text{C}$:
 $\varepsilon \cong 0,06$

Quanto à área da superfície da ponteira em contato com a estrutura intra-ocular, verifica-se:

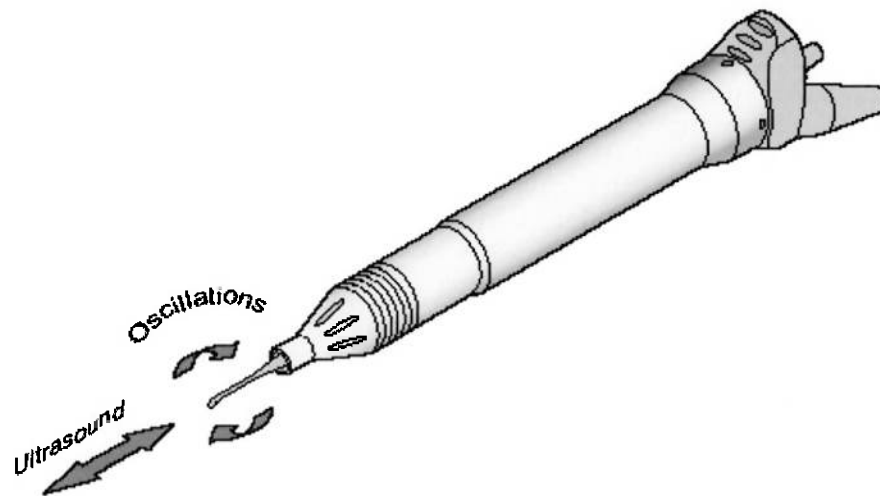


Figura 9-1- Representação da caneta e sua ponteira ultra-sônica ^[19]

- diâmetro da ponteira: $d = 2mm$
- comprimento característico: $l = 1cm$
- área da superfície: $A = \left(\frac{\pi d^2}{4} \right) l = 62,83mm^2$

Substituindo os parâmetros conhecidos, tem-se:

$$\dot{q}_{convecção} = 62,83 \cdot 10^{-5} (T_p - 298) \quad \text{e} \quad \dot{q}_{radiação} = 2,14 \cdot 10^{-13} (T_p^4 - 298^4)$$

Como já é sabido que:

$$\dot{Q} = \dot{q}_{convecção} + \dot{q}_{radiação} = 0,0176W$$

Chega-se ao polinômio:

$$2,14 \cdot 10^{-13} T_p^4 + 62,83 \cdot 10^{-5} T_p - 0,206 = 0$$

Equação 9-4- Temperatura máxima da ponteira

Cuja única solução fisicamente possível é:

$$T_p = 324,14K = 51,14^\circ C$$

9.2 ESTIMATIVA ANALÍTICA DO AQUECIMENTO DA ESTRUTURA OCULAR

Admitindo como hipótese o fato de a superfície corneana atingir o equilíbrio térmico com a caneta após os aproximados 2 minutos em que o ultra-som está ativo, estima-se a temperatura da superfície intra-ocular (T_s) pela temperatura da superfície metálica da caneta em íntimo contato com a mesma (T_p).

Assim, chega-se a:

$$T_s = T_p = 51,14^\circ\text{C}$$

Equação 9-5- Temperatura máxima da córnea

como se pode também evidenciar do gráfico abaixo, obtido de revisão bibliográfica.

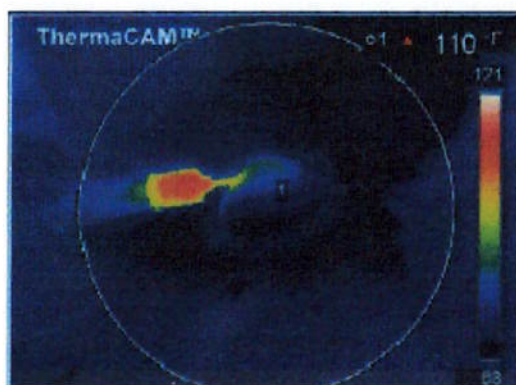


Figura 9-2- Fotografia obtida pelo fabricante do equipamento, segundo a qual se observa que a ponteira ultra-sônica atinge temperaturas da ordem de 50°C

De pesquisa bibliográfica [15], sabe-se que o globo ocular pode ser representado esquematicamente por:

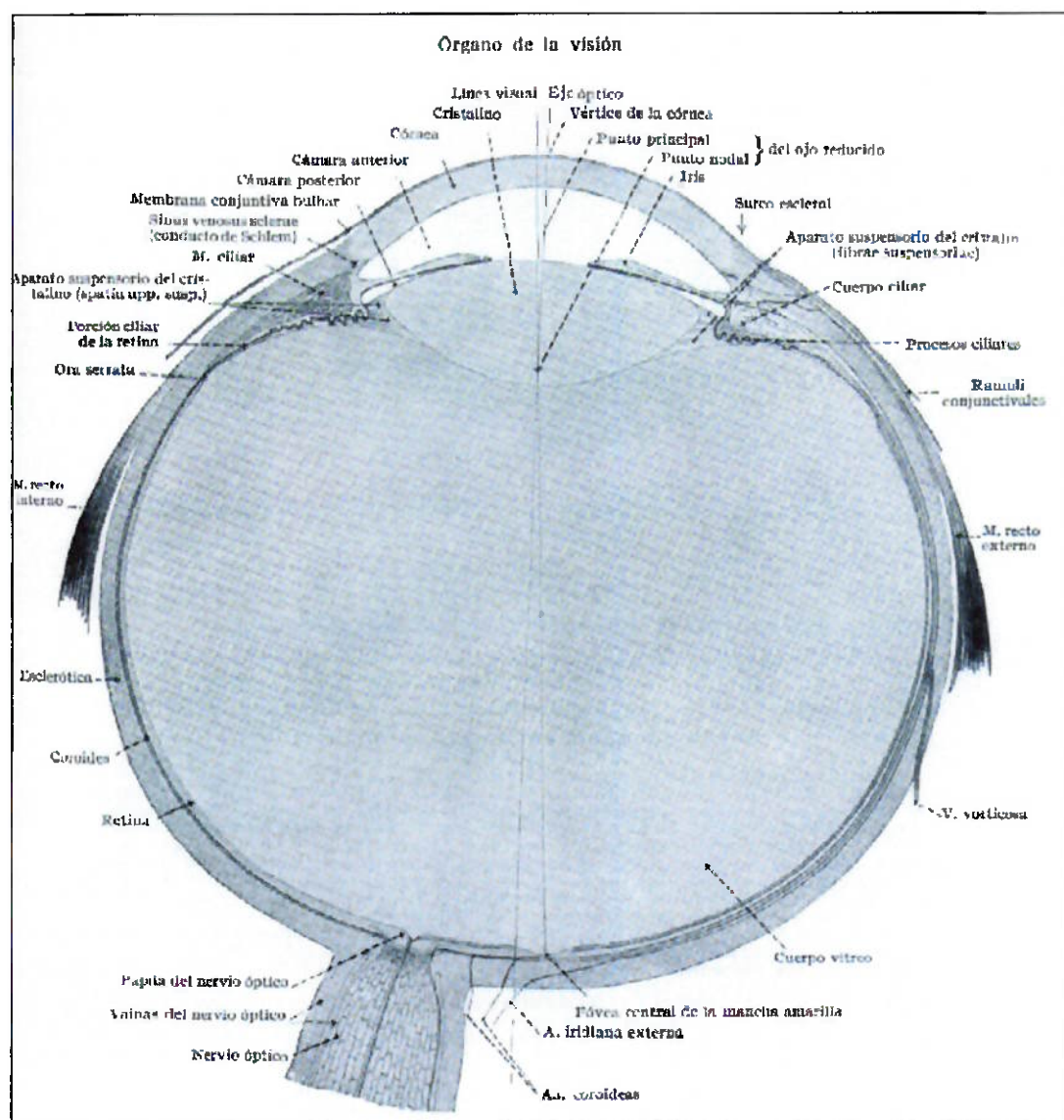


Figura 9-3- Corte transversal esquemático do olho direito passando pelo meridiano horizontal (original em escala 5:1)

Desta forma, estima-se a superfície da câmara anterior por uma semi-esfera de raio $R = 6\text{mm}$.

Admitindo T_s a temperatura da estrutura intra-ocular aquecida, conclui-se, da Lei de Fourier, que a taxa de aquecimento condutivo desta estrutura ($\dot{Q}_H$), desde sua temperatura normal de 37°C até $51,14^\circ\text{C}$, é da ordem de:

$$\dot{Q}_H = KA_1 \frac{\partial T}{\partial x}$$

Equação 9-6- Lei de Fourier

Onde:

K – condutividade térmica aproximada pela dos músculos ($K = 0,41W / m.K$)

A_1 – área da seção transversal da câmara anterior

$$A_1 = \frac{\pi R^2}{2} = \frac{\pi (0,006)^2}{2} = 5,652.10^{-5} m^2$$

∂x - diâmetro da semi-esfera representativa da câmara anterior

$$\partial x = 2R = 0,012m$$

Assim, tem-se:

$$\dot{Q}_H = KA_1 \frac{\partial T}{\partial x} = 0,41.5,652.10^{-5} \cdot \frac{(51,14 - 37,00)}{0,012}$$

$$\dot{Q}_H = 0,027306W$$

Equação 9-7- Taxa de aquecimento condutivo da córnea

9.3 ESTIMATIVA ANALÍTICA DO RESFRIAMENTO DA ESTRUTURA OCULAR

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 (14.2- ANEXO B), a menor vazão a que se pode recorrer para a irrigação, isto é, o valor crítico desta vazão para a troca de calor, vale:

$$\dot{m}_f = 5cc / \text{min} = 5ml / \text{min} = 8,425 \cdot 10^{-5} \text{ kg} / \text{s}$$

Equação 9-8- Vazão crítica do fluido

Quanto à temperatura de entrada do fluido de irrigação, será estabelecida aquela que se obtém quando de sua refrigeração nos *frigobares* encontrados em clínicas cirúrgicas particulares, isto é, aproximadamente 15 °C.

Isto se dá pelo fato de ter-se observado, durante o desenvolvimento do presente trabalho, que, enquanto em clínicas particulares refrigera-se o fluido momentos antes da cirurgia, em hospitais públicos, dada a maior demanda, tal procedimento não é adotado, por simples falta de tempo e/ou planejamento.

Desta forma, este dispositivo acessório a ser projetado, auxiliaria sobremaneira não apenas os cirurgiões, por poupá-los da atividade de dispor a solução de irrigação previamente em uma geladeira, mas também os pacientes de baixa renda, suscetíveis exclusivamente aos hospitais públicos.

Assim, admitindo que o resfriamento da estrutura intra-ocular dar-se-á pela convecção conseqüente do fluxo da irrigação, aplica-se a *Lei do Resfriamento de Newton*:

$$\dot{Q}_C = hA_2(\bar{T}_s - \bar{T}_f)$$

Equação 9-9- Lei do Resfriamento de Newton

sabendo que:

$\dot{Q}_c$ - taxa de resfriamento da estrutura intra-ocular;

h - coeficiente de transferência de calor por convecção;

A_2 - área da superfície a ser resfriada, estimada pela área da semi-esfera da córnea;

$$A_2 = \frac{4\pi R^2}{2} = \frac{4\pi(0,006)^2}{2} = 2,26.10^{-4} m^2$$

$\bar{T}_s$ - temperatura média da estrutura intra-ocular durante o procedimento, estimada pela média aritmética das temperaturas final e inicial da mesma;

$$\bar{T}_s = \frac{51,14 + 37,00}{2} = 44,07^\circ C$$

$\bar{T}_f$ - temperatura média do fluido de irrigação durante o procedimento, estimada pela média aritmética entre sua temperatura inicial e a temperatura média da estrutura intra-ocular.

$$\bar{T}_f = \frac{15,00 + 44,07}{2} = 29,535^\circ C$$

Admitindo a hipótese de a BSS apresentar comportamento físico-químico semelhante ao da água destilada, suas propriedades no instante inicial do resfriamento, isto é, para sua temperatura de 15°C, podem ser interpoladas de tabeladas encontradas na bibliografia [9], permitindo que se obtenha:

μ - viscosidade;

$$\mu = 0,001138 \frac{N.s}{m^2}$$

K – condutividade térmica;

$$K = 0,5948 \frac{W}{m.K}$$

C_p – calor específico;

$$C_p = 4.186 \frac{J}{kg.K}$$

Outras hipóteses a serem consideradas relacionam-se ao adimensional Número de Nusselt (Nu), responsável pela avaliação do gradiente de temperatura adimensional na superfície, e diretamente proporcional ao coeficiente de transferência de calor por convecção (h), além de considerações sobre o Número de Prandtl (Pr), relativo às difusividades de momento e térmica.

O Número de Reynolds, representante da relação entre forças viscosas e forças de inércia do escoamento, para o valor crítico de vazão anteriormente citado, é mensurado por:

$$Re = \frac{4\dot{m}_f}{\pi\mu D_H}$$

Equação 9-10- Número de Reynolds

onde D_H é o diâmetro hidráulico, calculado por:

$$D_H = \frac{4A_1}{P_{molhado}} = \frac{4 \frac{\pi(0,006)^2}{2}}{\frac{2\pi(0,006)}{2} + 0,012} \cong 7,331mm$$

Equação 9-11- Diâmetro hidráulico

Assim, conclui-se:

$$Re = 12,865$$

Quanto ao adimensional Número de Prandtl, vem:

$$Pr = \frac{c_p \mu}{K}$$

Equação 9-12- Número de Prandtl

Fazendo as devidas substituições:

$$Pr = 11,619$$

Admitindo um escoamento laminar, comprovado por $Re = 12,865 (< 2,3 \cdot 10^3$, valor considerado crítico para escoamentos no interior de dutos, segundo [9]), completamente desenvolvido, ocorrendo sobre uma superfície com transferência de calor uniforme, e com $Pr = 11,62 > 0,6$, então a revisão bibliográfica [9] garante:

$$Nu_D = 4,364$$

Lembrando que:

$$Nu_D = \frac{D_H \cdot h}{K}$$

Equação 9-13- Número de Nusselt

então, o coeficiente de transferência de calor por convecção fica:

$$h = 244,074 W / m^2 K$$

Finalmente, da Equação 9-9 verifica-se que a taxa de resfriamento imposta à estrutura intra-ocular é da ordem de:

$$\dot{Q}_C = hA_2\Delta T = 244,074 \cdot 2,26 \cdot 10^{-4} (44,07 - 29,535)$$

$$\therefore \dot{Q}_C = 0,802 W$$

Equação 9-14- Taxa de resfriamento da córnea

Assim, considerando como volume de controle a câmara anterior:

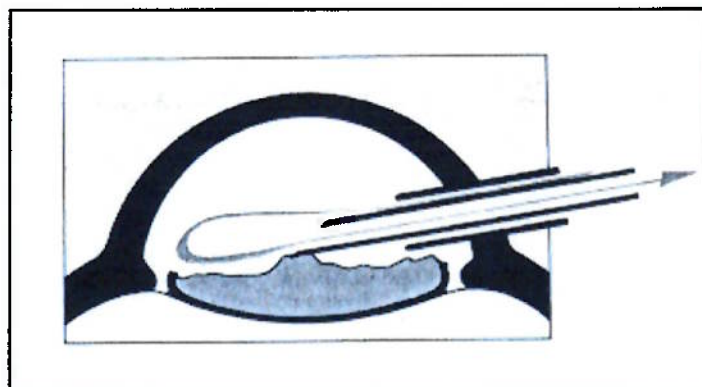


Figura 9-4- Volume de controle^[3]

e lembrando que o ultra-som fica acionado em média durante 2 minutos, enquanto a irrigação ocorre durante todo o ato cirúrgico, ou seja, por aproximados 15 minutos, observa-se que:

Energia de resfriamento da córnea > Energia de aquecimento da córnea

$$\dot{Q}_C \cdot 15 \text{ min} > \dot{Q}_H \cdot 2 \text{ min}$$

Tal diferença está associada a um resfriamento da estrutura intra-ocular a temperaturas abaixo da temperatura de 37 ° C, em relação a qual foram realizados os cálculos de resfriamento, o que vai ao encontro do proposto pelo trabalho: refrigerar a estrutura abaixo de sua temperatura normal corpórea, a fim de se retardar o metabolismo e reduzir a incidência de inflamações.

Desta forma, verifica-se:

$$\frac{\dot{Q}_C}{A_2} \cdot 15 \text{ min} = \frac{\dot{Q}_H}{A_1} \cdot 2 \text{ min} + E_C''$$

onde E_C'' representa a energia de resfriamento da córnea abaixo de seus 37 °C, por unidade de área.

Ainda da lei do resfriamento de Newton, chega-se que a temperatura da córnea resfriada (T_s) aproxima-se de:

$$E_C'' \cdot (15 \text{ min} \cdot 60s) = h \cdot (37,00 - T_s)$$

$$\therefore T_s \approx 25^\circ C \approx 298K$$

10. VERIFICAÇÃO POR DINÂMICA DOS FLUIDOS COMPUTACIONAL

A fim de se confirmar o resfriamento projetado analiticamente, foram realizadas simulações do escoamento em questão e sua respectiva transferência de calor. Para tal, foi utilizado como meio de processamento dos dados, o software de volumes finitos FLUENT.

Durante o pré-processamento, com o auxílio do GAMBIT, foi gerada uma malha simplificada em 2 dimensões da câmara anterior, representando uma projeção no plano XY do volume de controle em estudo, conforme se ilustra abaixo:

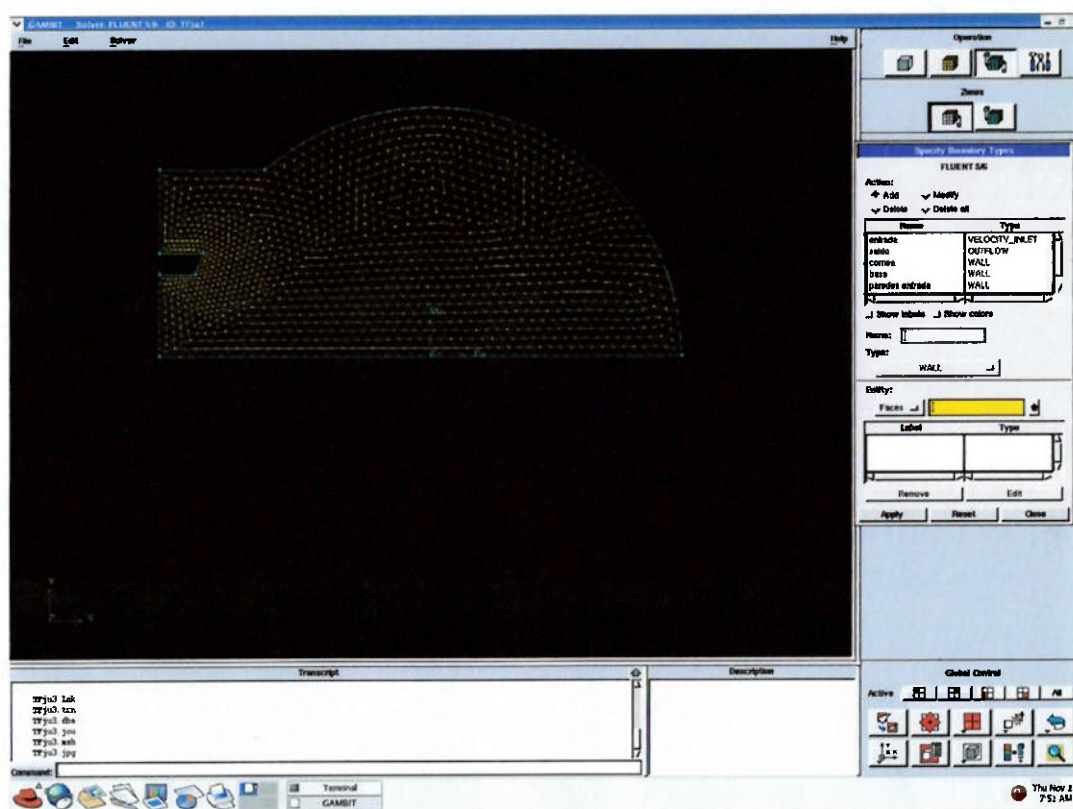


Figura 10-1- Malha representativa da câmara anterior, gerada em GAMBIT.

Na definição das condições de contorno, previu-se uma aresta para entrada de fluido, outra aresta para a saída, e, as demais, simples paredes.

As dimensões foram estabelecidas na escala de milímetros, com a ajuda do menu GRID, no próprio FLUENT.

Quanto aos modelos escolhidos, em vista dos baixos números de Reynolds do problema em estudo e da ocorrência de transferência de calor, escolheu-se um modelo de viscosidade laminar com a equação da energia habilitada.

As propriedades do material do escoamento foram definidas de acordo com os valores estimados na seção anterior do presente trabalho.

Das condições iniciais e condições de contorno anteriormente descritas, puderam-se plotar o comportamento da estrutura intra-ocular no instante inicial da irrigação e seu comportamento após os 15 minutos médios em que a irrigação permanece ativa durante o ato cirúrgico. Em ambos os casos, considera-se a temperatura máxima da córnea de 51,14 °C, a temperatura de entrada da solução de 15,00 °C, e sua vazão mínima de 5 ml/min.

Para a simulação do instante inicial, foi avaliada a solução *steady*, tomando como condição de contorno térmica uma temperatura constante na parede da córnea de 51,14 °C.

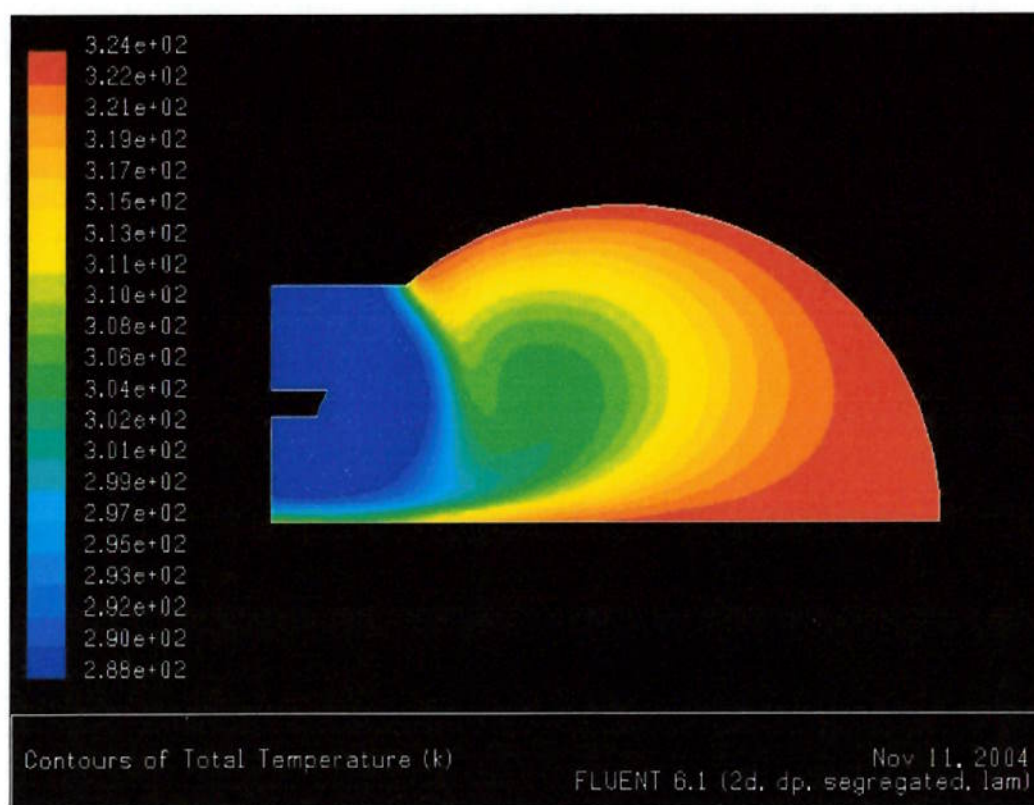


Figura 10-2- Comportamento da câmara anterior no instante inicial da irrigação.

Já para a simulação do problema 15 minutos após a irrigação, foi avaliada a solução *unsteady*, com 10.000 iterações, adotando como condição inicial a simulação *steady* anterior, e como condição de contorno térmica um fluxo de calor constante, do escoamento para a parede da córnea, da ordem de 3,5 KW/m².

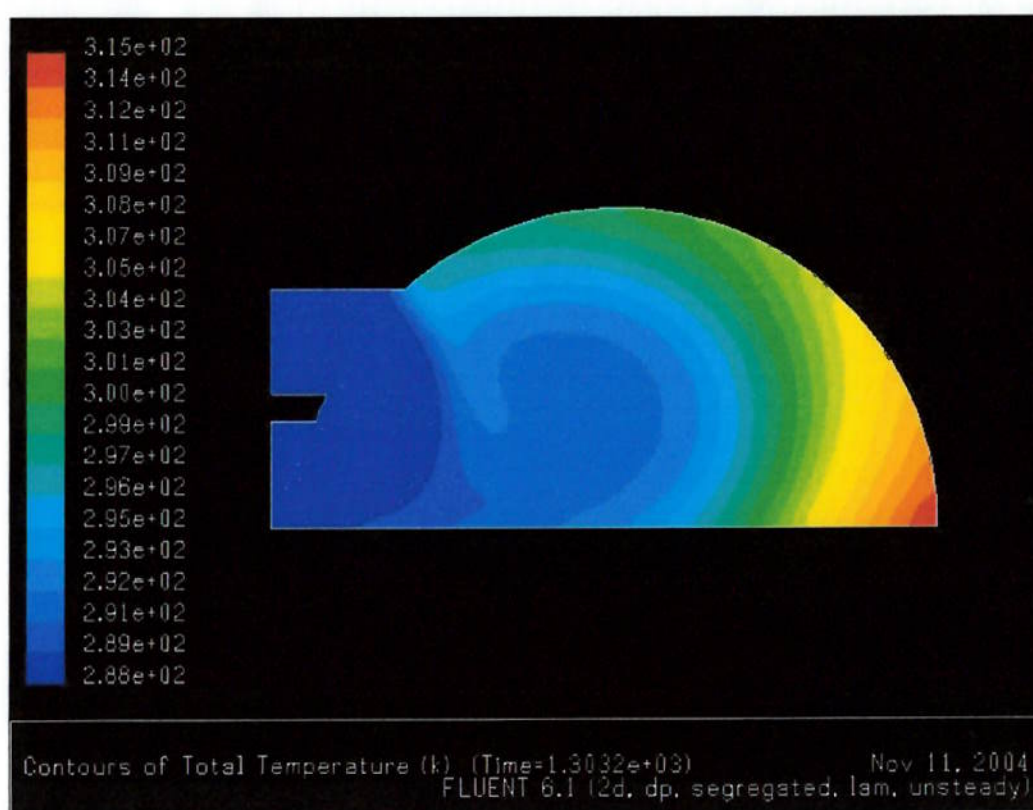


Figura 10-3- Comportamento da câmara anterior após os 15 minutos da irrigação.

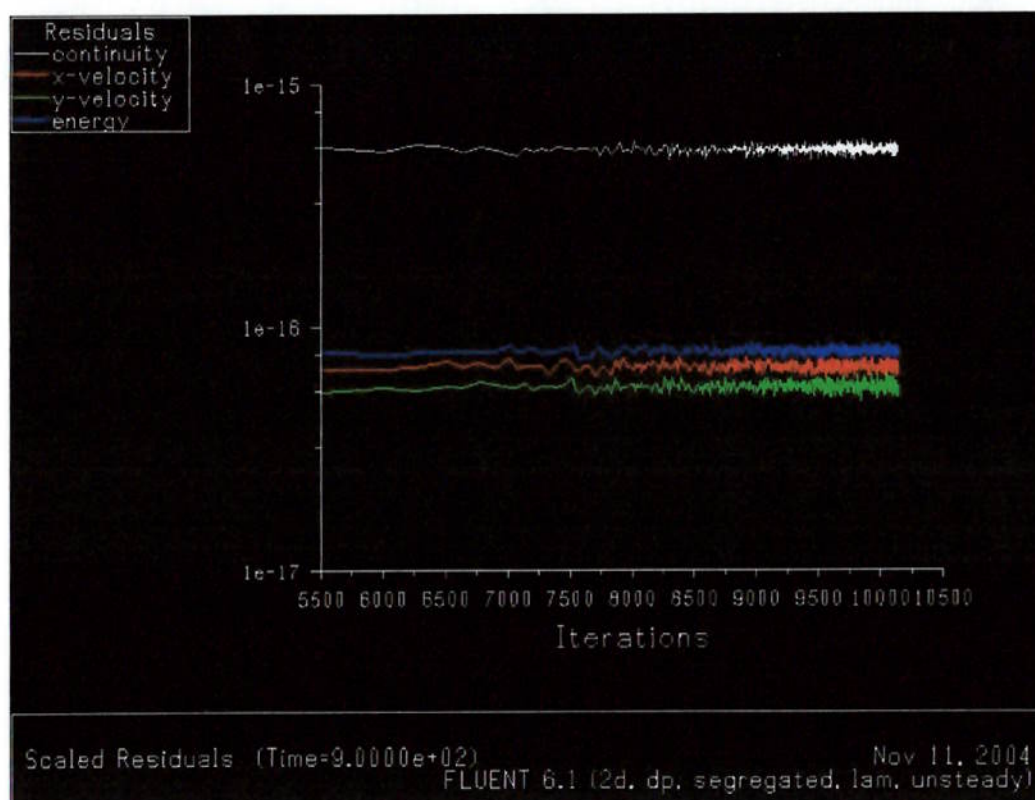


Figura 10-4- Análise dos resíduos durante o regime transitório.

Tanto na análise instantânea quanto na transitória, as discretizações dos parâmetros foram definidas por:

PRESSURE: STANDARD

PRESURE – VELOCITY COUPLING: SIMPLEC

MOMENTUM: SECOND ORDER UPWIND

UNDER-RELAXATION FACTORS:

PRESSURE – 0,7

DENSITY – 1

FORCES – 1

MOMENTUM – 0,7

ENERGY - 1

Assim, como se verifica das simulações expostas anteriormente, os resultados previstos analiticamente para o resfriamento da câmara anterior, quando submetida a um escoamento de BSS com temperatura inicial de 15 °C (288 K), apresentam-se de forma coerente com aqueles obtidos das simulações em volumes finitos, podendo-se concluir que um resfriamento da solução de irrigação, de 25 para 15 °C, traria os benefícios desejados à estrutura intra-ocular durante a cirurgia de remoção de catarata.

11. PROPOSTA DE SOLUÇÃO

Neste trabalho pretende-se investigar a viabilidade de implementar um sistema de troca de calor ao facoemulsificador, a fim de que, com a redução da temperatura do fluido de irrigação, reduzam-se os riscos de inflamação e possam ser separados os canais de irrigação do restante da ponteira da caneta.

11.1 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, 4x40x40 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, e segundo o qual, quando uma corrente 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.

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 125W, 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.

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.

11.2 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.

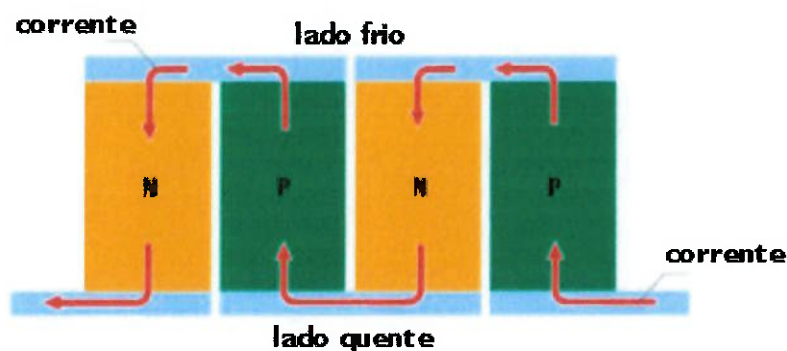


Figura 11-1- Princípio do efeito Peltier

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

Quando uma corrente DC 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.

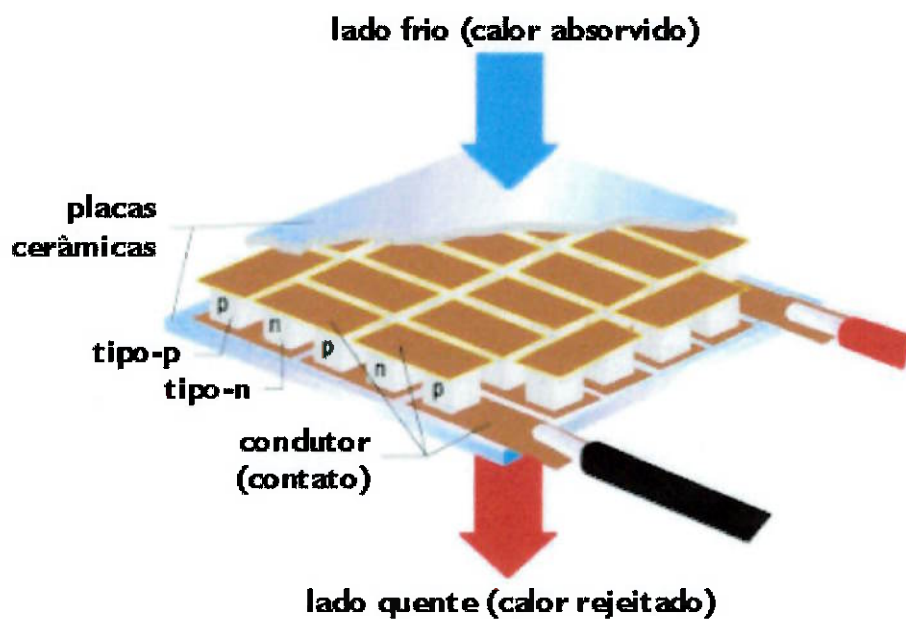


Figura 11-2- Esquema resfriamento Peltier

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%.

11.3 SOLUÇÃO

Para o caso em estudo, deseja-se reduzir a temperatura do fluido de irrigação de 25° C (temperatura ambiente do centro cirúrgico) para 15° C, a fim de que se permita o resfriamento da estrutura intra-ocular durante a cirurgia.

Dado 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:

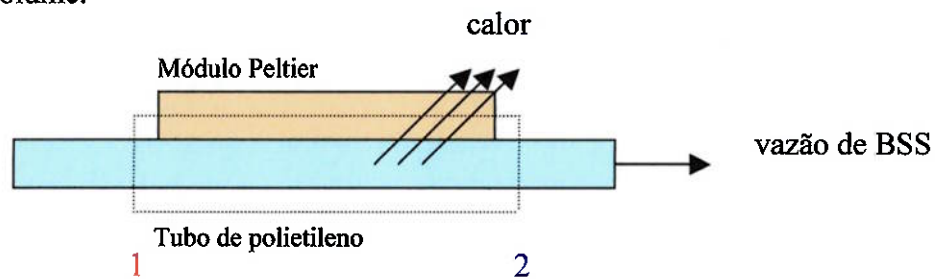


Figura 11-3- Esquema de resfriamento da BSS

Da teoria de transferência de calor, com a hipótese de escoamento unidimensional (em x), sabe-se que, pela lei de Fourier:

$$\dot{Q} = KA \frac{dT}{dx}$$

onde:

K – condutividade térmica do polietileno ($K \approx 0,13 \text{ W/m.K}$);

A – da hipótese de escoamento unidimensional, a área compreende o comprimento do módulo Peltier, por representar a área de contato deste com o tubo.

Desta forma, tem-se:

$$\dot{Q} = 1,13W$$

Equação 11-1- Potência térmica do módulo

Consultando o fabricante de placas Peltier *Marlow*[®], cujo catálogo pode ser visualizado no ANEXO D do presente relatório, verifica-se que o módulo cujas características mais se aproximam do necessário é:

Tabela 1- Propriedades do módulo Peltier selecionado

Modelo	ΔT N2(50°C)	ΔT N2(27°C)	Qmax (W) 27°C	Imax (A) 27°C	Vmax (V) 27°C	Placa Base		Placa Topo		Altura Módulo (mm)
						Largura (mm)	Comprimen to (mm)	Largura (mm)	Comprimen to (mm)	
SP5025	N/A	64	1,9	1,5	2,04	5,97	6,22	5,97	6,22	2,51

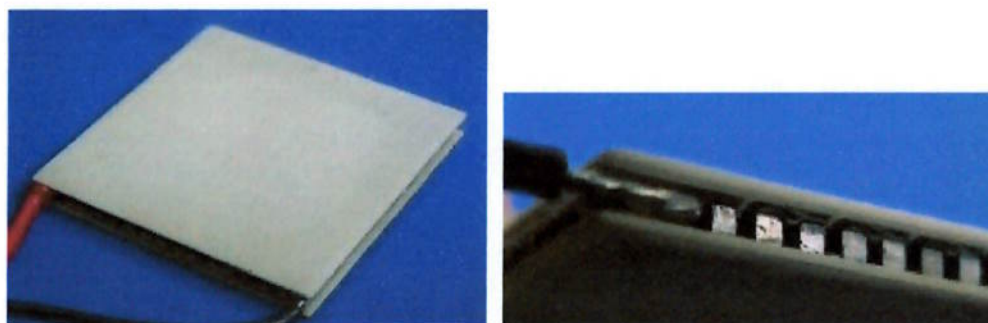


Figura 11-4- Detalhes do módulo Peltier selecionado

12. COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES

Neste trabalho foi comprovada a viabilidade de implementar um sistema de transferência de calor ao facoemulsificador, a fim de que, com a redução da temperatura do fluido de irrigação, pudesse ser separado o canal de irrigação da ponteira ultra-sônica, implicando o emprego da técnica cirúrgica *bi-manual*, em estudo no meio oftalmológico nos últimos anos. Com esta mudança, é evidenciada a menor dimensão do comprimento da incisão, além de que, com o resfriamento do fluido, retarda-se o metabolismo da estrutura intra-ocular, diminuindo os riscos de inflamação e tornando o pós-operatório menos demorado e problemático para o paciente.

Para tanto, um meticoloso estudo quanto às condições atuais de operação do equipamento foi realizado, permitindo que, com esses dados, pudesse ser projetado e selecionado o sistema de transferência de calor por efeito Peltier descrito no presente estudo.

Desta forma, o plano de projeto compreendeu o estudo do funcionamento do facoemulsificador *Series 20000 LEGACY*, da empresa *Alcon*, incluindo temperaturas e vazões de operação, dimensões requeridas e espaço livre disponível, assim como a análise da transferência de calor necessária, dadas as condições em que o equipamento opera, para o projeto de uma eficiente redução de temperatura da estrutura ocular.

Com o auxílio de ferramentas numéricas, pôde-se simular o escoamento do fluido refrigerado, permitindo a ilustração e confirmação dos efeitos projetados analiticamente.

Assim, este trabalho faz jus à conclusão de um curso de graduação em engenharia, pelo fato de não somente representar a aplicação dos mais variados conhecimentos técnicos adquiridos ao longo de cinco anos de estudos e dedicação, mas também por representar a aplicação dos mesmos em prol de melhorias nas condições pós-operatórias de indivíduos com catarata, trazendo, de certa forma, algum benefício para toda a sociedade.

13. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] BECHARA, S.J.; KARA-JOSÉ, N.; SORIANO, D.S. Incidência e profilaxia de endoftalmite em facetomias eletivas. In: *Arq Bras Oftalmol*, 1988; 51:156-9.
- [2] CIONNI, R.J. Challenging phacoemulsification procedures. In: *Masket S, Crandall AS editors. Atlas of cataract surgery*. London: Martin Dunitz, 1999 p. 241-53.
- [3] EISNER, Georg. Eye Surgery. *Springer-Verlag*, p. 263-288.
- [4] FREDA, R.; GAMA, A. J. D. Endoftalmite. In: *Rev Bras Oftalmol*, 1995; 54:35-40.
- [5] GIMBEL, H. V. Divide and conquer. In: *European Society of Cataract and Refractive Surgery. Council*, Jerusalem, 1987.
- [6] GIMBEL, H. V.; BROWN, D. Advanced phacoemulsification technique. In: *Gills JP. Editor Cataract surgery – The state of art*. Thorofare, N.J.: C.B. Slack; 1998. P. 101-24.
- [7] HAYASHI, H.; HAYASHI, K., NAKAO, F.; HAYASHI, F. Quantitative comparison of posterior capsule opacification after polymethylmethacrylate, silicone, and soft acrylic intraocular lens implantation. In: *Arch Ophthalmol* 116(12):1579-82, 1998 Dec.
- [8] HIGHERS, D. S.; HILL, R. J. Infectious endophthalmitis after cataract surgery. In: *Br J Ophthalmol* 1994;78:227-32.
- [9] INCROPERA, Frank P.; DEWITT, David P. Fundamental of heat and mass transfer. Fifth Edition.
- [10] MALISKA, Clovis R. Transferência de calor e mecânica dos fluidos computacional. LTC, 1995.
- [11] KATTAN, H. M.; FLYNN, H. W.; PFLUGFELDER, S. C.; ROBERTSON, C.; GORSTER, R. K. Nosocomial endophthalmitis survey: current incidence of infection after intraocular surgery. In: *Ophthalmology* 1991; 98:227-38.

- [12] 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. In: *Klin Monatsbl Augenheilkd*; 218(4):204-8, 2001 Apr.
- [13] NAGAHARA, K. B. Phaco Shop development and recent advances. In: Masket S, Crandall AS, editors. *Atlas of cataract surgery*. London: Martin Dunitz, 1999. P.31-7.
- [14] 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. In: *Arch Ophtalmol* 1994; 112:239-52.
- [15] SPALTEHOLZ, W. Atlas de anatomia humana. Editorial labor S. A., Barcelona, 1976, p. 911-981.
- [16] THOMAS, R.; KURIAKOSE, T.; GEORGE, R. Towards achieving small-incision cataract surgery 99.8% of the time. In: *Indian J Ophtalmol*; 48(2):145-51, 2000 Jun.
- [17] VAJPAYEE, R. B.; ANGRA, S. K.; HONAVAR, S. G.; KATOCH, S.; PRASAD, N.; BANSAL, A.; ANAND, J. Capsulotomy for phacoemulsification in hypermature cataracts. In: *J Cataract refract Surg*; 21(6):612-5, 1995 Nov.
- [18] 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. In: *J Cataract Refract Surg*; 26(7):1060-5, 2000 Jul.
- [19] SERIES 20000 TM* LEGACY[®] Operator's Manual.

14. ANEXOS

14.1 ANEXO A

Laboratório de Bioengenharia Oftálmica da Universidade Federal de São Paulo

Abril a Setembro de 2003

Tive a oportunidade de fazer parte da equipe de pesquisa do Laboratório de Bioengenharia Oftálmica da Unifesp, 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 porquê 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.

14.2 ANEXO B

Descrição do Equipamento – Operator's Manual

Em anexo, trechos de grande valia do manual de operações do equipamento *Legacy*, da empresa Alcon, no qual se baseia o presente projeto.

Cautions and Warnings

U/S and I/A Handpiece Tips

Ensure that handpiece tip is fully tightened to the handpiece. If not securely attached, error may be generated and/or inadequate tuning will occur. Ensure that the tip is not too tight so that it can be removed after use.

Use of a tool other than tip wrenches supplied by Alcon may cause damage to the tip and/or handpiece.

WARNING!

Use 0.9 mm *Series 20000® Turbosonics®* MicroTip U/S tips exclusively with purple *Series 20000® Turbosonics®* MicroTip infusion sleeves. Use 1.1 mm U/S tips exclusively with blue *Turbosonics®* infusion sleeves. Mismatching U/S tips and infusion sleeves may create potentially hazardous fluidic imbalances.

- The *Mackool*** tips are designed for use with the gold *Mackool*** handpiece only. Do not attempt to thread onto a non-*Mackool*** handpiece.

WARNING!

Check for the presence and correct position of the polymer tubing on the *Mackool*** tips. Never attempt to remove the tubing. Use of the *Mackool*** tips without the polymer tubing may result in a hazardous condition for the patient.

Recommended Vacuum Range for I/A Tips

It is important that only the proper size I/A tip be used when operating in the maximum vacuum level. Only the 0.2 mm or 0.3 mm I/A tips should be used with vacuum limits above 100 mmHg (see Table 1-1).

I/A Min and I/A Max adjustable vacuum range is 0-500+.

TIP SIZE	VACUUM RANGE (mmHg)
0.2 mm	0 - 500+
0.3 mm	0 - 500+
0.5 mm	0 - 100

Table 1-1 RECOMMENDED VACUUM RANGE FOR VARIOUS I/A TIPS

Aspiration/Vacuum Adjustments

Adjusting aspiration rates or vacuum limits above the preset values may result in aspiration levels (volumes) exceeding irrigation inflow. This may cause chamber shallowing or collapse which may result in patient injury.

Occlusion Tones

Two different occlusion tones (intermittent beeping tones during occlusion) indicate that the vacuum is near or at the limit, and aspiration flow is reduced or stopped to avoid exceeding the vacuum limit. The first type, the Aspiration Occlusion tone, sounds when occlusion occurs during aspiration only (in the absence of ultrasonic power). The Aspiration Occlusion tone is a lower, intermittent single beep. The second type of occlusion tone, the U/S Occlusion tone, is a higher, intermittent double beep, and sounds when occlusion occurs during application of ultrasonic power. The Aspiration Occlusion and U/S Occlusion tones indicate that the vacuum has reached maximum allowed value. In addition to or in place of this, both sounds can also be enabled to indicate that the vacuum is approaching maximum allowed value and that the pump has slowed down. This event is defined as pre-occlusion. Volumes indicating pre-occlusion or occlusion events for both Aspiration and U/S tones can be adjusted individually or turned off (the only exception is that U/S Occlusion tone cannot be turned off). The table below summarizes functions of the occlusion tones.

OCCLUSION TONES	FOOTPEDAL POSITION	
	2 (Irrigation and Aspiration)	3 (Irrigation, Aspiration, Ultrasound, and NeoSoniX® if applicable)
Aspiration Occlusion Tone	Lower, intermittent single beep. Sounds when vacuum has achieved vacuum limit. Indicates that pump has stopped. Volume can be adjusted or turned off, default is on.	Disabled.
Aspiration Pre-Occlusion Tone	Lower, intermittent single beep. Sounds when vacuum is approaching vacuum limit (equal approximately 90% of maximum value). Indicates that pump has slowed down. Volume can be adjusted or turned off, default is off.	Disabled.
U/S Occlusion Tone	Disabled.	Higher, intermittent single beep. Sounds when vacuum has achieved vacuum limit. Indicates that the pump has stopped, volume can be adjusted but cannot be completely turned off.
U/S Pre-Occlusion Tone	Disabled.	Higher, intermittent single beep. Sounds when vacuum is approaching vacuum limit (equal approximately 90% of the maximum value). Volume can be adjusted or turned off, default is off.

Table 1-2 OCCLUSION TONES AND FUNCTIONS

Cautions and Warnings

Aspiration Flow Rates

Actual aspiration flow rates when using small port tips may be less than the flow rate displayed on the front panel.

Footswitch

Never pick up or move the footswitch by the cable. Damage may result.

High Altitudes

Vitreotomy cutting performance may vary at high altitudes. Consult Alcon Technical Service for additional information. The Steerable I/A system is limited to use in altitudes under 6,000 feet (1,828 meters). The Steerable I/A system will not perform properly at an altitude over 6,000 feet (1,828 meters).

Presurgical Check-out Tests

Presurgical check-out tests must be performed as outlined in the Setup and Checkout section. If an error message or advisory message is displayed on the front panel, refer to the Troubleshooting section of this manual. If the problem persists, **DO NOT PROCEED**.

Consumable Paks

Do not use consumable paks beyond the expiration date on the outer packaging. Sterile disposable medical devices should not be reused! (Accreditation Manual for Hospitals, 1982). The equipment used in conjunction with the Alcon Surgical *Series 20000®* consumables constitutes a complete system. Use of consumables other than the Alcon Surgical *Series 20000®* consumables may affect system performance and create potential hazards, and if it is determined to have contributed to the malfunction of the equipment under contract, could result in the voidance of the contract and/or invoicing at prevailing hourly rates.

In all cases, the instrument setup instructions contained in this manual, and all label instructions in the package, should be thoroughly understood prior to using any of the *Series 20000®* pak configurations.

Ensure that the tubings are not occluded during any phase of operation.

Coagulation Function

Following are general precautions to be followed when utilizing the Coagulation function:

- To ensure safe operation of the Coagulation function, only listed cables and accessories must be used. Coagulation performance can be guaranteed only when using Alcon Surgical components or Alcon-endorsed components. Cables should always be positioned in such a way that contact with the patient is prevented.
- To reduce the risk of accidental burns, caution should always be taken when operating high-frequency surgical equipment.
- Flammable agents used for cleaning or disinfecting or as solvents of adhesives should be allowed to evaporate before the application of high-frequency surgery.
- Interference produced by the operation of high-frequency surgical equipment may adversely influence the operation of other electronic equipment.
- Accessories should be checked regularly; electrode cables should particularly be checked for possible damage to the insulation.
- Operation of the Coagulation mode is limited to extraocular uses only.
- The lowest power level in coagulation mode should always be selected for the intended purpose.

WARNING!

Do not use the coagulation function on patients with pacemakers. If electrosurgery is used on patients with implanted cardiac pacemakers or pacemaker electrodes, be aware that irreparable damage to the pacemaker and its function may occur and lead to ventricular fibrillation.

CAUTION

The STTL is not protected against the effects of defibrillator discharge.

General

- Do not use the STTL near flammable anesthetics.
- Do not push or pull the unit by the display, the tray, or the IV pole. Handles located at the front and rear of the unit are provided for moving the instrument. The unit should be pulled and not pushed, especially over elevator and door thresholds.

Cautions and Warnings

Kelman™* Steerable I/A Handpiece and Tip

The Steerable I/A tip must only be used with the Steerable I/A handpiece.

Care should be taken when steering the I/A tip in the eye. Always insure that the tip is in the field of view.

It is recommended to use Continuous Irrigation with the Steerable I/A system in order to always maintain proper anterior chamber pressure during steering of the tip.

Actual aspiration flow rate may be less than the flow rate displayed on the front panel due to the small port diameter of the Steerable I/A tip.

Always remove the Steerable I/A tip from the handpiece and store in the tip holder prior to sterilization. To avoid tip damage, always sterilize the tip in the tip holder. Do not sterilize the Steerable I/A handpiece, pneumatic tubing or tips by ETO.

Care must be exercised when handling the Steerable I/A tip. The distal portion of the tip is fragile, and when subjected to external forces will become damaged.

NOTE: When using the Kelman™* Steerable I/A system, footswitch control of the IV bottle is disabled in all modes. The IV pole can still be raised or lowered using controls on the front panel or the remote control.

Use of a tool other than the I/A tip wrench supplied in the Series 20000® paks may cause damage to the Steerable I/A tip or the handpiece.

WARNINGS!

The Kelman™* Steerable I/A tip is designated as limited re-use and is qualified to operate properly when sterilized no more than ten times.

The Kelman™* Steerable I/A handpiece and Kelman™* Steerable I/A tip are designed as a system. Neither component is designed for use with other tips or handpieces. Use of an I/A tip other than the Steerable I/A tip with the Steerable I/A handpiece is not permitted and may result in damage to the accessories.

Cautery, Diathermy, Coagulation

In the past, some of Alcon Surgical's products have referred to the feature "Cautery." The STTL uses the word "Coagulation" in place of Cautery, based on the following definitions:

- Cautery - cutting and burning method associated with two hot wires passing a current between them; cutting away skin; halting bleeding.
- Diathermy - introducing an electric field into a body part to produce heat.
- Coagulation - an isolated bipolar current supplied to conductors (e.g. forceps). Current passes between these electrodes, halting bleeding. (Abbreviated "Coag" in some of the text of this operator's manual.)

PRODUCT SERVICE

For product service, please contact Alcon's Technical Services Department at the number provided below.

Operators experiencing problems with the system should refer to the Operating Instructions and Troubleshooting sections of this manual. A problem which persists should be referred to the Alcon Technical Services Department or your local authorized service representative.

For optimum performance, it is the user's responsibility to schedule preventive maintenance service on the system and its accessories two times each year. Alcon's Field Service Engineers are trained and equipped to provide the highest quality of workmanship.

Safety performance should be verified by the user (e.g., qualified service personnel) at least twice a year. Ground resistance must be under 0.1 ohms. Leakage current must be under 100 μ A (for 100 VAC/120 VAC operation) and under 500 μ A (for 240 VAC operation).

To avoid unnecessary shipping, please contact your Alcon Technical Services Department prior to return of any system or accessories. If return of the equipment is deemed necessary, a Return Material Authorization will be issued with appropriate shipping instructions.

Alcon Laboratories, Inc.
Technical Services Department
15800 Alton Parkway
Irvine, California 92618-3818
(949) 753-1393, or (800) 832-7827

LIMITED WARRANTY

Alcon Laboratories, Inc., will repair or replace at its option, any system or accompanying accessories found to be defective in material and/or workmanship for a period of one (1) year from the date of initial installation. This warranty applies to the original purchaser of the system, when said system is properly installed, maintained, and operated in accordance with published instructions.

Alcon Laboratories shall not be obligated to provide services under this warranty for damage to or destruction of systems covered where such damage or destruction is (i) a result of or caused by fire or explosion of any origin, riot, civil commotion, aircraft, war, or any Act of God including, but not limited to lightning, windstorm, hail, flood, earthquake, or (ii) caused by customer's misuse or improper servicing of said systems.

The express warranty above is the sole warranty obligation of Alcon, and the remedy provided above is in lieu of any and all other remedies. There are no other agreements, guarantees, or warranties — oral or written, express or implied — including without limitation warranty of merchantability or fitness for a particular purpose. Alcon shall have no liability whatsoever for any incidental or consequential damages arising out of any defect, improper use, or unauthorized service or repair.

WARNING!

The consumable products used in conjunction with Alcon instrument products constitute a complete surgical system. Use of consumable products and handpieces other than those manufactured by Alcon may affect system performance and create potential hazards. If it is determined that consumable products or handpieces not manufactured by Alcon have contributed to the malfunction of the equipment during warranty period, service will be provided at prevailing hourly rates.

DIMENSIONS:	Height:	55 inches (138 cm)	
	Width:	20 inches (51 cm)	
	Depth:	23 inches (57 cm)	
WEIGHT:	Unpacked:	200 pounds (90 kg)	
	Packed:	275 pounds (125 kg)	
ENVIRONMENTAL LIMITATIONS:		<u>Operating</u>	<u>Non-Operating</u>
	Altitude:	8,000 feet (2438 meters)	40,000 feet (12,191 meters)
	Steerable I/A Altitude:	6,000 feet (1,828 meters)	
	Temperature:	10° C to 35° C (50° F to 95° F)	-40° C to 60° C (-40° F to 140° F)
	Relative Humidity:	10% to 95% without condensation	10% to 95% without condensation
ELECTRICAL REQUIREMENTS: The system will auto select between the following voltages:			
100 - 120 V, 50/60 Hz			
220 - 240 V, 50/60 Hz			
MAXIMUM INPUT CURRENT:	10 A		
MAXIMUM POWER CONSUMPTION:	≤ 523 watts		
PROTECTION AGAINST ELECTRIC SHOCK:	Class I		
REMOTE CONTROL SENSOR:	Maximum admissible ambient light <1000 Lux		
	Maximum admissible light interference <10 Lux		

Table 1-3 SPECIFICATIONS - This table is a quick reference point to identify basic system specifications, system requirements, and performance figures.

<u>Abbreviation</u>	<u>Description</u>	<u>Abbreviation</u>	<u>Description</u>
A	Amperes	IEC	International Electrotechnical Commission
ABS	Aspiration Bypass System	IP07	International protection level 07 (temporary immersion)
AC	Alternating Current	IRR	Irrigation
Asp	Aspiration	IT	Interchangeable Tip
ATFS	Advanced Technology Footswitch	mmHg	Millimeters of Mercury
ATIOP	Advanced Technology Irrigating Ocutome™* Probe	PEL	Patient Eye Level
BSI	Bubble Suppression Insert	RCAT	Remote Control Aseptic Transfer
BSS®	Balanced Salt Solution	SP	Single-Piece
BZT	German Telecommunications Office	SrgAsp	Surgeon Controlled Aspiration
C	Centigrade	SrgVac	Surgeon Controlled Vacuum
CapVac	Capsule Vacuum	STTL	Series Twenty Thousand® Legacy®
cc/min	Cubic centimeters per minute	TS	TurboSonics
Coag	Coagulation	UL	Underwriters Laboratories
F	Fahrenheit	U/S	Ultrasonic
FTSW	Footswitch	V	Volts
H/P	Handpiece	Vac	Vacuum
Hz	Hertz	Vit	Vitrectomy
I/A	Irrigation/Aspiration		

Table 1-4 ABBREVIATIONS USED WITH THE STTL

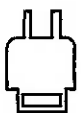
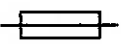
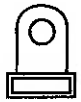
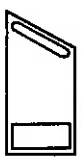
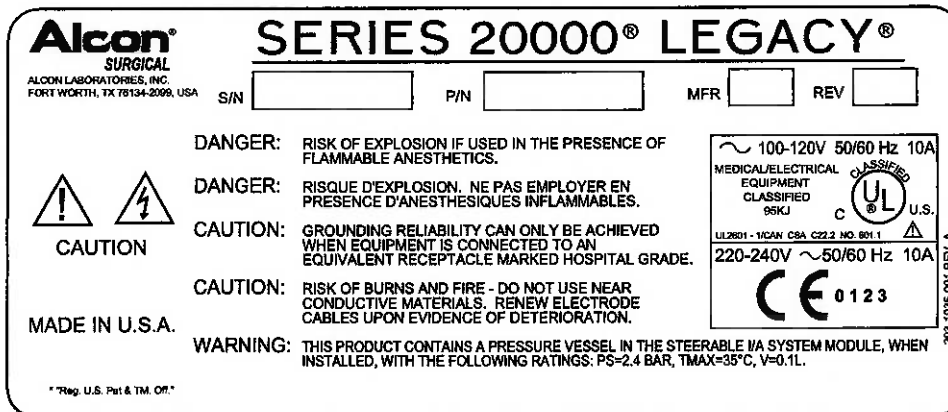
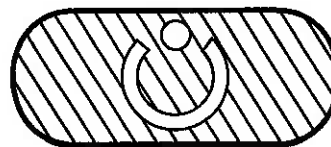
	Type B equipment, providing a particular degree of protection, i.e., basic insulation. (Phaco/Fragmentation) Protection class I		Footswitch
	Type BF equipment, providing both the attributes of basic insulation and "floated" isolation. (Bipolar Coagulation)		Coagulation (Coag)
	Dangerous Voltage		Custom
	CAUTION: Consult accompanying documents		AdvanTec
	Fuse		Irrigation/Aspiration (I/A)
	Equipotential ground connection		Irrigation (Irr)
	Alternating current		Ultrasonic (U/S)
	Stand-by state for a part of equipment		Vitrectomy (Vit)
	ON (POWER)		
	OFF (POWER)		

Figure 1-2 ICONS USED WITH THE STTL - Icons identifying modes, functions, etc., that are used with the STTL are identified in this chart.



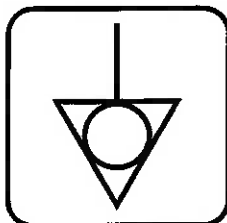
Pertains to AC, patent information, agency certifications, unit information, and general warning statements. Located on rear panel.

OUTPUT	PHACO / FRAGMENTATION	BIPOLAR COAGULATION
TYPE	 B	 BF
RISK CLASS (CANADA ONLY)	2G	2
POWER (W)	—	20
IMPEDENCE (Ω)	—	75
FREQUENCY (KHz)	—	340



Pertains to power ON/OFF. Located below Standby switch on front of unit.

Pertains to the classification of output connections. Located on rear panel.

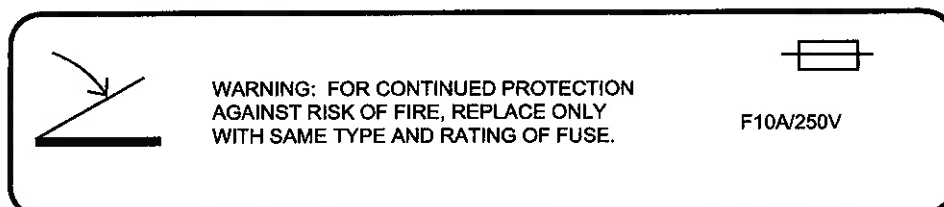


Pertains to equipotential grounding stud which allows all hospital equipment to be tied to a common ground within the O.R. Located on base of unit in the back.



Pertains to power ON/OFF. Located on rear panel, left of main power switch.

ON Position =  OFF Position = 



Pertains to footswitch (left) and fuse replacement (right). Located on rear panel.

Figure 1-3 LABELING USED ON THE STTL - Labels used on the STTL console are identified and illustrated here. The labels on this page are intended for reference only.

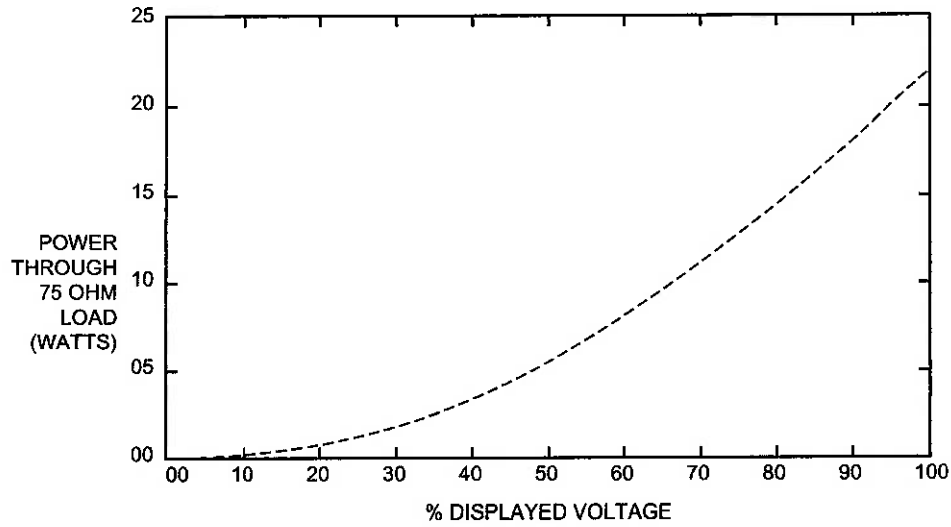


Figure 1-4 COAGULATION POWER THROUGH 75 OHM LOAD

NOTE: Unloaded output voltage is roughly 145V peak to peak.

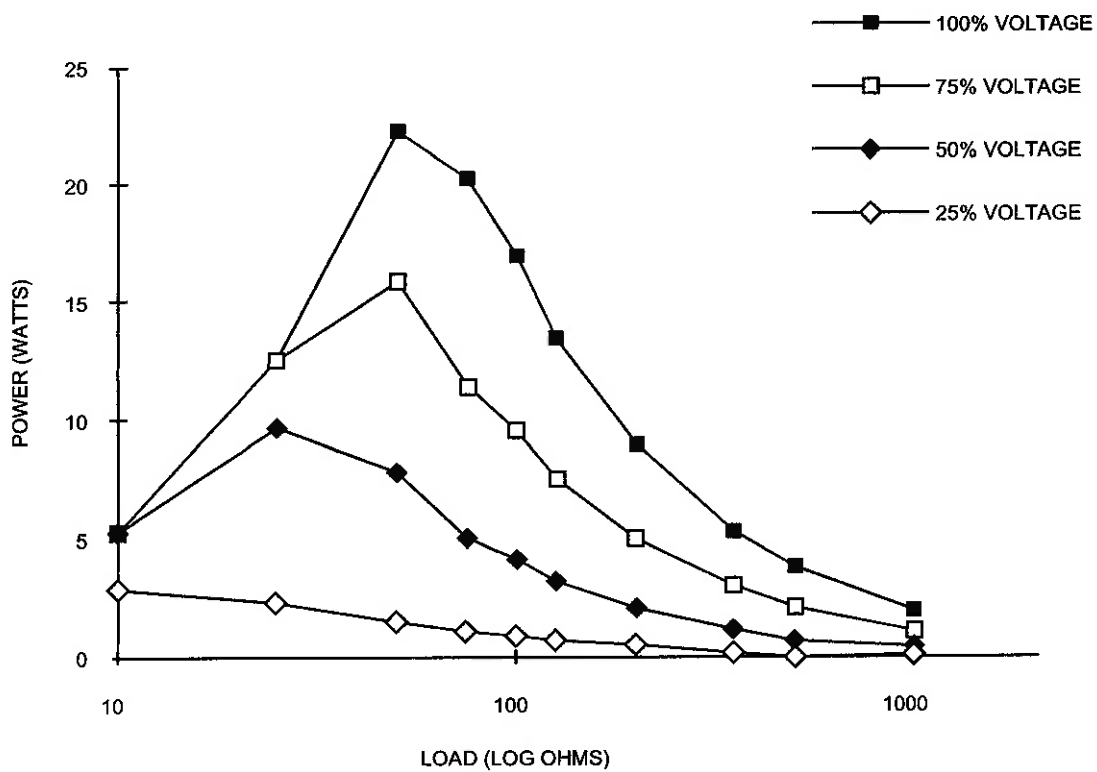


Figure 1-5 COAGULATION POWER VS. LOAD IMPEDANCE

THIS PAGE INTENTIONALLY BLANK

SECTION TWO DESCRIPTION

ELECTRONIC SYSTEM

Alcon's *Series 20000® Legacy®* (STTL) is a multi microprocessor-controlled system with associated memory and input/output (I/O) circuitry. The system communicates via the Front Panel. An automatic self-test is initiated each time the system is turned on. This test performs a variety of checks including the following:

- Tests the Central Processing Unit (CPU)
- Tests the RAM and ROM memory, and the I/O circuits
- Initializes the system
- Defaults to AdvanTec: Visco mode

When the system successfully completes the self-test, it automatically goes into the default mode, AdvanTec: Visco. If the system fails the self-test, an error message is displayed. Voice confirmation verifies all mode selections.

SYSTEM DESIGN

Front Panel

The front control panel (see Figure 2-1) has a flat, non-glare surface located on the front of the main chassis. It contains a graphics display, a touch screen, up and down arrows, mode buttons, bottle height, U/S time displays, and a Test button.

The buttons are located both on the sides and on the bottom of the screen. There are two basic push-type buttons on the front panel: (1) Those that control up and down arrows: press and hold until the adjustment is complete and (2) Those that are momentary buttons: a single push-and-release activates the function. The momentary buttons and the up/down arrows emit an audible signal to indicate key activation.

1. **Standby Power Switch** - This is a two-position, rocker-type switch used to turn secondary power (part of equipment) ON and OFF. It is located to the right of the speaker on the front of the machine. **This switch is used to turn the system ON/OFF between surgeries.**
2. **Primary Mode Selection Buttons** - These seven push-buttons allow selection of operating modes. They are single-condition (press to turn on) and also allow the operator to scroll through the sub modes. (Access to modes is also available by pressing the associated symbol on the touch screen, or on the remote control, or by activating the heel switch on the footswitch if programmed.)

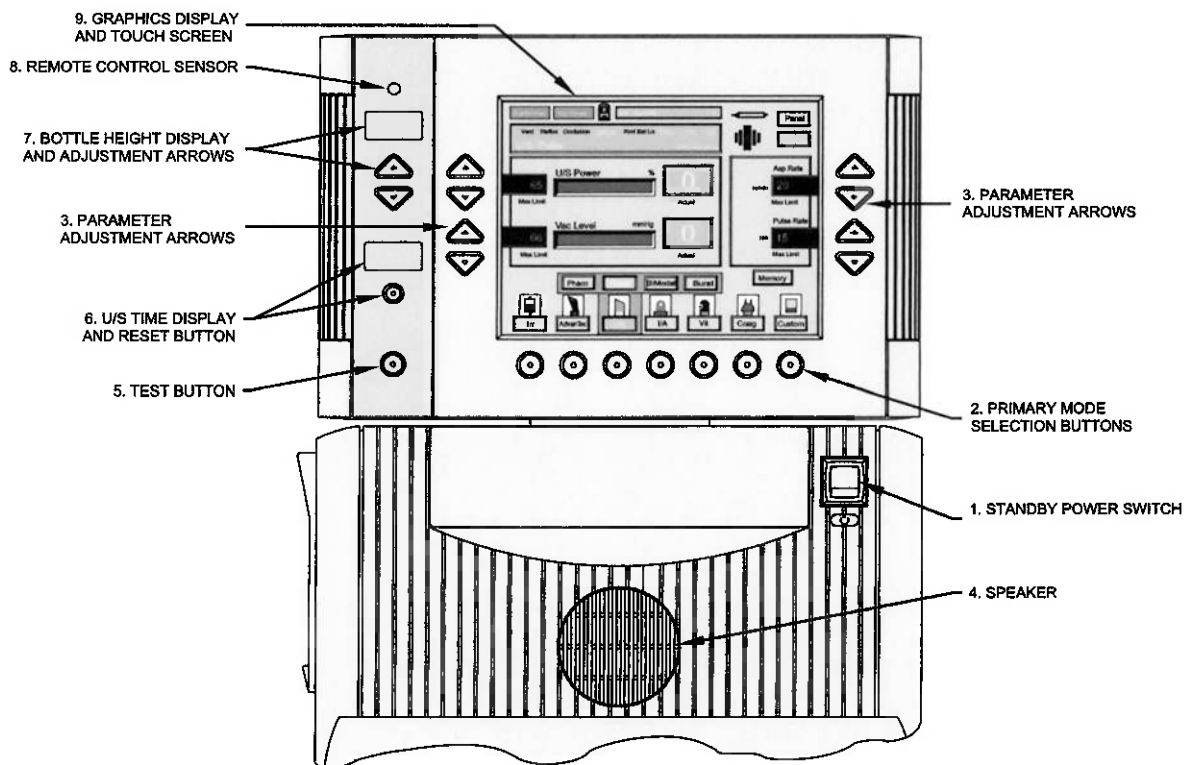


Figure 2-1 FRONT CONTROL PANEL

- **IRR** - Used to select one of three Irrigation submodes (footswitch, free flow, and continuous irrigation). Irrigation: Footswitch is the default submode.
 - **AdvanTec** – Used to activate the *NeoSoniX*® or 375/40 handpiece to perform a phacoemulsification procedure. There are four submodes within the mode: Visco, Phaco, Pulse, and Burst. Phaco is the default submode.
 - **U/S** - Used to activate the 375/40 handpiece while performing phacoemulsification procedures. There are four submodes of the U/S mode: Phaco, Pulse, BiModal, and Burst. US: Phaco is the default submode.
 - **I/A** - Used to activate the Irrigation/Aspiration system. There are three submodes of the I/A mode: Min, Max, and CapVac. I/A Max is the default submode.
 - **VIT** - Used to activate the Vitrectomy mode, which operates the ATIOP handpiece. There are two sub modes: ATIOP and I/A Cutter. VIT: ATIOP is the default submode.
 - **COAG** - Used to activate the Coagulation mode which uses bipolar coagulation to drive the Alcon brush and forceps.
 - **CUSTOM** - Used to program the following operational settings: program, sound, voice, language, footswitch and remote.
3. **Parameter Adjustment Arrows** - Used to adjust primary and secondary parameters.
 4. **Speaker** - Emits audible tones from below the movable display screen.
 5. **Test Button** - Used to access various functions such as Priming, Tuning, Charging, and Clean. The TEST key is not available when in the Custom and Coag modes.
 6. **U/S Time Display and Reset Button** - Records the cumulative amount of time U/S power is applied during surgery. Time is given in minutes, to one decimal place, to a maximum of 30 minutes. U/S power elapsed time is retained until the Reset button is pressed, a new U/S or *NeoSoniX*® handpiece is plugged in, or until the system is turned off. The U/S Time Reset Button resets U/S Time (displayed in the U/S Time Display) and Average U/S Power (displayed in the Status window) to zero.
 7. **Bottle Height Display and Adjustment Arrows** - Display the height of the irrigation bottle in the display window; bottle height is measured from the drip chamber to the level of the patient's eye.

Below the display are up and down arrows which raise and lower the irrigation bottle, allowing irrigation pressure to be adjusted. Adjustments can also be made from the left and right dual pivot switches on the footswitch, as well as from the remote control. The irrigation pole is positioned at 65 cm $\pm$ 1 at power up.

NOTE: Bottle height is measured from the center of drip chamber to the patient's eye level. The patient's eye level is normally set to be even with the center of the cassette mechanism. In those cases where the patient's eye level is required to be different from that of the cassette mechanism, a patient eye level adjustment must be registered in the Custom mode.

8. **Remote Control Sensor** - Receives remote control inputs. It is located at the top left of the unit above the bottle height display; no operator interface is required.

9. **Graphics Display and Touch Screen** - This display screen serves as the operator's control center. The system operating status is displayed here, and its touch screen is used to input operator commands (see Figure 2-2).

Mode Keys, Touch Keys/Icons, Submode Keys - Displays the active mode and submode (if applicable). When activated, continuous irrigation flashes above the Irr key/icon. To select mode/submode, press the desired icon.

Primary Parameters - Displays up to two primary parameters for a selected mode (along with the graphical representation of the data), including maximum limits. When primary parameters are not displayed this area is used for user prompts, user display, and user data input. Maximum limits can be adjusted for each parameter by using the up/down arrows.

Secondary Parameters - Displays up to four additional parameters for a selected mode, along with the maximum limit value. Maximum limits can be adjusted for each parameter by using the up/down arrows.

Actual Display Bar and Actual Value - Linear values in selected modes, controlled with the footpedal, are represented here with a sliding bar display and numeric readout.

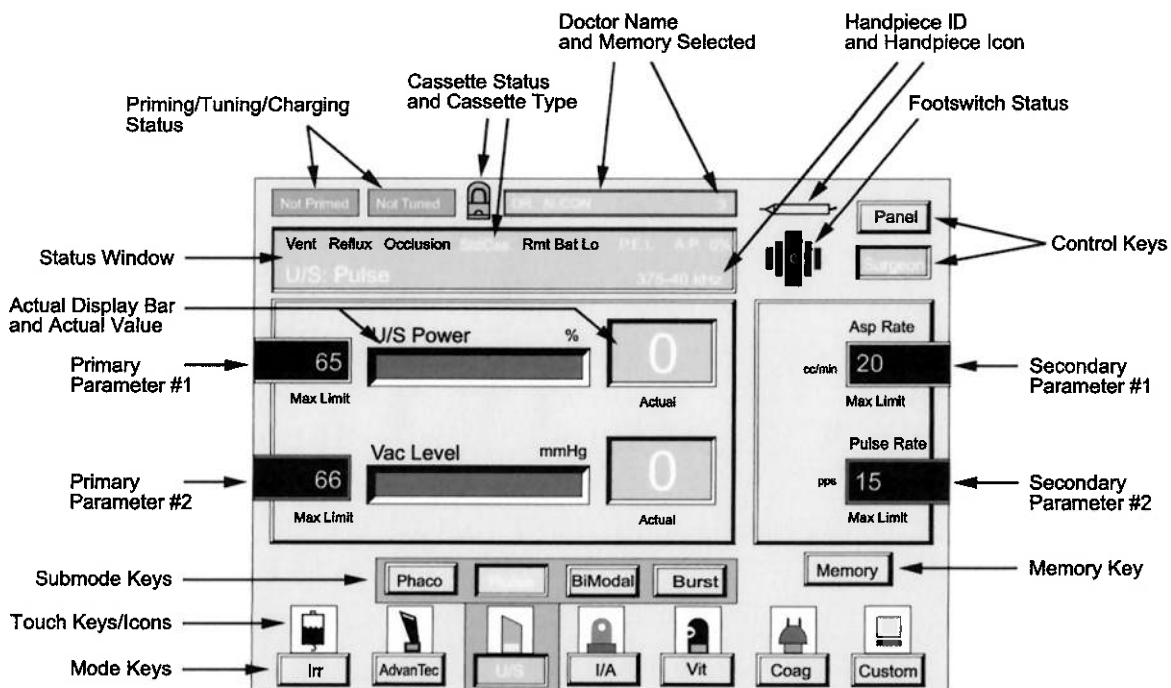


Figure 2-2 GRAPHICS DISPLAY AND TOUCH SCREEN

Status Window - Alerts the operator to the system's normal operating status:

- Modes and Submodes (if applicable) - Blue background/white text displayed during normal operation unless other information needs to be presented.
- General Messages - Text may be displayed to signify that a normal operation, or step in a sequence, is being carried out. For example, the routine steps in the priming/tuning sequence (e.g., "Vacuum Check").
- Faults - Displayed on a red background to signify the most critical of conditions. The system shuts down and remains inoperable until the fault is corrected.
- Errors - These are displayed on a yellow background to signify a condition which must be given attention, such as "Vacuum Reading Error" or other hardware failures. Errors must be acknowledged by the user by pressing a Continue key. Operation of the machine may continue in the presence of and/or after the acknowledgment of specific error conditions.
- Advisories - These are displayed on a green background to signify a specific condition which requires operator intervention, such as "Please insert cassette."
- Handpiece Identification - These are displayed to signify the type of U/S handpiece installed, such as a "375-40."
- *Kelman*™* Steerable I/A Identification - This will display Steerable I/A if the Steerable I/A system is installed and selected.

Each word illuminates in the text window in a specific color:

- Vent - Appears in fuchsia when the venting system opens and the footpedal goes from position 2 to position 1.
- Reflux - Appears in red when the footswitch reflux function is operational.
- Occlusion - Appears in black when the aspiration line becomes occluded, the system has reached the preset vacuum limit, and the pump stops.
- Cassette Type - Indicates active cassette ("Std Cas, *Max Vac*®, *Attache*®") in white on black, as long as a valid cassette is inserted.
- Bottle Height Offset – Numerical value in centimeters which takes into account the offset due to presence of I.V. pole extender and patient eye level located above or below tray level.
- Rmt Bat Lo - Appears in white on black when remote control battery is low.
- A.P. % - Average U/S Power is calculated from the average U/S power that was applied over time, based on instantaneous power levels. The average power accounts for varying levels of stroke as well as the off time between the power pulses for the Visco, Pulse, and Burst submodes. Average U/S Power is reset simultaneously with the U/S Time display.

Priming/Tuning/Charging - "Not Primed" is backlit in red when the system turns on. Upon successful completion of priming, "Primed" is backlit in green. "Not Tuned" is backlit in red when the system is turned on. Upon successful completion of tuning, "Tuned" is backlit in green (in AdvanTec and U/S modes). If the Steerable I/A option is installed and selected, "Not Charged" is backlit in red when the system is turned on. Upon successful charging of the Steerable I/A system, "Charged" is backlit in green.

Cassette Status and Cassette Type - Icon appears when cassette insertion is not detected. Upon insertion icon disappears and cassette type is displayed in the Status Window.

Doctor Name and Memory Selected - Current doctor's memory & memory number selected. Selection made by pressing the Memory Key.

Handpiece ID and Handpiece Icon - The handpiece ID is displayed in the Status Window to identify the type of U/S handpiece installed. Its icon appears when a handpiece is not connected, not connected properly, or there is a handpiece identification error (in AdvanTec and U/S modes).

Footswitch Indicator - Displays the footpedal position (backlit numbers from zero to three) in different colors; also indicates when the reflux and other footswitch functions are activated.

Control Keys - Indicates the type of control of Aspiration Flow Rate, Vacuum Limits, U/S Burst Width and Off Time, and U/S Power Level. The surgeon can toggle between linear control of parameters via the footswitch (Surgeon, SrgAsp, SrgVac, Linear or Fixed) and the presets of the front panel (Panel).

Memory Key - Used to recall preprogrammed settings. When the memory key (or heel switch of the *Accurus®/Legacy®* footswitch, if installed and programmed to do so) is pressed, a memory menu temporarily appears over the secondary parameters window. Four programmed memory selections, plus a default setting selection, are available. The currently selected doctor name and memory number is displayed at the top of the screen.

Cassette Housing

The cassette housing is located on the upper left side of the system (see Figure 2-3). Two factors contribute to fast and easy installation of the cassette: the cassette housing contains all the connections required for the disposable fluidics Cassette Pak set, and the cassette was designed with an auto-load feature.

Connector Panel

The Connector Panel is located to the right of the cassette housing. It provides one self-locking “smart” electrical connection, one optional pneumatic male luer connector for the Steerable I/A system (if installed), two receptacles for bipolar coagulation handpieces to accommodate dual safety banana-type connectors (Coag), and one female luer lock pneumatic connection for the ATIOP (Vit) handpiece. Colors and symbols near the connectors facilitate handpiece identification.

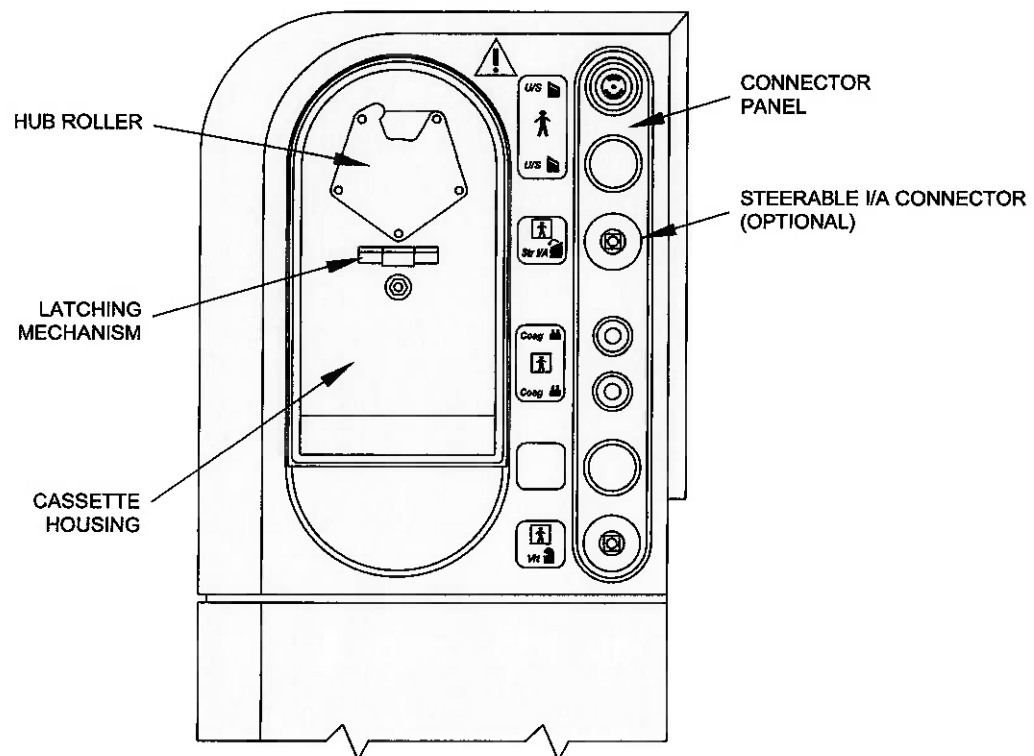


Figure 2-3 CASSETTE HOUSING AND CONNECTOR PANEL

Rear Panel

The rear panel contains various connectors and outlets used for interconnections and power input (see Figure 2-5). A floppy disk drive, located on the connector panel, allows the system to be upgraded.

1. **Power Supply Panel** - located on the bottom right of the instrument.
 - AC power input - connects to electrical outlet in the wall.
 - Main power switch - connects AC power to power supply. **This switch is used for overnight storage of the system.**
 - Fuse box - holds two fuses. Refer to label on back of system to identify size and type.
2. **Rear Connector Panel** - located near middle of the instrument (see Figure 2-4).
 - Floppy Disk Slot.
 - Parallel Cable Connector - 25 pin D connector port.
 - Serial 1 and 2 Connectors - 9 pin D connector ports. Serial 1 is not used, Serial 2 is used for VideOverlay connection.
 - PH1 and PH2.
3. **Footswitch Connector** - For connecting either the *Series 20000®*, *Accurus®/Legacy®*, or *ATFS-Legacy®* footswitch to the unit.
4. **Footswitch bracket** - Used to hold the footswitch when not in use. Located on the rear panel, to the left of the cord wrap.
5. **Cord Wrap** - Used to store both the footswitch cord and the power supply cord. Located on the far right of the rear panel, directly above the power supply.

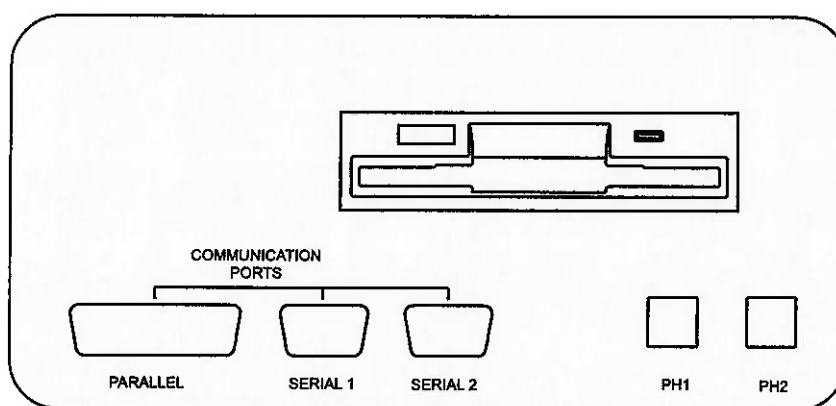


Figure 2-4 REAR CONNECTOR PANEL

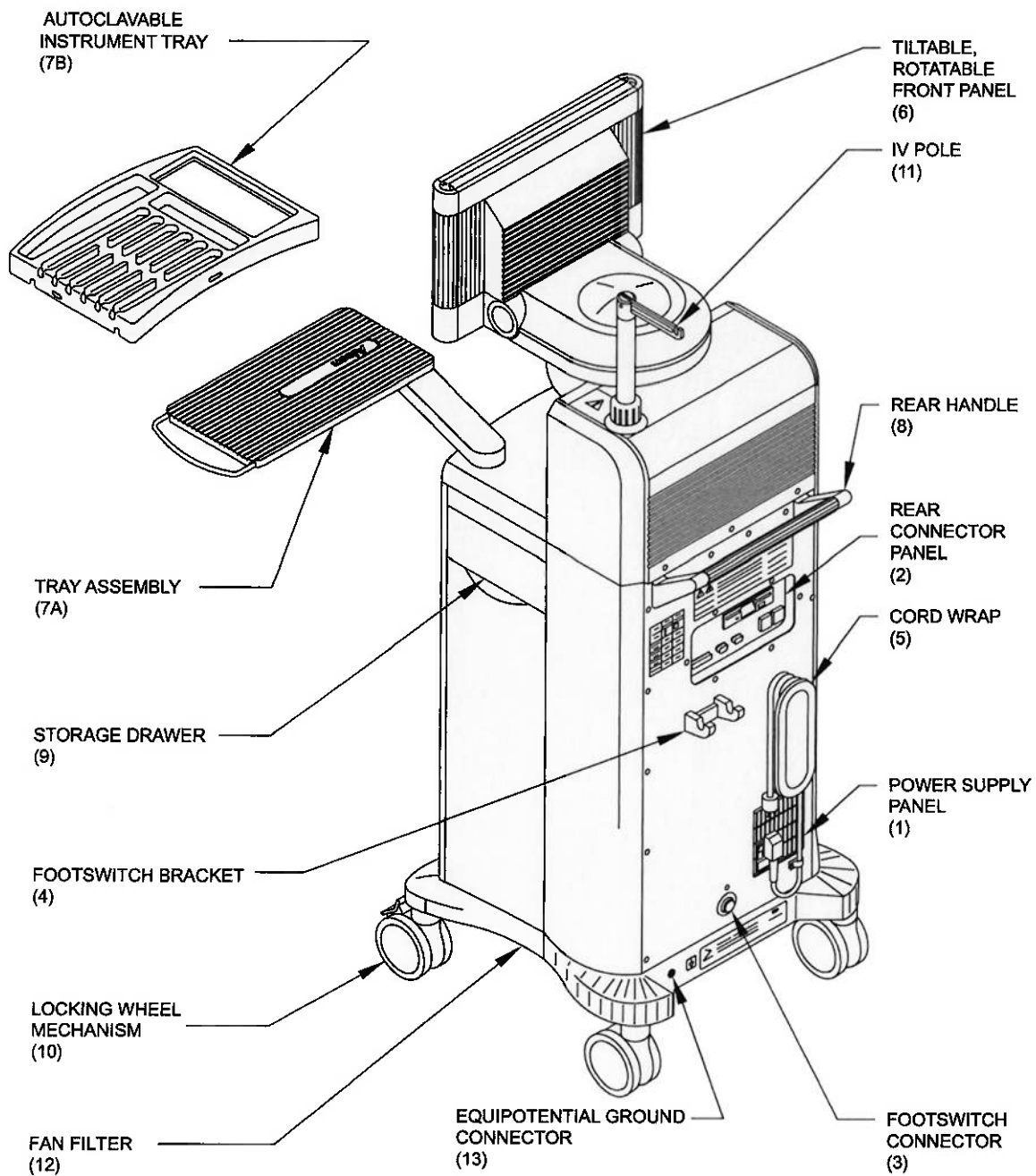


Figure 2-5 SERIES 20000® REAR VIEW

14.3 ANEXO C

Bula da Solução Salina Balanceada Alcon®

Em 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 a parte Parte I. Cada ml da Parte II contém: 3,85 mg de Cloreto de Cálcio Didratado; 5 mg de Cloreto de Magnésio Hexaidratado; 23 mg de Dextrose; 4,6 mg de Dissulfeto de Glutationa (Glutationa 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 Didratado; 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 Glutationa (Glutabona oxidada); Ácido Clorídrico e/ou Hidróxido de sódio (para ajuste do 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 a 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, facuemsulficação, extração de 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 a 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 descompensação 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-10002300003

Serviço de Atendimento ao Consumidor 0800 155554

Alcon[®]

Fabricante
ALCON LABORATORIES, INC.
620 South Freeway
Ft. Worth, Texas, U.S.A.
© 2011 Alcon Laboratories, Inc.

Importado por
ALCON LABORATÓRIOS DO BRASIL LTDA
Av. N. S. da Assunção, 736 - 05359-001 - São Paulo, SP
CNPJ 00.412.327/0013-95
Ft. Rangel, Curitiba, PR - 81250-900

14.4 ANEXO D

Catálogo de Módulos Peltier – Empresa Marlow Industries Inc.

efeitopeltier.com.br - Linha Marlow

Modelo	ΔT N2(50°C)	ΔT N2(27°C)	Qmax (W) 27°C	Imax (A) 27°C	Vmax (V) 27°C	Placa Base		Placa Topo		Altura Modulo (mm)
						Placa Base Largura (mm)	Compriment o (mm)	Placa Topo Largura (mm)	Compriment o (mm)	
DT12-2.5	74	66	23	2,5	14,7	30	34,01	30	30	4,04
DT12-4	74	66	36	3,7	14,7	30	34,01	30	30	3,43
DT12-4-01	74	66	36	3,7	14,7	30	34,01	30	30	3,43
DT12-4-01L	74	66	36	3,7	14,7	30	34,01	30	30	3,43
DT12-4-06LS	74	66	36	3,7	14,7	30	34,01	30	30	3,43
DT12-6	74	66	54	5,6	14,7	40,01	44,7	40,01	40,01	4,01
DT12-6-01L	74	66	54	5,6	14,7	40,01	44,7	40,01	40,01	4,01
DT12-6-01LS	74	66	54	5,6	14,7	40,01	44,7	40,01	40,01	4,01
DT12-6-01S	74	66	54	5,6	14,7	40,01	44,7	40,01	40,01	4,01
DT12-6-05	74	66	54	5,6	14,7	40,01	44,7	40,01	40,01	4,01
DT12-8	74	66	71	7,4	14,7	40,13	43,94	40,13	40,13	3,53
DT12-8-01L	74	66	71	7,4	14,7	40,13	43,94	40,13	40,13	3,53
DT12-8-01LS	74	66	71	7,4	14,7	40,13	43,94	40,13	40,13	3,53
DT3-2.5	73	65	6	2,5	3,6	16	20,5	16	16	4,04
DT3-2.5-01	73	65	6	2,5	3,6	16	20,5	16	16	4,04
DT3-4	73	65	9	3,7	3,6	16	20,5	16	16	3,43
DT3-6	73	65	13	5,6	3,6	19,99	24,51	19,99	19,99	4,01
DT3-6-01	73	65	13	5,6	3,6	19,99	24,51	19,99	19,99	4,01
DT3-6-01LS	73	65	13	5,6	3,6	19,99	24,51	19,99	19,99	4,01
DT3-6-01S	73	65	13	5,6	3,6	19,99	24,51	19,99	19,99	4,01
DT3-8	73	65	17	7,4	3,6	19,99	24,51	19,99	19,99	3,63
DT6-2.5	73	65	13	2,5	8,2	23,5	27,99	23,5	23,5	4,04
DT6-2.5-01L	73	65	13	2,5	8,2	23,5	27,99	23,5	23,5	4,04
DT6-4	73	65	20	3,7	8,2	23,5	27,99	23,5	23,5	3,43
DT6-4-01L	73	65	20	3,7	8,2	23,5	27,99	23,5	23,5	3,43
DT6-6	73	65	30	5,6	8,2	30	34,01	30	30	4,01
DT6-6-01L	73	65	30	5,6	8,2	30	34,01	30	30	4,01
DT6-8	73	65	39	7,4	8,2	30	34,01	30	30	3,63
MI1010T	67	61	0,47	1	0,8	3,96	3,96	3,96	3,96	2,41
MI1011T	69	61	1	1	2	6,6	6,6	6,6	6,6	2,41
MI1012T	68	61	2,1	1	3,7	8,79	8,79	8,79	8,79	2,41
MI1012T-01AC	68	61	2,1	1	3,7	8,79	8,79	8,79	8,79	2,41
MI1013T	69	61	4,8	1	8,5	13,16	13,16	13,16	13,16	2,41
MI1015T	69	61	2,6	1	4,6	8,79	10,97	8,79	10,97	2,39
MI1020T	72	64	0,9	1,8	0,8	3,91	3,91	3,91	3,91	2,16
MI1020T-02AC	72	64	0,9	1,8	0,8	3,91	3,91	3,91	3,91	2,16
MI1021T	72	64	2,2	1,8	1,9	6,6	6,6	6,6	6,6	2,16
MI1021T-02AC	72	64	2,2	1,8	1,9	6,6	6,6	6,6	6,6	2,16
MI1021T-03AC-09	72	64	2,2	1,8	1,9	6,6	6,6	6,6	6,6	2,16
MI1022T	69	64	4	1,8	3,5	8,79	8,79	8,79	8,79	2,16
MI1023T	73	64	9,2	1,8	8	13,16	13,16	13,16	13,16	2,16
MI1023T-02AC	73	64	9,2	1,8	8	13,16	13,16	13,16	13,16	2,16
MI1025T	73	64	5,2	1,8	4,4	8,79	10,97	8,79	50,8	2,16
SP1507	N/A	64	5,4	1,8	4,7	14,32	11,28	11,28	11,28	2,44
SP1848	N/A	62	21	9,4	3,5	25,4	28,7	25,4	25,4	4,88
SP5025	N/A	64	1,9	1,5	2,04	5,97	6,22	5,97	6,22	2,51
SP5162	N/A	68	2,3	1,6	2,17	5,99	8,18	5,99	6,15	1,65
SP5190	N/A	70	6,92	2,79	3,7	8	11,3	8	10,29	1,65
SP5255	N/A	68	3,3	1,9	2,69	6,02	8,18	6,02	8,18	1,65
SP5446	68	88	5	1,9	5,13	12,19	5,99	12,19	5,99	1,65