

Rodrigo Andreos Cordeiro

**Determinação de incertezas de medição e projeto de uma bancada
experimental para os aparelhos medidores de pressão intra-ocular utilizados
no diagnóstico de glaucoma**

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

Orientador: Prof. Dr. Jayme Pinto Ortiz

São Paulo
2006

Rodrigo Andreos Cordeiro

**Determinação de incertezas de medição e projeto de uma bancada
experimental para os aparelhos medidores de pressão intra-ocular utilizados
no diagnóstico de glaucoma**

**São Paulo
2006**

FICHA CATALOGRÁFICA

Cordeiro, Rodrigo Andreos

Determinação de incertezas de medição e projeto de uma bancada experimental para os aparelhos medidores de pressão intra-ocular utilizados no diagnóstico de glaucoma / R. A. Cordeiro – São Paulo, 2006. 65 p.

Trabalho de conclusão de curso - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.

**1. Teoria de incertezas 2. Tonometria ocular 3. Glaucoma
4. Medidores de pressão I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II.t.**

Dedico este trabalho à pessoa mais especial que faz parte da minha vida e que é um dos maiores responsáveis pelos meus ideais, convicções e as minhas práticas, além de ser o meu maior motivo para continuar buscando uma forma autêntica, consciente, digna e intensa de contribuir para a promoção do meu caminho, meu irmão Renan Andreos Cordeiro.

AGRADECIMENTOS

A Deus, que dentro de nós, foi sempre a luz para as nossas idéias, inspirações e decisões e que nos momentos difíceis, foi a nossa força vital para que nós não desistíssemos, dos nossos ideais.

Aos meus pais Gilmar Vieira Cordeiro e Rosana Andreos Cordeiro, que possibilitaram meu crescimento pessoal com um forte exemplo de vida, garra e dedicação.

Ao meu irmão Renan Andreos Cordeiro, que me apoiou direta e indiretamente para que esse trabalho fosse concluído.

Aos amigos e colegas de curso José Ricardo Dutra, Marcos Kazuhiro Momose, Rafael Traldi Moura, Henry Shibayama, Rafael Sasso de Campos, Cristian Nicolas Cremonini e Marcos Hermínio Amadeu Ferreira pela ajuda nas atividades desenvolvidas em sala de aula e que complementaram o desenvolvimento do tema.

Ao meu orientador Jayme Pinto Ortiz pela atenção e acompanhamento das atividades dessa dissertação.

Aos Hospitais São Paulo e Clínicas de Marília, o IOM (Instituto de oftalmologia de Marília), a Universidade de São Paulo (UNIFESP) e a Faculdade de Medicina Marília (FAMEMA) por todo o apoio e incentivo dados na realização desse trabalho.

A todos que, direta ou indiretamente, colaboraram com a preparação deste trabalho.

RESUMO

O presente estudo visa avaliar e comparar as características dos aparelhos medidores de pressão intra-ocular (tonômetros), determinando suas incertezas de medição com a finalidade de calibrá-los para um diagnóstico mais preciso.

No desenvolvimento deste projeto foram examinadas as precisões e acurárias desses instrumentos, utilizando a teoria de incertezas, das três grandes áreas da tonometria: tonômetros de aplanação, de indentação, e de contorno dinâmico (Pascal).

Projetou-se, também, uma bancada experimental possibilitando a simulação controlada das variáveis existentes no sistema líquido do globo ocular, calibrando, com isso, os diferentes tonômetros existentes no mercado.

A motivação para a elaboração desta análise deve-se ao fato dos instrumentos da tonometria apresentarem um desempenho questionável, necessitando da análise subjetiva do médico na maioria dos casos onde a medição é efetuada.

ABSTRACT

The present study evaluates and compares the characteristics of the measuring devices of intra-ocular pressure, determining its uncertainties of measurement with the purpose to calibrate them for a more necessary diagnosis.

This project examined the precisions and the accuracy of all kind of tonometers using the uncertainties theory (tonometer of applanation, tonometer of indentation, non-contact and dynamic contour tonometer).

This project has also design an experimental bench to simulate the liquid system presents on human eyes. This system provides the calibration of the tonometers used nowadays.

The study revels that the tonometers present a questionable performance and it is necessary a subjective analysis of the doctor in the majority of the cases where the measurement is effected.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

1. INTRODUÇÃO	10
1.1. METODOLOGIA DE TRABALHO	11
1.1.1. <i>Estruturação do projeto</i>	11
1.1.2. <i>Embasamento teórico</i>	11
1.1.3. <i>Visitas a institutos oftalmológicos</i>	12
1.1.4. <i>Fechamento do sub-tema</i>	12
1.1.5. <i>Aprofundamento teórico</i>	12
1.1.6. <i>Projeto da bancada de testes</i>	13
1.1.7. <i>Fechamento do sub-tema</i>	13
2. ANATOMIA OCULAR	14
3. FISIOLOGIA OCULAR	17
3.1. SISTEMA LÍQUIDO DO OLHO – LÍQUIDO INTRA-OCULAR	17
3.1.1. <i>Formação do Humor Aquoso pelo corpo ciliar</i>	18
3.1.2. <i>Drenagem do humor aquoso</i>	19
3.1.3. <i>Pressão intra-ocular (PIO)</i>	20
3.1.3.1. <i>Regulação da pressão intra-ocular</i>	21
3.1.3.2. <i>Limpeza dos espaços trabeculares e do líquido intra-ocular</i>	22
4. GLAUCOMA	23
4.1. CLASSIFICAÇÃO DOS GLAUCOMAS.....	24
4.1.1. <i>Glaucoma de ângulo aberto</i>	24
4.1.2. <i>Glaucoma de ângulo fechado</i>	24
4.1.3. <i>Glaucoma de pressão normal</i>	26
4.1.4. <i>Glaucomas secundários</i>	26
4.1.5. <i>Glaucoma congênito</i>	27
4.2. MÉTODOS DE EXAME.....	28
4.2.1. <i>Tonometria</i>	28
4.2.1.1. <i>Tonometria de aplanação</i>	29
4.2.1.1.1. <i>Tonômetro de Goldmann</i>	30
4.2.1.1.2. <i>Tonômetro de Perkins</i>	32

4.2.1.1.3. Tonômetro Tono-pen.....	33
4.2.1.1.4. Tonômetro de não contato	34
4.2.1.2. Tonometria de indentação	38
4.2.1.2.1. Tonômetro de Schiötz	39
4.2.1.3. Tonometria de contorno dinâmico	42
4.2.1.3.1. Tonômetro de Pascal.....	42
4.2.2. Outros métodos para diagnóstico de glaucoma.....	43
4.2.2.1. Campimetria	43
4.2.2.2. Oftalmoscopia	45
4.2.2.3. Gonioscopia.....	47
5. TEORIA DE INCERTEZAS	49
5.1. ESTIMAR O INTERVALO DE INCERTEZA PARA CADA QUANTIDADE MEDIDA.....	49
5.2. ESTABELECER OS LIMITES DE CONFIABILIDADE DE CADA MEDIDA.....	50
5.3. ANALISAR A PROPAGAÇÃO DA INCERTEZA NOS RESULTADOS A PARTIR DOS DADOS EXPERIMENTAIS.....	50
6. COMPARATIVO ENTRE OS TONÔMETROS.....	52
6.1. MÉTODOS DE ANALISE.....	52
6.2. RESULTADOS.....	52
6.3. ANÁLISE CONSIDERANDO VARIAÇÕES FISIOLÓGICAS.....	55
6.3.1. Tonômetro de Goldmann.....	55
6.3.2. Tonômetro de Pascal.....	56
6.3.3. Tonômetro de não contato (ORA – Ocular Response Analyser).....	57
6.3.4. Tonômetro Tono-pen.....	57
7. PROJETO DA BANCADA EXPERIMENTAL	59
7.1 CÁLCULO DA PRESSÃO INTRA-OCULAR	61
8. CONCLUSÃO	64
9. BIBLIOGRAFIA	65

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – ANATOMIA DO GLOBO OCULAR.....	14
FIGURA 2 – FORMAÇÃO E FLUXO DE LÍQUIDO NO OLHO.....	17
FIGURA 3 – ANATOMIA DOS PROCESSOS CILIARES.....	18
FIGURA 4 – ANATOMIA DO ÂNGULO IRIDOCORNEANO MOSTRANDO O SISTEMA DE DRENAGEM DO HUMOR AQUOSO PARA DENTRO DAS VEIAS CONJUNTIVais.....	20
FIGURA 5 – COMPARAÇÃO ENTRE UM OLHO NORMAL (ESQUERDA) E UM OLHO COM GLAUCOMA (DIREITA)	23
FIGURA 6 – GLAUCOMA DE ÂNGULO ABERTO.....	24
FIGURA 7 – GLAUCOMA DE ÂNGULO FECHADO.....	25
FIGURA 8 – PRINCÍPIO DOS TONÔMETROS DE APLANAÇÃO.....	29
FIGURA 9 – TONÔMETRO DE GOLDMANN.....	30
FIGURA 10 – ANÉIS DE FLUORESCÉINA VISTOS DURANTE TONOMETRIA	31
FIGURA 11 – TONÔMETRO DE PERKINS.....	32
FIGURA 12 – TONÔMETRO TONO-PEN.....	33
FIGURA 13 – TONÔMETRO A JATO DE AR.....	34
FIGURA 14 – CURVA CARACTERÍSTICA DA PRESSÃO DO AR EM FUNÇÃO DO TEMPO	35
FIGURA 15 – ESTÁGIOS DE CONFORMAÇÃO DA CÓRNEA MOSTRANDO DA APLANAÇÃO À INDENTAÇÃO. NA FIGURA 15A ESTÁ DIAGRAMADA A EMISSÃO DE LUZ INFRA-VERMELHA PELO “EMISSOR”, E A DISPERSÃO PELA FACE ANTERIOR DA CÓRNEA, QUE SE COMPORTA COMO UM ESPELHO CONVEXO. NESSE ESTÁGIO NÃO É DETECTADA LUZ COLIMADA (ORGANIZADA E FOCALIZADA) PELO “DETECTOR”. NA FIGURA 15B VEMOS O JATO DE AR EXERCENDO PRESSÃO SOBRE A SUPERFÍCIE ANTERIOR DA CÓRNEA, QUE SE TORNA PLANA, SIMULANDO UM ESPELHO PLANO, QUE REFLETE TOTALMENTE A LUZ. NESSA SITUAÇÃO O DETECTOR PERCEBE A LUZ EMITIDA E REGISTRA UM PICO DE APLANAÇÃO. NA SITUAÇÃO 15C O JATO DE AR DIMINUI, ASSIM COMO A PRESSÃO EXERCIDA NA CÓRNEA, QUE AINDA ESTÁ NA SUA FORMA “INVERTIDA (CÔNCAVA), PRODUZINDO UM FEIXE DE LUZ NÃO COLIMADO, E PORTANTO NÃO REGISTRANDO O PICO DE REFLEXÃO.....	35
FIGURA 16 – DIAGRAMA DE FUNCIONAMENTO DO ORA.....	36

FIGURA 17 – TONOMETRIA DE INDENTAÇÃO: W – PISTÃO DO TONÔMETRO DE DEPRESSÃO; T – TENSÃO DA TÚNICA FIBROSA QUE SE OPÕE A W; A – ÁREA DE DEPRESSÃO CORNEANA ; Vc – VOLUME DA DEPRESSÃO CORNEANA	38
FIGURA 18 – TONÔMETRO DE SCHIÖTZ	39
FIGURA 19 – TABELAS DE CORRELAÇÃO ENTRE ESCALA DE INDENTAÇÃO E MMHG	40
FIGURA 20 – TONÔMETRO DE PASCAL.....	42
FIGURA 21 – PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DO TONÔMETRO DE CONTORNO DINÂMICO	43
FIGURA 22 – CAMPO VISUAL NO GLAUCOMA: DEFEITO INICIAL.....	44
FIGURA 23 – CAMPO VISUAL NO GLAUCOMA: ESCOTOMA ARQUEADO DE BJERUMM	44
FIGURA 24 – CAMPO VISUAL NO GLAUCOMA: ILHA DE VISÃO CENTRAL.....	45
FIGURA 25 - CAMPO VISUAL NO GLAUCOMA TERMINAL: ILHAS DE VISÃO CENTRAL E TEMPORAL.....	45
FIGURA 26 – ESQUEMA DO DISCO ÓPTICO.....	46
FIGURA 27 – FOTO DO DISCO ÓPTICO.....	46
FIGURA 28 – ESQUEMA DE DISCO ÓPTICO GLAUCOMATOSO.....	47
FIGURA 29 – FOTO DE DISCO ÓPTICO GLAUCOMATOSO	47
FIGURA 30 – GONIOSCOPIA	48
FIGURA 31 – ANÁLISE DE REGRESSÃO DA PIO ENTRE OS TONÔMETROS DE GOLDMANN E TONOPEN.....	53
FIGURA 32 – ANÁLISE DE REGRESSÃO DA PIO ENTRE OS TONÔMETROS DE GOLDMANN E ORA.....	53
FIGURA 33 – ANÁLISE DO ERRO EXPERIMENTAL DO TONÔMETRO DE GOLDMANN	54
FIGURA 34 – ANÁLISE DO ERRO EXPERIMENTAL DO TONÔMETRO DE PASCAL.....	54
FIGURA 35 – BANCADA EXPERIMENTAL.....	59
FIGURA 36 – BANCADA EXPERIMENTAL – VISTA LATERAL	60
FIGURA 37 – BANCADA EXPERIMENTAL – VISTA SUPERIOR.....	60
FIGURA 38 – CÁLCULO DA PIO DA BANCADA EXPERIMENTAL.....	62

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – ERRO CAUSAL ENTRE OS TONÔMETROS.....	55
TABELA 2 – INCERTEZA DE MEDAÇÃO DOS TONÔMETROS.....	58
TABELA 3 – COMPARATIVO ENTRE AS CARACTERÍSTICAS DO GLOBO OCULAR ENTRE MAMÍFEROS.....	61

1. Introdução

A estimativa do número de indivíduos com glaucoma em todo o mundo para o ano 2000 foi de 66,8 milhões de pessoas, com cerca de oito milhões apresentando cegueira bilateral devido à lesão irreversível do nervo óptico. As diferentes formas de glaucoma constituem a principal causa de cegueira irreversível nos países industrializados e em desenvolvimento.

O glaucoma é uma neuropatia óptica de causa multifatorial, caracterizada pela lesão progressiva do nervo óptico, com consequente repercussão no campo visual. Apesar de poder ocorrer com pressões intra-oculares consideradas dentro dos padrões da normalidade (glaucoma de pressão normal), a elevação da pressão intra-ocular é seu principal fator de risco. Trata-se de doença assintomática que requer uma investigação pormenorizada com exames do nervo óptico, pressão intra-ocular (PIO) e campo visual para o seu diagnóstico. Estima-se que a metade dos casos de glaucoma permanece não diagnosticada.

Existem vários aparelhos (tonômetros) que são destinados a medir a PIO, sendo os principais: os tonômetros de aplanação, os tonômetros de indentação e os tonômetros de contorno dinâmico (Pascal). Dentre estes, o mais utilizado é o tonômetro de aplanação de Goldmann, por ser um método prático e confiável de medida da PIO.

Existem vários fatores que influenciam os níveis da PIO (variação diurna, variação postural, movimentos de pálpebras e do olho, influência hormonal e alimentos) e a medida destes níveis (alterações na curvatura mediana corneana e espessura corneana). A tonometria de aplanação de Goldmann é o padrão ouro de medida, mas fornece somente uma estimativa da PIO. A precisão depende da utilização de uma técnica correta (explicada posteriormente), dependendo da utilização de uma quantidade adequada de fluoresceína. Entretanto, erros dependentes da espessura e rigidez corneanas alteradas não podem ser evitados através da utilização deste método, já que o tonômetro de Goldmann é calibrado para uma espessura corneana central (ECC) de 0,54mm, o que resulta em valores falsamente aumentados para espessuras acima deste valor e diminuídos para espessuras menores.

O presente estudo visa avaliar e comparar as características destes aparelhos medidores de pressão intra-ocular (tonômetros), determinando suas incertezas de medição e projetando uma bancada experimental de testes, afim de calibrá-los para um diagnóstico mais preciso.

1.1. Metodologia de trabalho

1.1.1. Estruturação do projeto

- Definição do tema: pesquisa de um tema dentre os disponíveis da área de interesse de estudo, mecânica dos fluidos aplicada sistemas vasculares, e verificação da possibilidade de execução através de reuniões com o orientador e pesquisas;
- Elaboração do cronograma: listagem de todas as atividades necessárias até o final do projeto e determinação da seqüência e dos prazos necessários para cada etapa de desenvolvimento.

1.1.2. Embasamento teórico

- Busca de bibliografia relativa ao assunto: por se tratar de um tema de medicina, a leitura e o aprofundamento teórico do assunto é de extrema importância para o desenvolvimento do projeto;
- Visitas técnicas a centros oftalmológicos: a aproximação do cotidiano médico é necessária para o entendimento do “jargões” próprios de suas linguagens, para o enriquecendo da pesquisa que foi efetuada e para direcionar o foco do trabalho desenvolvido a necessidade atual da área oftalmológica.

1.1.3. Visitas a institutos oftalmológicos

- Projeto de viabilidade econômica: o contato com os profissionais da área de glaucoma, nos centros de pesquisa e clínicas especializadas, permite efetuar o levantamento do custo de aquisição, manutenção e utilização dos tonômetros, possibilitando efetuar a viabilidade econômica do tema;
- Coleta de dados: levantamento das medições dos diferentes tipos de medidores de pressão utilizados nos institutos oftalmológicos da Faculdade de Medicina de Marília (FAMEMA), da UNIFESP e de Centros Oftalmológicos do ABC Paulista;
- Determinação do erro dos tonômetros: aplicando a teoria de incertezas, será determinado o erro destes aparelhos, possibilitando uma comparação entre eles e suas calibrações ideais.

1.1.4. Fechamento do sub-tema

- Relatório final do primeiro semestre: elaboração do relatório referente aos trabalhos do primeiro semestre;
- Apresentação do projeto: apresentação oral dos resultados parciais da determinação do erro experimental dos tonômetros e elaboração do pôster referente ao estudo realizado.

1.1.5. Aprofundamento teórico

- Busca de material bibliográfico: seguindo o conceito de espiral de projeto [Kaminski, 2002], haverá uma nova busca de material bibliográfico. Nesta etapa, após quatro meses de desenvolvimento do tema, uma nova busca poderá localizar materiais que passaram despercebidos na busca anterior e também visa uma completa atualização sobre as últimas publicações relacionadas ao tema;

- Estudo sobre o tema: um novo estudo após um maior tempo de contato com o assunto pode trazer um maior esclarecimento e colaborar com a evolução das pesquisas.

1.1.6. Projeto da bancada de testes

- Projeto da bancada experimental: o desenho da bancada experimental será realizado pelo software CATIA, tomando como base a anatomia ocular;
- Escolha dos materiais para construção: a seleção de materiais será efetuada de modo a garantir as características das estruturas do globo ocular relacionadas com o glaucoma;
- Avaliação dos equipamentos adquiridos para a construção da bancada: serão detalhados os tipos e modelos dos equipamentos necessários à construção da bancada;

1.1.7. Fechamento do sub-tema

- Encerramento do relatório final: encerramento do trabalho, elaboração do relatório final e apresentações finais.

2. Anatomia ocular

Para se entender melhor o glaucoma segue uma pequena descrição da anatomia do globo ocular (figura 1), suas estruturas periféricas e composição dos principais componentes relacionados ao glaucoma [Susanna, 2001].

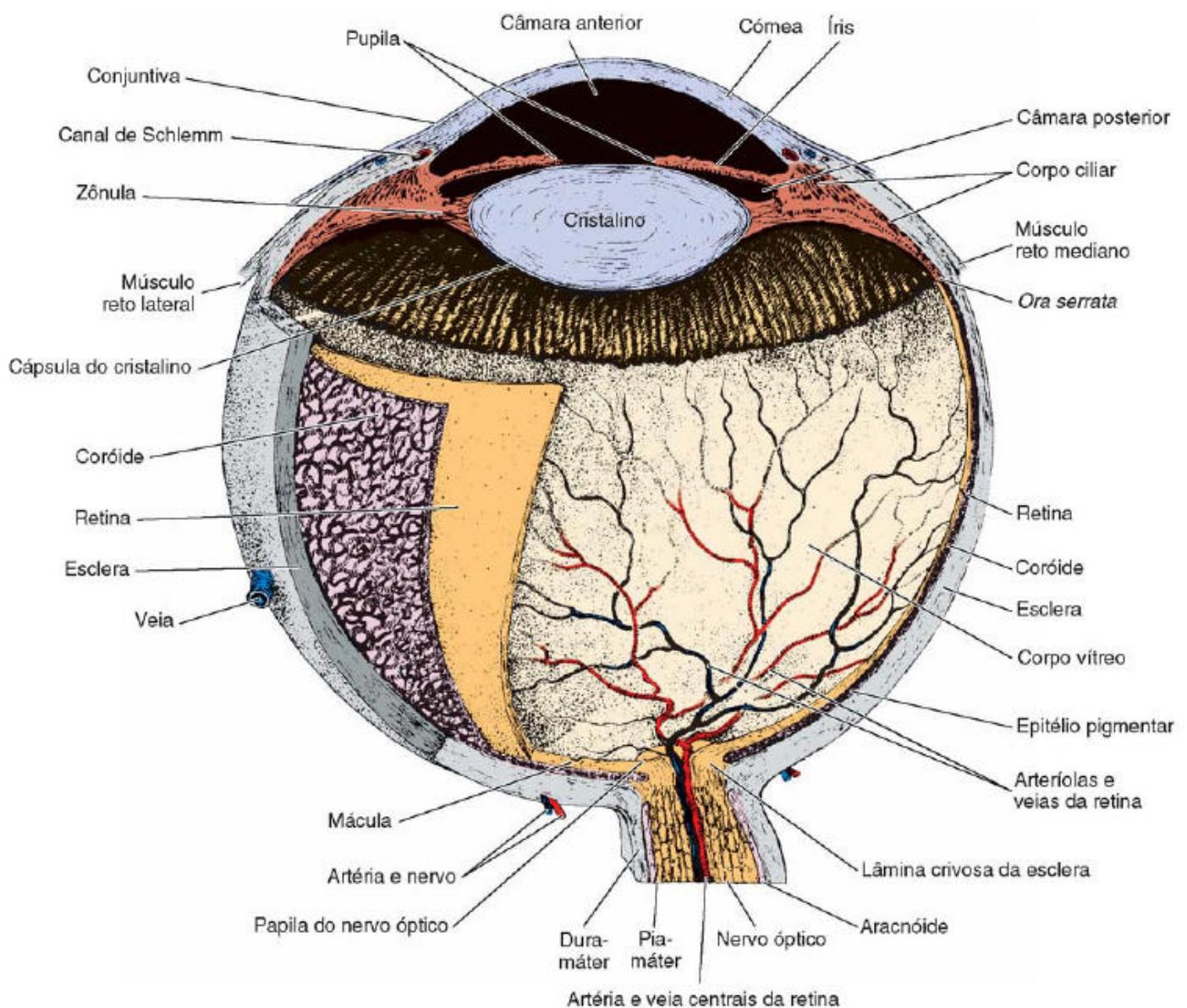


Figura 1 – Anatomia do globo ocular

- Nervo óptico: é formado a partir da retina e conduz o estímulo visual ao cérebro;

- Sistema lacrimal: a lágrima é produzida pelas glândulas lacrimais, nas pálpebras superiores. O escoamento da lágrima ocorre para o nariz, através do sistema de drenagem da lágrima, que se inicia nos pontos lacrimais;
- Conjuntiva: é uma camada fina, transparente e com muitos vasos, que recobre a esclera na parte anterior do olho e a parte interna das pálpebras;
- Cílios: protegem o olho de poeiras suspensas no ar;
- Globo ocular: constituído por 3 camadas. Externa (túnica protetora, composta pela córnea e esclera), média (camada vascular, compreendida pela íris, coróide e corpo ciliar) e interna (parte nervosa do globo ocular, formada pela retina);
- Córnea: parte transparente do olho; superfície de maior poder de refração, visando a formação da imagem nítida na retina.
- Esclera: parte branca e opaca da camada externa do globo; tem função protetora e ajuda a manter a forma do olho;
- Íris: parte colorida do olho, localizada atrás da córnea;
- Corpo ciliar: estrutura vasculosa e muscular; segregá o humor aquoso, que preenche a parte anterior do olho. Possui o músculo ciliar, que sustenta o cristalino no lugar a altera a forma deste (acomodação);
- Pupila: orifício central da íris, ela regula a entrada de luz no olho; contraindo-se em ambientes iluminados e aumentando (dilatando) no escuro;
- Retina: camada mais interna do olho, formada por receptores especiais sensíveis a luz. Estes transformam os estímulos luminosos em nervosos, que são encaminhados até o cérebro pelo nervo óptico;
- Mácula: região central da retina, responsável pela visão de detalhes;
- Coróide: formada por vasos sanguíneos, é responsável por parte da nutrição do olho e da retina. Fica situada entre a retina e a esclera;
- Cristalino: é uma lente transparente situada atrás da íris. Modifica sua forma para maior nitidez à visão. O cristalino age junto com a córnea, atuando na refração dos raios luminosos;
- Humor vítreo: é um corpo gelatinoso, claro e avascular que abrange 2/3 do volume e do peso do olho. Ele preenche o espaço limitado pelo cristalino, retina e papila óptica. O vítreo, como também é chamado, é quase

inelástico e impermeável tendo um papel importante na manutenção da transparência e da forma do globo ocular. É formado por 99% de água e 1% de colágeno e ácido hialurônico, que dão a ele seu caráter físico específico;

- Humor aquoso: líquido transparente, constituído por 98% de água e 2% de sais dissolvidos (principalmente cloreto de sódio). Este líquido preenche a câmara anterior do olho, contém nutrientes e oxigênio para a alimentação do cristalino e da córnea e destina-se à drenagem de produtos residuais e de dióxido de carbono desta região. É produzido constantemente pelo corpo ciliar, fluindo do olho pela rede trabecular e o canal de Schlemm. O equilíbrio entre a formação e a drenagem deste líquido mantém a pressão intra-ocular.

3. Fisiologia ocular

3.1. Sistema líquido do olho – líquido intra-ocular

O olho é preenchido por um líquido intra-ocular, que mantém pressão suficiente no globo ocular para que fique distendido [GUYTON&HALL, 2002]. A figura 2 demonstra que o líquido pode ser dividido em duas porções: humor aquoso, que fica situado em frente e dos lados do cristalino, e o líquido do humor vítreo, que fica entre o cristalino e a retina. O humor aquoso é um líquido que flui livremente, enquanto o humor vítreo, também chamado de corpo vítreo, é uma massa gelatinosa mantida agregada por uma fina rede fibrilar composta primariamente de moléculas de proteoglicanos muito alongadas. As substâncias podem se difundir lentamente no humor vítreo, mas há pouco fluxo do líquido.

O humor aquoso está continuamente sendo formado e reabsorvido. O equilíbrio entre a formação e a reabsorção do humor aquoso regula o volume total e a pressão do líquido intra-ocular.

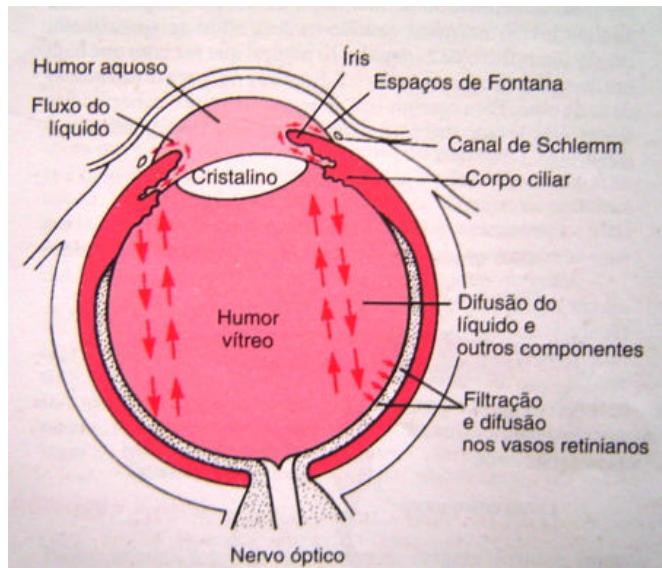


Figura 2 – Formação e fluxo de líquido no olho

3.1.1. Formação do Humor Aquoso pelo corpo ciliar

O humor aquoso é formado no olho com intensidade média de 2 a 3 $\mu\text{l}/\text{min}$. Essencialmente todo ele é secretado pelos processos ciliares, que são pregas lineares que se projetam a partir do corpo ciliar para dentro do espaço atrás da íris, onde os ligamentos do cristalino e o músculo ciliar também se inserem no globo ocular. Um corte destes processos e suas relações com as camadas de líquido do olho podem ser vistas na figura 3. Por causa da arquitetura pregueada, a área total da superfície dos processos ciliares é de cerca seis cm^2 em cada olho (uma área grande considerando o pequeno tamanho do corpo ciliar). As superfícies destes processos são cobertas por células epiteliais altamente secretoras; imediatamente abaixo destes processos, há uma área altamente vascular.

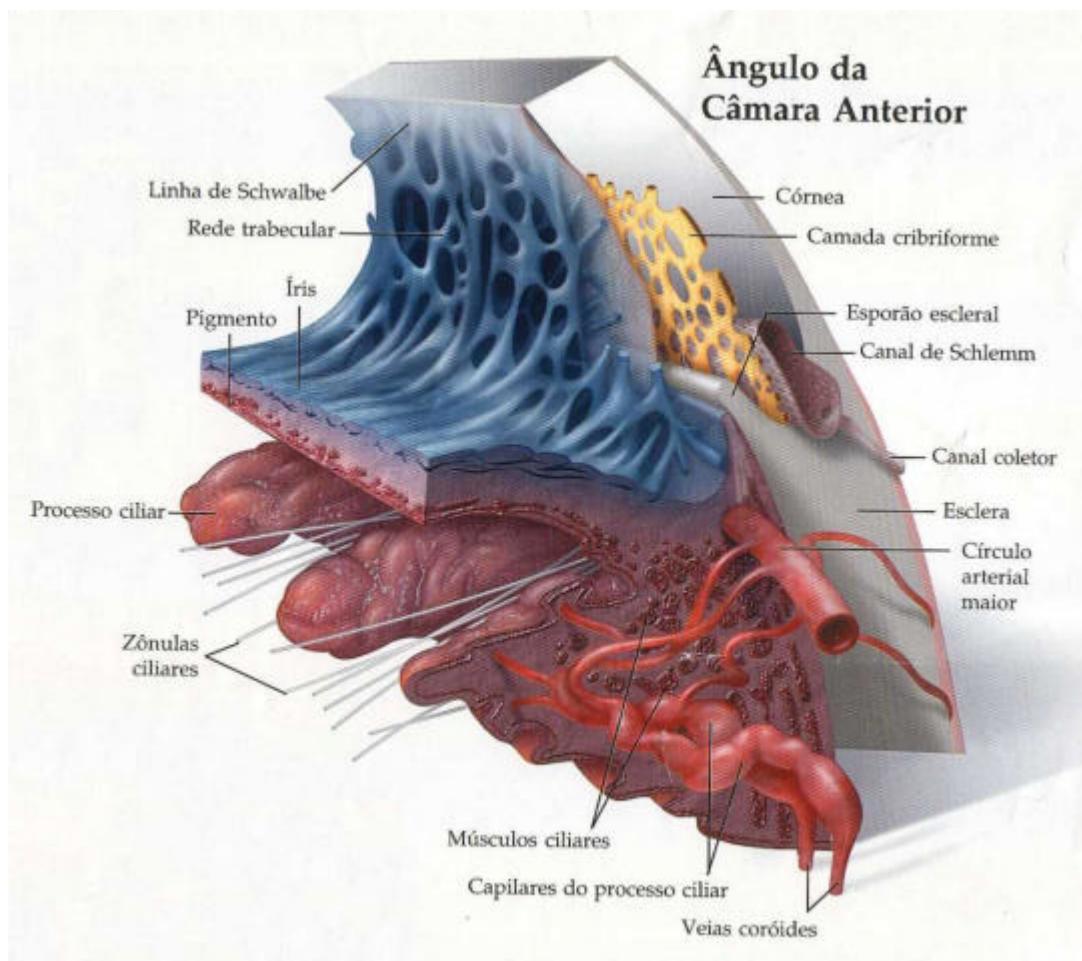


Figura 3 – Anatomia dos processos ciliares.

O Humor aquoso é formado quase que inteiramente (80% da produção) como uma secreção ativa do epitélio que reveste os processos ciliares. A secreção começa com um transporte ativo de íons de sódio para dentro dos espaços entre as células epiteliais. Os íons de sódio por sua vez atraem íons de cloreto e bicarbonato junto consigo para manter a neutralidade elétrica. Então, todos esses íons juntos causam osmose de água a partir do tecido subjacente para dentro dos mesmos espaços intercelulares, e a solução resultante escoa dos espaços para as superfícies dos processos ciliares.

Os outros 20% da produção do humor aquoso é feita por processos passivos, tais como: a ultrafiltração e a difusão, que são dependentes do nível da pressão sangüínea nos capilares ciliares, da pressão oncótica plasmática, e do nível de pressão intra-ocular [HANSKI,2000].

3.1.2. Drenagem do humor aquoso

Depois que o humor aquoso é formado pelos processos ciliares, ele flui, como é mostrado na figura 2, entre os ligamentos dos cristalinos do cristalino e, depois, através da pupila para dentro da câmara anterior do olho [GUYTON&HALL, 2002]. Aqui, o líquido flui para dentro do ângulo entre a córnea e a íris e, depois, através de uma rede de trabéculas, entrando finalmente no canal de Schlemm, que se esvazia para dentro das veias extra-oculares. A figura 4 mostra as estruturas anatômicas neste ângulo iridocorneano, permitindo ver que os espaços entre as trabéculas se estendem por todo o caminho a partir da câmara anterior até o canal de Schlemm. O canal de Schlemm, por sua vez, é uma veia de parede delgada que se estende circumferencialmente em toda a volta do olho. Sua membrana endotelial é tão porosa que mesmo grandes moléculas protéicas, bem como pequenas partículas de material até o tamanho de uma hemácia, podem passar da câmara anterior para dentro deste canal.

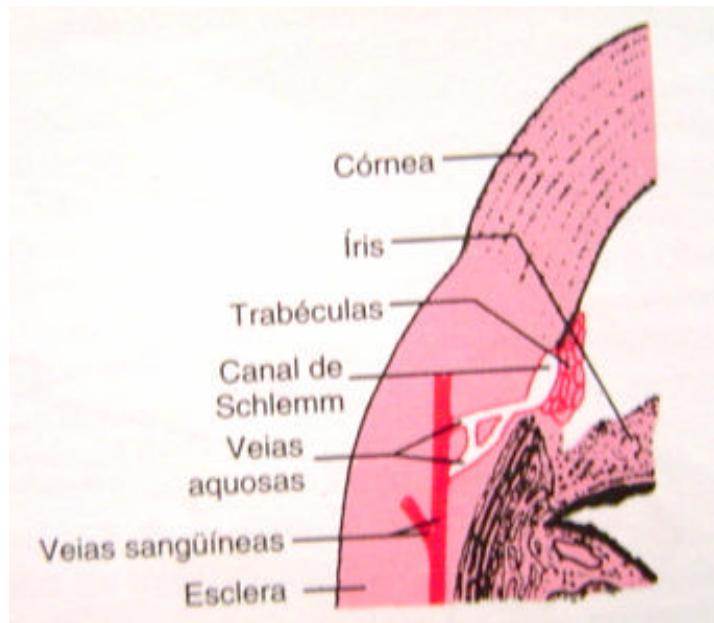


Figura 4 – Anatomia do ângulo iridocorneano mostrando o sistema de drenagem do humor aquoso para dentro das veias conjuntivais.

3.1.3. Pressão intra-ocular (PIO)

De modo geral, pode-se dizer que o nível da pressão intra-ocular está determinado pelo equilíbrio entre produção e escoamento do humor aquoso.

O humor aquoso é produzido, como foi explicado anteriormente, nos processos ciliares, por mecanismos complexos que parecem envolver difusão, ultrafiltração e secreção, a partir do plasma sanguíneo. A maior parte do aquoso entra na câmara posterior do olho, atravessa as malhas trabeculares e deixa o olho pelo canal de Schlemm, canais coletores e veias episclerais e da conjuntiva. Na tentativa de quantificar o fluxo de aquoso, Goldmann, em 1949, estabeleceu comparações com o fluxo através de tubos e, a partir da lei de Poiseuille, deduziu a seguinte fórmula para o olho:

$$F = (P_{INTRA-OCULAR} - P_{VENOSA}) \cdot C \quad (1)$$

Onde, F: fluxo de aquoso; $P_{INTRA-OCULAR}$: pressão intra-ocular; P_{VENOSA} : pressão venosa episcleral; C: coeficiente de facilidade de escoamento.

A partir da fórmula (1) é possível chegar à fórmula (2), determinando os fatores que influenciam na pressão intra-ocular, sendo também causas de alguns tipos de glaucoma:

$$P_{INTRA-OCULAR} = \frac{F}{C} + P_{VENOSA} \quad (2)$$

A PIO normal varia entre 10 e 21 mmHg (média de 15 mmHg). Ainda que não haja um limite máximo absoluto, 21 mmHg é considerado o limite superior da normalidade, e os níveis acima são vistos como suspeitos [HANSKI,2000]. Contudo, em alguns pacientes, ocorre dano glaucomatoso com PIO menor do que 21mmHg; ao passo que, outros indivíduos permanecem inalterados, por pelo menos uma curto período de tempo, com PIO de até 30 mmHg.

Flutuações da PIO ocorrem durante o dia, com a freqüência cardíaca, nível de pressão sanguínea e respiração. O padrão de curvas de PIO varia nos olhos normais e glaucomatosos, com uma tendência para PIO mais alta na manhã e mais baixa na tarde e noite. Os olhos normais têm uma flutuação da PIO diurna (4 mmHg) menor do que nos olhos glaucomatosos, que podem variar para 10 mmHg ou mais.

3.1.3.1. Regulação da pressão intra-ocular

A pressão intra-ocular permanece constante no olho normal, geralmente dentro de ± 2 mmHg. O nível desta pressão é determinado pela resistência à drenagem do humor aquoso da câmara anterior para dentro do canal de Schlemm. Esta resistência da drenagem resulta do emaranhado de trabéculas através das quais o líquido tem que passar no seu trajeto desde os ângulos laterais da câmara anterior até a parede do canal de Schlemm. Estas trabéculas têm diminutas aberturas de apenas 2 a 3 μm . A velocidade de fluxo do líquido para dentro do canal aumenta acentuadamente à medida que a pressão sobe. A cerca de 15 mmHg no olho normal, a quantidade de líquido que deixa o olho por meio do canal de Schlemm é, em média, 2,5 $\mu\text{l}/\text{min}$ e é igual ao influxo de

líquido a partir do corpo ciliar. Portanto, a pressão normalmente permanece em torno deste nível de 15 mmHg.

3.1.3.2. Limpeza dos espaços trabeculares e do líquido intra-ocular

Quando grandes quantidades de detritos ocorrem no humor aquoso, como acontece após uma hemorragia dentro do olho ou durante uma infecção intra-ocular, acumulam-se detritos nos espaços trabeculares que levam ao canal de Schlemm; estes detritos podem impedir a reabsorção adequada de líquido da camada anterior; às vezes causando glaucoma, como será explicado adiante. No entanto, sobre a superfície das placas trabeculares há um grande número de células fagocitárias. Também, imediatamente fora o canal de Schlemm, há uma camada de gel intersticial que contém grande número de células reticuloendoteliais com capacidade extremamente alta tanto de engolhar detritos como de degradá-los em pequenas substâncias moleculares, que podem então ser absorvidas.

Além disso, a superfície da íris e outras superfícies do olho atrás da íris são cobertas por um epitélio que é capaz de fagocitar proteínas e pequenas partículas do humor aquoso, ajudando assim a manter límpido o líquido.

4. Glaucoma

O Glaucoma é uma das principais causas de cegueira. É uma doença do olho na qual a pressão intra-ocular torna-se patologicamente elevada, às vezes subindo agudamente até 60 a 70 mmHg [GUYTON&HALL, 2002]. À medida que a pressão sobe, os axônios do nervo óptico são comprimidos onde abandonam o globo ocular no disco óptico. Acredita-se que a compressão bloqueie o fluxo axonal, figura 5, do citoplasma a partir de dos corpos celulares neurais da retina para as longas fibras nervosas ópticas que entram no cérebro. O resultado é a falta de nutrição apropriada das fibras, o que finalmente causa a morte dos neurônios implicados. É possível que a compressão da artéria retiniana, que também entra no globo ocular pelo disco óptico, seja um fator adicional para lesar os neurônios, reduzindo a nutrição para a retina.

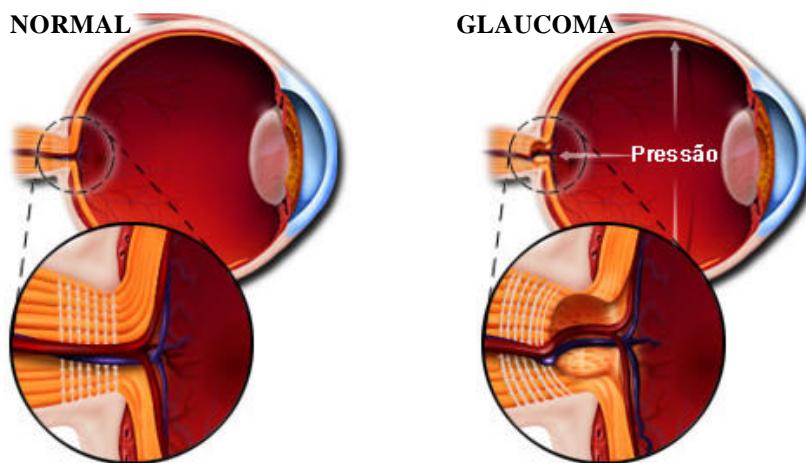


Figura 5 – Comparação entre um olho normal (esquerda) e um olho com glaucoma (direita)

Na maioria dos casos de glaucoma, a pressão anormalmente elevada resulta da resistência aumentada à drenagem do líquido através dos espaços trabeculares para dentro do canal de Schlemm na junção iridocorneana. Por exemplo, na inflamação aguda do olho, leucócitos e detritos teciduais podem bloquear estes espaços trabeculares e provocar aumento da PIO. Em condições crônicas, especialmente na idade avançada, a oclusão fibrosa dos espaços trabeculares parece ser o provável culpado.

4.1. Classificação dos glaucomas

4.1.1. Glaucoma de ângulo aberto

Também chamado de glaucoma aberto, é a forma mais comum da doença, ocorrendo em 55% dos casos. Em geral, o glaucoma de ângulo aberto não apresenta sintomas, o paciente não sente dor e perde lentamente a visão. Este tipo de glaucoma está relacionado à diminuição do ângulo de drenagem da câmara anterior (figura 6). Essa diminuição ocorre de maneira gradual e é consequência do processo de envelhecimento da pessoa.

A diminuição do ângulo de drenagem causa o aumento da resistência do fluxo do humor aquoso e tende a aumentar a pressão intra-ocular. Devido à ausência de sintomas, a melhor forma de diagnóstico é o exame ocular periódico.

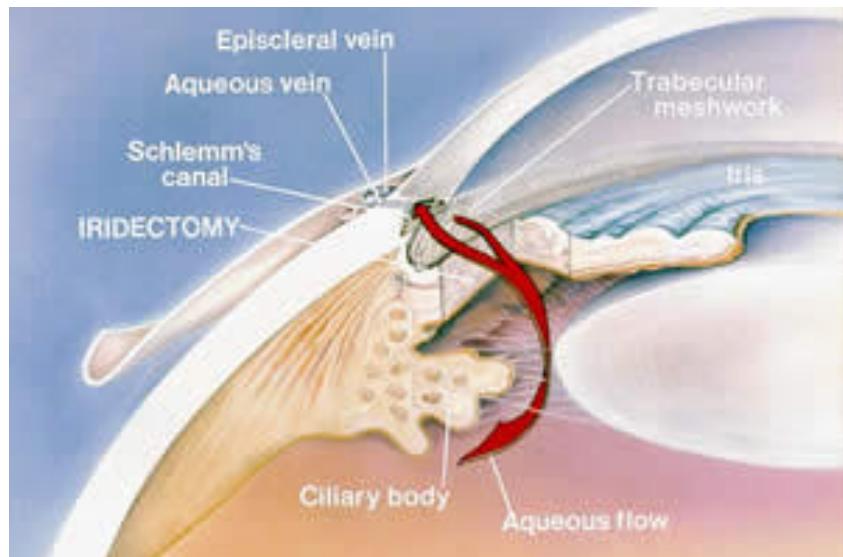


Figura 6 – Glaucoma de ângulo aberto

4.1.2. Glaucoma de ângulo fechado

O glaucoma de ângulo fechado responde por aproximadamente 12% dos casos. Há uma tendência de que esta seja uma doença herdada, mas muitas vezes vários membros de uma mesma família vão ser acometidos. É uma

doença mais comum em indivíduos descendentes de asiáticos e também em pessoas hipermetropes.

As pessoas que apresentam tendência a desenvolver o glaucoma de ângulo fechado, a câmara anterior apresenta-se mais rasa do que o usual. Como mencionado anteriormente, a malha trabecular esta situada no ângulo formado pelo encontro da córnea com a íris. Na maioria das pessoas, este ângulo apresenta aproximadamente 45 graus. Quanto mais estreito o ângulo, mais próxima estará a íris da malha trabecular.

Com o envelhecimento, a lente do olho (cristalino) torna-se maior. A habilidade do humor aquoso de passar entre a íris e o cristalino em seu caminho para a câmara anterior diminui, causando aumento da pressão de fluido atrás da íris, estreitando ainda mais o ângulo. Se a pressão se torna suficientemente alta, a íris é empurrada contra a malha trabecular, bloqueando a drenagem do aquoso (figura 7). Quando este espaço encontra-se totalmente bloqueado, o resultado é um ataque de glaucoma de ângulo fechado (glaucoma agudo), como pode ser visto na figura abaixo.

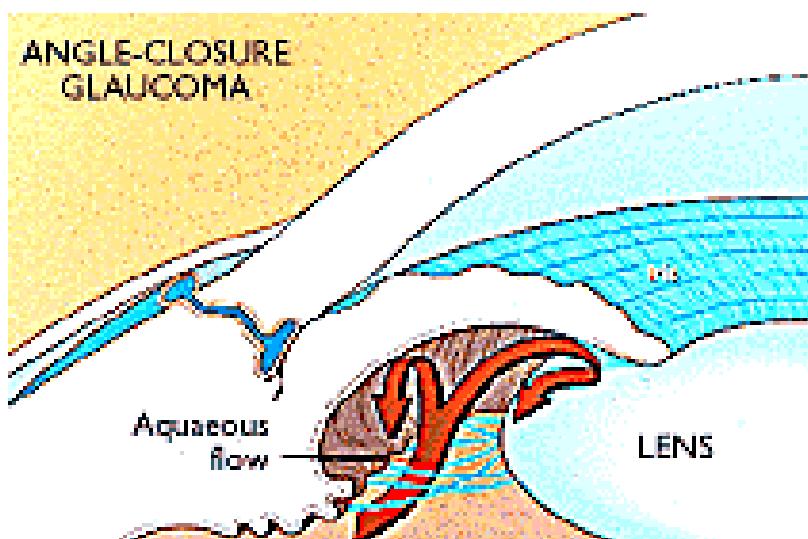


Figura 7 – Glaucoma de ângulo fechado

Neste tipo de patologia o paciente sofre dores de forte intensidade na cabeça e no olho, que chegam a provocar vômitos e redução da visão. Os olhos tornam-se vermelhos, a córnea fica edemaciada e opaca, e o paciente pode referir

halos luminosos e visão borrada. Este é o quadro de uma crise de glaucoma agudo, uma emergência oftalmológica que, se não tratada rapidamente, leva a perda de visão irreversível em questão de horas.

4.1.3. Glaucoma de pressão normal

Nesse tipo de glaucoma, que ocorre em 5% do total de casos da patologia, o dano ao nervo óptico e a perda da visão lateral ocorrem em pessoas com a pressão intra-ocular normal, porém, apresentam outras doenças oculares que danificam o sistema nervoso ocular. Tanto nos casos de glaucoma de ângulo aberto como de pressão normal, raramente o paciente apresenta sintomas bem definidos, como dor nos olhos ou ao redor deles, e alteração da visão (a alteração nos olhos ocorre de forma gradativa e lenta, de modo que o sistema ocular se adapte a nova situação, impossibilitando a identificação da redução do seu campo visual).

4.1.4. Glaucomas secundários

Este tipo de glaucoma pode ser desenvolver como resultado do aumento da PIO como consequência de outros problemas do olho. Abaixo estão listados os principais casos:

- Glaucomas tendo como causa o cristalino: podem ocorrer quando o cristalino está fora de sua posição normal (ectopia lentis), em consequência de traumas ou por causas genéticas. Pode haver crise aguda de glaucoma, nos casos de catarata intumescente, com bloqueio pupilar, especialmente em pacientes com ângulo da câmara anterior estreito;
- Glaucomas inflamatórios: ocorrem nos casos de uveíte por mecanismos diversos; nas uveítés anteriores pode haver bloqueio à passagem do aquoso por aderências da íris ao cristalino (sinéquias posteriores) ou no ângulo da câmara anterior (goniosinéquias);
- Glaucoma cortisônico: é um tipo de glaucoma desencadeado pelo uso local ou, mais raramente, sistêmico de corticoesteróides em pacientes

geneticamente predispostos, clinicamente, evoluí como o glaucoma primário de ângulo aberto, podendo aparecer, também, opacificações no cristalino;

- Glaucoma pigmentar: é um tipo de glaucoma de ângulo aberto, acompanhado de dispersão de pigmento da íris, o qual se deposita na região do trabeculado, formando uma faixa escura;
- Glaucoma neovascular: trata-se de um glaucoma de difícil tratamento, consequente à formação de uma membrana fibrovascular que recobre as malhas do trabeculado e, geralmente, está associado a problemas do segmento posterior do olho que levam à hipóxia.

4.1.5. Glaucoma congênito

O termo glaucoma congênito é reservado aos casos que apresentam anomalias do segmento anterior do olho, já ao nascer, sendo a maioria diagnosticada nos primeiros 6 meses de vida.

A moléstia, no entanto, é rara (apenas 3% dos casos diagnosticados de glaucoma). É possível que o pediatra veja mais casos de glaucoma congênito do que o oftalmologista.

O quadro clínico do glaucoma congênito, como também, o de outros glaucomas que aparecem nos primeiros meses de vida, é bastante diferente do glaucoma do adulto, sendo os principais, dentre os achados:

- Lacrimejamento, fotofobia e blefaroespasmo: esses sinais são precoces e, embora a causa mais freqüente de lacrimejamento, no recém-nascido, seja a obstrução das vias lacrimais, deve-se pensar em glaucoma congênito, se for acompanhado de fotofobia e blefaroespasmo;
- Edema de córnea: o edema, levando à perda do brilho corneano, é um sinal evidente e que, freqüentemente, leva a criança ao médico;
- Aumento do diâmetro corneano: sob a influência da pressão intra-ocular alta, a córnea aumenta de tamanho, levando a um aspecto típico conhecido como buftalmia. O diâmetro horizontal da córnea normal está em torno de 10-11 mm e, se na criança encontramos 12 mm, ou mais, juntamente com roturas da membrana de Decemet, praticamente está feito o diagnóstico de glaucoma congênito.

As roturas da Decemet ocorrem por estiramento da córnea e, geralmente, são acompanhadas de edema e opacificação. Outros sinais que ocorrem, como nos demais tipos de glaucoma, são a atrofia e escavação do nervo óptico, e pressão intra-ocular aumentada, sendo essa parte do exame, geralmente, feita sob anestesia geral.

O tratamento do glaucoma congênito é, essencialmente, cirúrgico havendo dois tipos principais de cirurgias que visam à abertura do ângulo da câmara anterior:

- Goniotomia: nesse tipo de cirurgia a região do ângulo, vista pelo microscópio e com a ajuda de uma lente especial, é cortada com uma faca introduzida pelo limbo corneano. É necessário, no entanto, que a córnea esteja transparente;
- Trabeculotomia: nesse tipo, localiza-se o canal de Schlemm, por uma incisão externa na esclera, e rompe-se o mesmo pela introdução de um trabeculóto mo, que é girado em direção à câmara anterior do olho. Aqui não é necessária a córnea transparente.

4.2. Métodos de exame

4.2.1. Tonometria

Tonometria é a medida da resistência que o globo ocular oferece à deformação por forças aplicadas à sua superfície.

O escopo da medida é obter o valor da pressão intra-ocular (PIO) que é o elemento primordial responsável com que o olho se opõe a uma força deformante externa.

A tonometria é dividida em tonometria bidigital – método de Bowman – e instrumental, que é constituída por aplanação corneana, depressão corneana e contorno dinâmico.

A tonometria bidigital é a avaliação grosseira da PIO normal obtida a partir da impressibilidade da esclera à palpação bidigital. Esse método não substitui a tonometria digital e é utilizado como parte de uma análise geral do paciente, portanto não será considerado na análise.

4.2.1.1. Tonometria de aplanação

Neste tipo de tonometria é medida a força necessária para aplanar uma determinada área da córnea ou a área de aplanação causada por uma determinada força é calculada.

A primeira forma é utilizada no tonômetro de Goldmann, Perkins e Draeger. O segundo método é usado no tonômetro de Maklakow, e por modificação deste são produzidos tonômetros pela “Heine” e outros (figura 8).

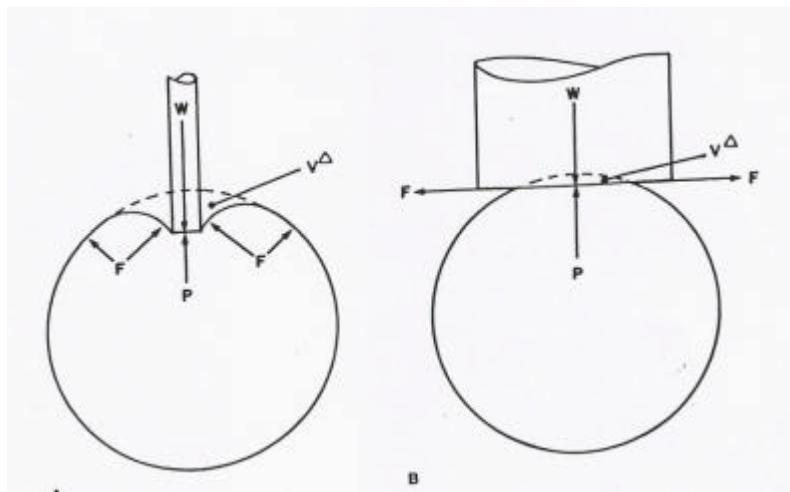


Figura 8 – Princípio dos tonômetros de aplanação

Esta técnica é baseada na lei de Imbert- Fick aplicada ao olho:

$$PIO = \frac{PESO_{TONOMETRO}}{AREA_{APLANADA}} \quad (3)$$

Esta lei está correta somente para objetos esféricos, cuja membrana limitante seja infinitamente pequena, perfeitamente flexível, elástica e seca. Uma membrana deste tipo não criaria resistência ao aplanamento, e à medida que a área aplanada aumentasse, permitiria expansão, de forma que a pressão dentro da membrana (do objeto) não aumentasse. A córnea não satisfaz nenhum destes critérios: ela é espessa e úmida (levando à formação de um menisco lacrimal entre a cabeça do tonômetro e o olho). Este menisco cria uma

força que puxa a cabeça do tonômetro na direção do olho. Finalmente as paredes do olho não são perfeitamente flexíveis e elásticas, mas têm rigidez. Assim quando uma secção do olho é aplanada o fluido deslocado faz aumentar a pressão intraocular. Goldmann e Schmidt descobriram que, quando o círculo de aplanação é de 3,06mm, as medidas da PIO são viáveis. Isto deve ao fato de que, com este diâmetro, os erros opostos que ocorrem se cancelam. Ou seja, que numa área de aplanação de 3 a 4 mm a força de tensão superficial (devido ao menisco lacrimal) é igual, mas oposta, à força necessária para contrariar a rigidez corneana.

4.2.1.1. Tonômetro de Goldmann

De forma a poder medir a PIO, os tonômetros de Goldmann estão incorporados na lâmpada de fenda (figura 9).

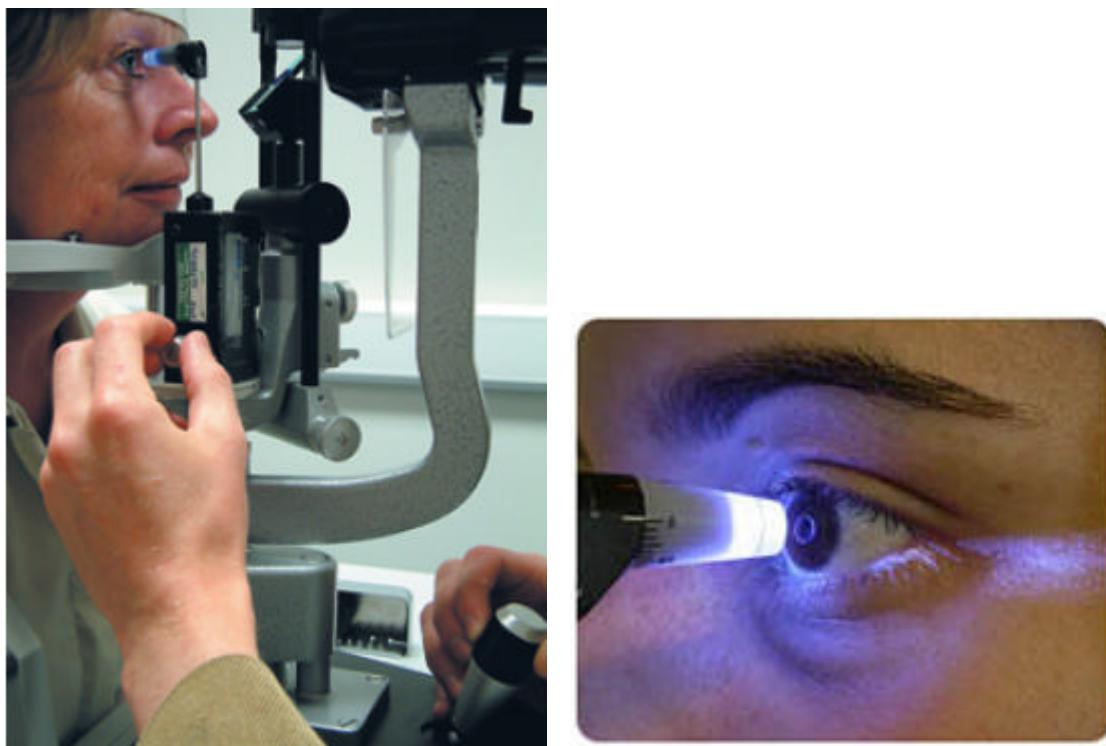


Figura 9 – Tonômetro de Goldmann

A cabeça é posta em contato com a córnea anestesiada, movendo o corpo do biomicroscópio na direção do paciente. Quando o contato é feito o clínico vê a

área aplanada, que se torna visível com a instalação de fluresceína. A pressão exercida contra o olho é então ajustada com um peso variável até que a área tenha um diâmetro de 3,06mm.

Para facilitar medidas credíveis, dois prismas com as suas bases em direções opostas são colocados dentro da cabeça do tonômetro. Estes prismas dividem a área aplanada em dois, cuja separação é de 3,06mm (figura 10):

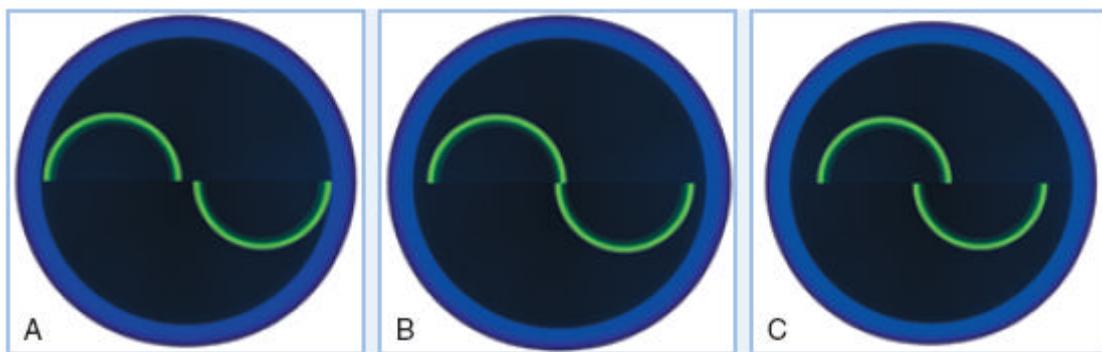


Figura 10 – Anéis de flúoresceína vistos durante tonometria

O clínico vê dois semi-círculos. Quando as duas pontas de dentro se tocam, a área aplanada tem o diâmetro correto. Deve-se ter cuidado durante as medições, de forma a garantir que a área aplanada seja bisetada pela linha divisória dos dois prismas. Falhas neste procedimento podem resultar em erro no registro da pressão intra-ocular.

Ao longo dos anos este tonômetro tornou-se o aparelho padrão com que todos os outros tonômetros são comparados. A sua simplicidade de concepção e facilidade de esterilização, torna a sua escolha por parte dos clínicos uma evidência.

No entanto, erros devido ao mau uso podem levar erros no registro da PIO. Os mais habituais são:

- Pálpebras que tocam na cabeça: resulta em resultados de PIO maiores;
- Astigmatismo corneano regular alto: causa aplanação das miras de tal forma que estas aparecem elípticas, em vez de circulares. Se as medidas forem executadas da forma normal, erros de aproximadamente 1 mmHg são cometidos para cada 4 dioptrias de astigmatismo, quer regular ou irregular. Este erro é reduzido praticamente a zero no astigmatismo oblíquo. Para minimizar o erro induzido por esta distorção das miras, as medidas

devem ser feitas a aproximadamente 43º do meridiano mais plano. Alternativamente, uma estimativa vertical e horizontal pode ser feita e calculada a média. Este método tem a vantagem de não requerer o conhecimento da refração ou das medidas queratométricas, e é por isso o método mais simples de utilizar. Na prática, astigmatismos inferiores a cinco dioptrias não causam erros significativos no cálculo da PIO, e mesmo astigmatismos oblíquos de maior valor podem ser ignorados;

- Menisco lacrimal demasiado grande: As miras fluresceínicas aparecem muito mais largas que o normal, e as leituras não são credíveis.

4.2.1.1.2. Tonômetro de Perkins

Trata-se de uma versão portátil do tonômetro de Goldmann, tendo sido desenvolvido por Perkins em 1965 (figura 11).

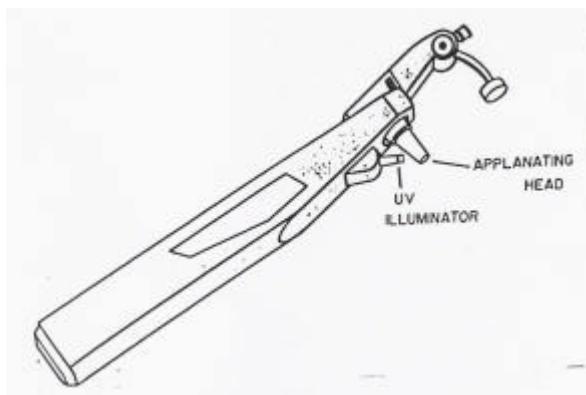


Figura 11 – Tonômetro de Perkins

Este instrumento, que utiliza uma mola para exercer uma pressão variável no olho, pode ser usado quer o paciente se encontre deitado ou de pé. Estudos reportam boa correlação com as medidas do tonômetro de Goldmann. Uma das suas grandes vantagens é ser portátil. Pelo fato de este aparelho ter a sua própria iluminação, não necessita por isso de utilizar a iluminação da lâmpada de fenda.

4.2.1.1.3. Tonômetro Tono-pen

Este aparelho (figura 12) segue o mesmo princípio do tonômetro de Goldmann, porém tem um tamanho menor e é mais fácil de manusear.

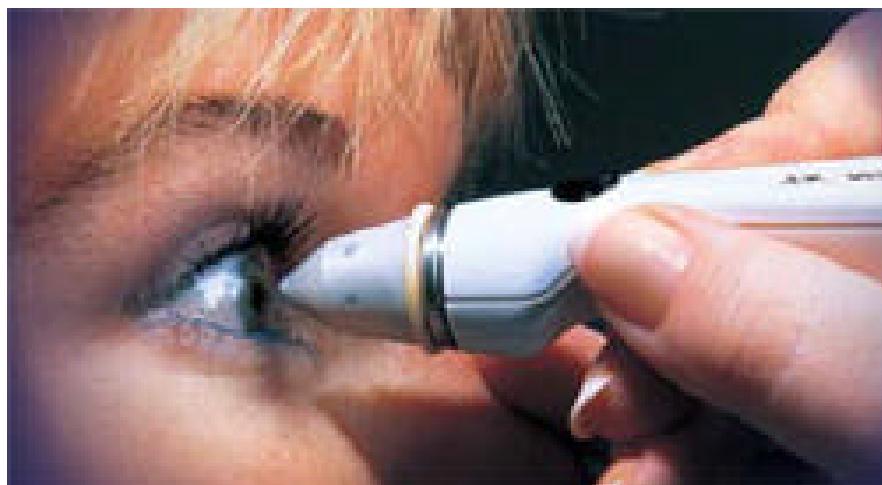


Figura 12 – Tonômetro Tono-pen

Desenvolvido em cooperação com a NASA para funcionar em qualquer posição, o tonômetro Tono-Pen aplana a córnea com auxílio de uma base e uma haste central controlada eletronicamente, funcionando em forma digital altamente integrada com um microprocessador. Um sensor eletrônico faz a medição da tensão e o converte em sinais de pulsos elétricos. Ao contato com a córnea são feitas mais de 500 leituras por segundo. Somente os valores de PIO (pressão intra-ocular) são coletados durante este processo e os dados armazenados; assim, quatro daquelas leituras farão uma média estatística com o seu coeficiente de variação correspondente. Toda esta informação é instantaneamente vista no visor de cristal líquido.

Estudos mostram que existe uma correlação das medidas feitas pelo Tono-pen com o tonômetro de Goldmann a não ser para faixas de medidas superiores a 40 mmHg, onde os valores encontrados estão subestimados.

4.2.1.1.4. Tonômetro de não contato

A sua característica e vantagem principal residem no fato de ser um tonômetro de não contato (não tem contato diretamente com a córnea), não necessitando por isso do uso de anestesia.

O aparelho funciona enviando um sopro de ar sobre a córnea, com a força mais que suficiente para momentaneamente a aplinar. O ponto de aplanação é detectado por um sistema óptico. O tempo necessário desde o início do sopro até a aplanação da córnea é registrado eletronicamente, e está relacionado com a pressão intra-ocular (PIO).

O sopro de ar é produzido por um pistão, dentro de um cilindro, sendo rapidamente movido por um solenóide. O ar comprimido dentro da câmara escapa através de um tubo, em direção à córnea do paciente (figura 13).



Figura 13 – Tonômetro a jato de ar

A pressão do ar, que sai do tubo, aumenta linearmente com o tempo, num período de 10ms (figura 14).

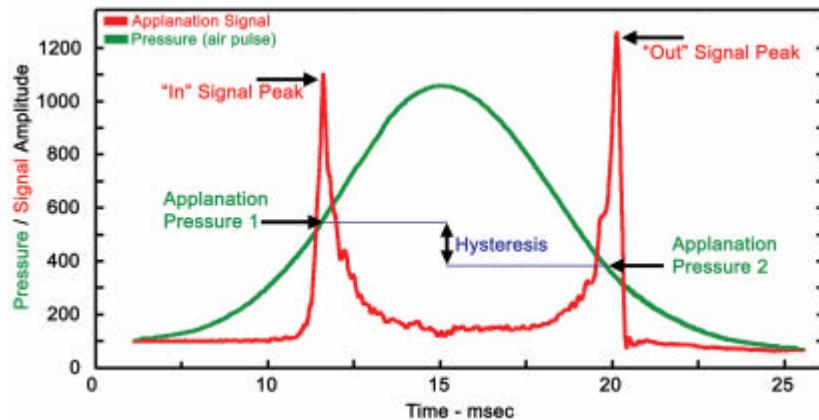


Figura 14 – Curva característica da pressão do ar em função do tempo

A pressão exercida pelo ar na córnea é suficiente para a indentar sobre uma pequena área central. Na passagem da sua forma convexa habitual para uma outra côncava, esta região da córnea passa por um estado de aproximadamente plana. Este ponto de aplanação é detectado por uma fonte de luz e um detector. A fonte de luz projeta um feixe no vértice da córnea, enquanto um detector recebe a luz refletida. Quando o vértice da córnea é convexo ou côncavo, o montante de luz que incide no detector é muito pequeno. No entanto, quando a córnea está plana, o sinal do detector aumenta (figura 15).

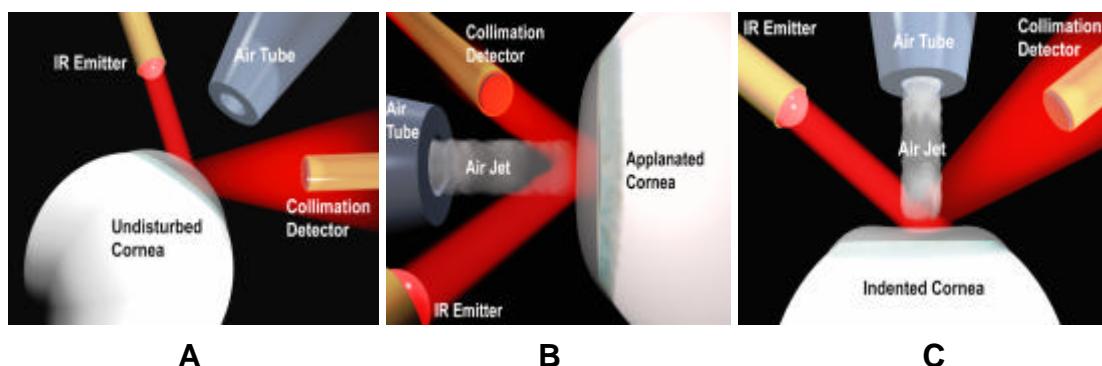


Figura 15 – Estágios de conformação da córnea mostrando da aplanação à indentação. Na figura 15a está diagramada a emissão de luz infra-vermelha pelo “emissor”, e a dispersão pela face anterior da córnea, que se comporta como um espelho convexo. Nesse estágio não é detectada luz colimada (organizada e focalizada) pelo “detector”. Na figura 15b vemos o jato de

ar exercendo pressão sobre a superfície anterior da córnea, que se torna plana, simulando um espelho plano, que reflete totalmente a luz. Nessa situação o detector percebe a luz emitida e registra um pico de aplanação. Na situação 15c o jato de ar diminui, assim como a pressão exercida na córnea, que ainda está na sua forma “invertida (côncava), produzindo um feixe de luz não colimado, e portanto não registrando o pico de reflexão.

O tempo desde o início do sopro até o sinal do detector ser máximo é registrado eletronicamente. Este tempo serve para determinar a pressão necessária para aplanar a córnea, e está relacionado com a sua PIO. O circuito eletrônico dentro do tonômetro, processa o tempo do sinal e digitalmente apresenta a PIO.

É importante que o sopro de ar seja dirigido para o vértice da córnea, e que o instrumento esteja colocado a uma distância exata da mesma. Por isso um sistema óptico de alinhamento é incorporado no aparelho. Este sistema é similar ao usado no radioscópio, e permite o alinhamento em três eixos.

Em adição a este sistema de alinhamento do operador, existe um outro sistema de verificação automática. Se o alinhamento não estiver correto na altura do sopro de ar, então o resultado não é mostrado, o que torna necessário a repetição da medida. Detalhes do sistema eletro-óptico são mostrados na figura 16.

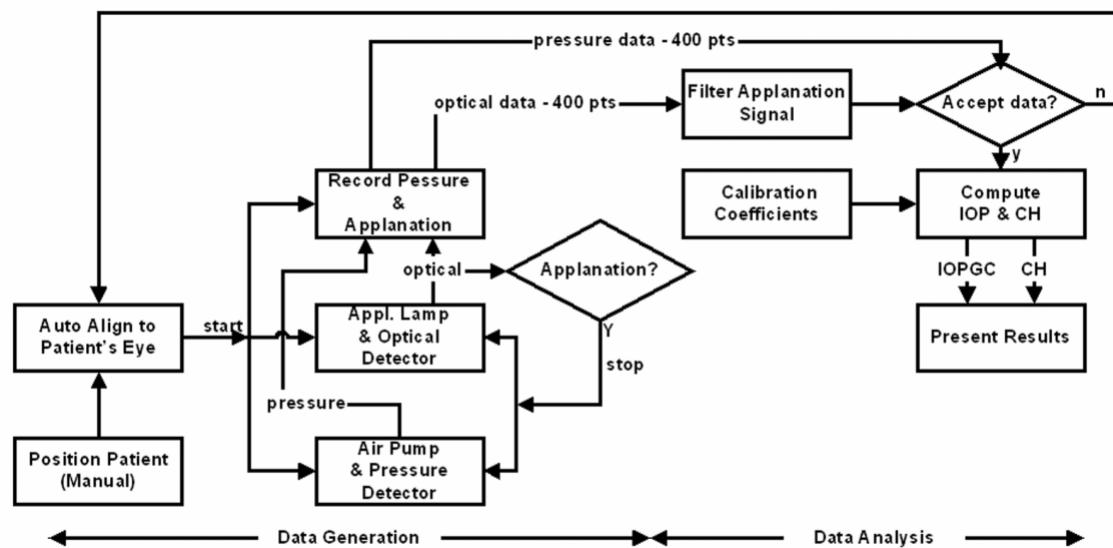


Figura 16 – Diagrama de funcionamento do ORA

Medidas isoladas da tensão ocular não são muito fiáveis com técnicas de tonometria de não contato. Variações na ordem de 3-4 mmHg são comuns, mas este problema é geralmente reduzido pela tomada de três medidas. Quando a média das medidas é usada, os resultados tornam-se bastante consistentes.

A calibração deste instrumento foi conseguida através de estudos clínicos em sujeitos com e sem Glaucoma, em que os resultados do tonômetro de ar foram comparados com o tonômetro de Goldmann. Para esta calibração, o tonômetro de Goldmann foi assumido como não tendo erros (por vezes chama-se a instrumentos usados como comparação em calibrações: Gold-Standard). Os resultados da calibração dão o desvio padrão das diferenças entre o tonômetro de Goldmann e o de “ar” como sendo 2,86 mmHg. Mudanças fisiológicas normais na PIO podem contribuir para uma maior variabilidade.

A precisão deste aparelho em medidas acima de 35 mmHg foi questionada por Sorensen em 1975. Esta imprecisão é de relativamente pouca importância porque o clínico sabe que estes valores estão bastante acima dos valores normais de PIO. Meyers e Scott reportaram em 1975 que as primeiras medidas com o tonômetro de ar são muitas vezes um pouco altas, cerca de 1 mmHg mais que as medidas subsequentes, em consequência a reação inicial do paciente ao sopro de ar.

A facilidade com que este instrumento procede às medições de pressão intraocular tornou-as mais simples e possíveis de serem feitas rotineiramente. É particularmente útil na utilização em crianças e em pessoas que não toleram objetos encostados aos seus olhos. A desvantagem deste tonômetro reside no seu alto custo financeiro e aos maiores custos de manutenção devido à sua complexidade.

O instrumento contém uma câmara digital para visualização do olho do paciente. Existe uma tampa protetora que deve estar sempre colocada para proteger o tubo da saída do ar.

4.2.1.2. Tonometria de indentação

As circunstâncias da tonometria de depressão fogem por completo à teoria de Imbert e exigem a introdução de outros fatores que, além de tornarem complexo o tratamento teórico do método, fazem com que a tonometria de indentação não ofereça a mesma segurança na avaliação da pressão intra-ocular que a tonometria de aplanação.

Colocando-se esse tipo de tonômetro sobre o olho, o instrumento aplanará a córnea na área de contato e o pistão produzirá uma depressão central, diminuindo o volume ocular e acarretando na elevação da PIO à pressão determinada pelo instrumento e, distendendo, consequentemente, a túnica fibrosa (figura 17).

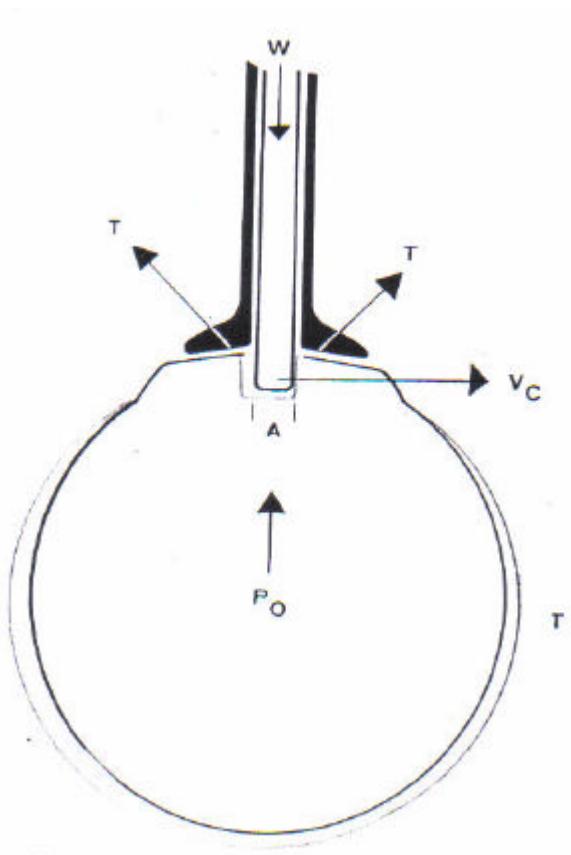


Figura 17 – Tonometria de indentação: W – Pistão do tonômetro de depressão; T – Tensão da túnica fibrosa que se opõe a W; A – Área de depressão corneana; Vc – Volume da depressão corneana

Esse tipo de tonometria caracteriza-se pelo deslocamento considerável de humor aquoso (variável para cada medida) e significativo aumento da pressão intra-ocular.

O cálculo da PIO nesse tipo de tonometria instrumental é dado por:

$$\log(PIO) = \log\left(\frac{W}{A}\right) - E \cdot Vc \quad (4)$$

Onde: W – pistão do tonômetro de depressão; A – área de depressão corneana; Vc – volume da depressão corneana; E – rigidez parietal, calculada através de duas medições seguidas por:

$$E = \frac{\log(PIO_2) - \log(PIO_1)}{Vc_2 - Vc_1} \quad (5)$$

4.2.1.2.1. Tonômetro de Schiötz

Este tonômetro foi inventado em 1905 e pouca mudança sofreu desde então (figura 18).



Figura 18 – Tonômetro de Schiötz

O êmbolo proporciona a força de indentação na córnea, e pode ser colocado em diferentes pesos: quer a 5.5g, 7.5g, 10g ou a 15g, pela adição de pequenos pesos. A plataforma côncava que assenta na córnea, forma um nível de

referência a partir da qual o êmbolo consegue indentar mais a córnea. Esta plataforma tem 10.1mm de diâmetro e a concavidade 15 mm de raio de curvatura. Pelo fato de este raio ser normalmente maior que o raio da córnea, na qual apóia, o aparelho aplana-a ligeiramente. O peso total suportado por esta é 16.5 g (com o êmbolo de 5.5 g). O grau de indentação produzido pelo êmbolo é mostrado na escala do instrumento. Cada divisão da escala representa 1/20 mm de indentação. Esta escala pode ser convertida em mmHg pelo uso de tabelas (figuras 19a e 19b), onde os cálculos da PIO – equação 5 – foram convertidos para facilitar sua obtenção. A tabela da fig.13 é baseada em leituras manométricas, e assume que o olho, que está a ser medido, tem uma rigidez ocular média.

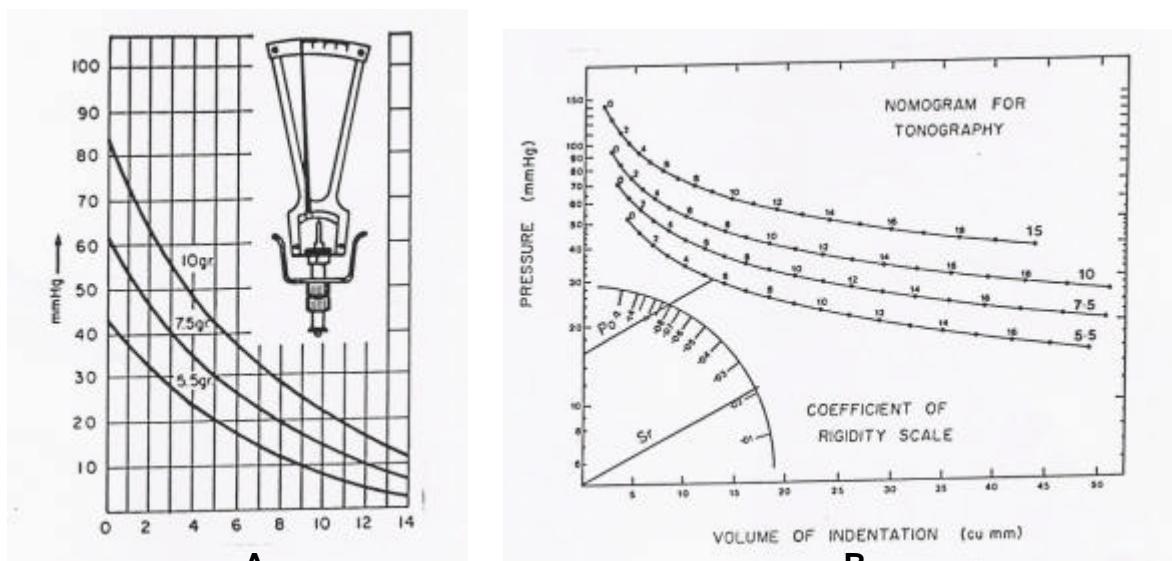


Figura 19 – Tabelas de correlação entre escala de indentação e mmHg

Se um paciente tem uma PIO normal e um olho muito rígido, então a indentação produzida pelo êmbolo será menor que aquela causada num paciente com a mesma PIO, e com um olho de rigidez normal. O resultado da PIO no primeiro paciente será registrado incorretamente como elevado. Inversamente se um paciente tem uma PIO elevada e um olho com baixa rigidez, o resultado da PIO será registrada falsamente como baixa. A amplitude destes erros pode ser substancial devido à grande quantidade de fluído deslocado pelo tonômetro, quando colocado sobre o olho. Na tentativa de ultrapassar este problema, Friedenwald desenhou uma tabela (figura 19) para o

tonômetro de Schiötz, que permite ao clínico compensar o efeito de uma rigidez ocular anormal. Para utilizar esta tabela é necessário ter uma escala de leitura com pelo menos dois êmbolos de pesos diferentes. A leitura da escala para cada peso é registrada na curva apropriada. Uma linha é desenhada unindo os pontos das duas leituras, sendo prolongada para o lado esquerdo até intersectar o eixo vertical da tabela (linha Po). Esta intersecção dá a melhor estimativa da PIO, tendo em conta a variação da rigidez ocular do olho. O valor do coeficiente de rigidez da córnea é obtido pelo desenho de uma segunda linha (Sr), paralela à primeira, desenhada a partir da origem do gráfico, de forma a intersectar a curva do coeficiente de rigidez. Infelizmente existem dificuldades em ler a escala do tonômetro com suficiente precisão, de forma a tornar a tabela fiável. Erros somente de metade do intervalo da escala, que têm pouco efeito sobre a leitura da PIO, podem, no entanto, ter um efeito significativo na PIO extrapolada da tabela. O problema não pode ser ultrapassado pela aquisição de uma série de leituras com o tonômetro de Schiötz. Isto porque em cada medida que se faça, o peso do êmbolo faz aumentar a saída do humor aquoso do olho, e por este efeito a PIO é reduzida. Alternativamente, pode-se esperar cinco minutos entre cada medida.

Uma das grandes dificuldades que existe no tonômetro de Schiötz reside no fato de a leitura da escala fazer-se enquanto o tonômetro está colocado no olho.

Durante a medição da PIO, a ligeira pulsação sentida na agulha que faz as leituras na escala, que resulta da pulsação diastólica, afeta a pressão intra-ocular. Esta pulsação afeta nomeadamente a coroíde. A amplitude destas oscilações é de cerca de uma unidade de escala.

Este tipo de tonômetro utiliza um peso relativamente grande, quando comparado com tonômetros de aplanação, o que pode mais facilmente causar danos na córnea. Se o objeto de contacto deslizar sobre a córnea, o que pode acontecer pois as leituras da escala são feitas com o tonômetro em contato com o olho, a probabilidade de danos ainda é maior.

4.2.1.3. Tonometria de contorno dinâmico

4.2.1.3.1. Tonômetro de Pascal

Este tipo de aparelho apresenta um novo conceito da área da tonometria. Seu princípio de funcionamento é baseado na lei da pressão hidrostática de Blaise Pascal, onde uma variação de pressão provocada num ponto de um fluido em equilíbrio transmite-se a todos os pontos do fluido e às paredes que o contêm. Em um método não-evasivo e direto para se medir a pressão intra-ocular, o tonômetro de Pascal (figura 20) mede a pressão intra-ocular na periferia da córnea, sem deslocá-la significativamente, contornando toda sua dimensão aparente e coletando a variação dessa medida ao longo do tempo.

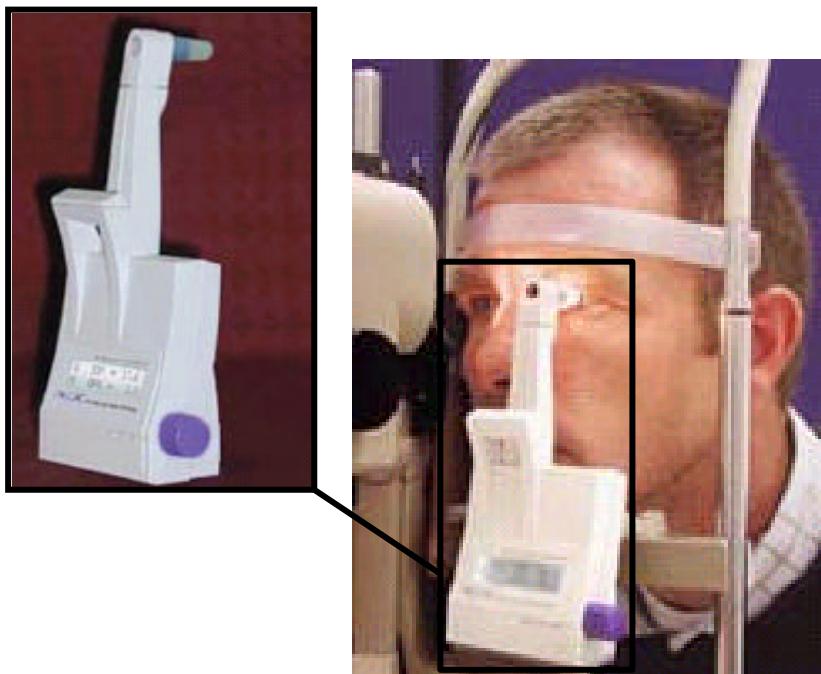


Figura 20 – Tonômetro de Pascal

O mapeamento do comportamento dessa variável da câmara anterior do olho é feito por um pequeno sensor piezo-elétrico, de área de $0,25\text{mm}^2$, mostrado na figura abaixo. Esta característica permite uma medição mais precisa da PIO, apresentando pequenas variações de resultados em relação ao tonômetro de Goldmann.

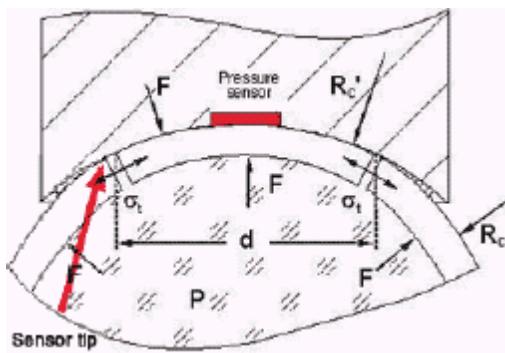


Figura 21 – Princípio de funcionamento do tonômetro de contorno dinâmico

Diferente dos seus antecessores, este tipo de tonometria apresenta resultados de medidas que minimizam os efeitos da variação da espessura e da rigidez corneana, sendo, portanto, um aparelho mais preciso.

Por ser um dispositivo extremamente caro e novo, raros centros oftalmológicos brasileiros o possuem.

4.2.2. Outros métodos para diagnóstico de glaucoma

Existem outros métodos que, combinados com a tonometria, diagnosticam se o paciente apresenta glaucoma e qual é o seu tipo. Eles estão listados abaixo com uma breve descrição, uma vez que o foco do projeto é estudar os aparelhos compostos na tonometria.

4.2.2.1. Campimetria

Campimetria, como o próprio nome diz, é o exame que tem por objetivo avaliar o campo de visão dos pacientes. É um exame indolor em que o paciente fixa o olho numa luz dentro do aparelho e sinaliza (toca uma pequena campainha) a medida que outros pontos luminosos vão surgindo.

Este teste permite o médico avaliar como e se o glaucoma afetou o campo de visão do paciente, delimitando a extensão do dano sobre as fibras nervosas do nervo óptico.

Como foi visto anteriormente, os danos específicos do glaucoma são resultantes da perda ou dano das fibras nervosas, especialmente, dos feixes arqueados, na sua porção mais interna.

Em sua evolução típica, um defeito glaucomatoso inicia-se com um ou mais escotomas que coalescem, formando um escotoma arqueado, geralmente superior, ligado à mancha cega (Figura 22).

Com o tempo, forma-se um escotoma semelhante, inferior e que, ligando-se ao superior pela parte nasal do meridiano horizontal, isola uma ilha de visão no centro do campo (Figura 23).

No campo periférico, aparece uma depressão de uma ou mais isópteras, formando uma alteração conhecida como degrau nasal de Rönne. Com a progressão dos defeitos centrais e periféricos, resulta, no glaucoma avançado, uma ilha de visão central e outra no campo temporal (Figura 24). A ilha temporal pode ser a última a desaparecer (Figura 25) e teremos, então, a cegueira total ou glaucoma absoluto.

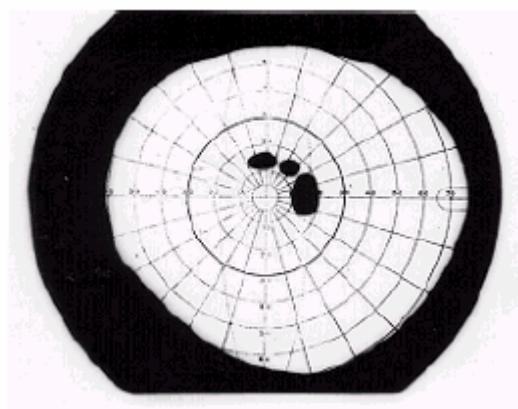


Figura 22 – Campo visual no glaucoma: defeito inicial

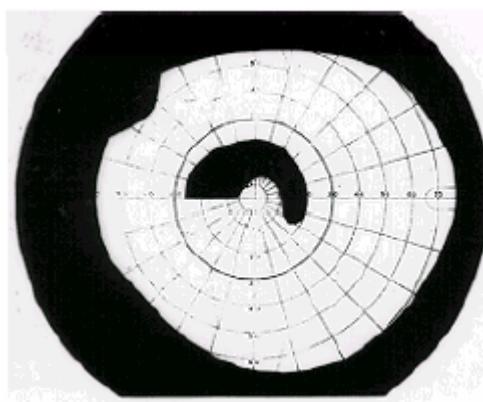


Figura 23 – Campo visual no glaucoma: escotoma arqueado de Bjerum

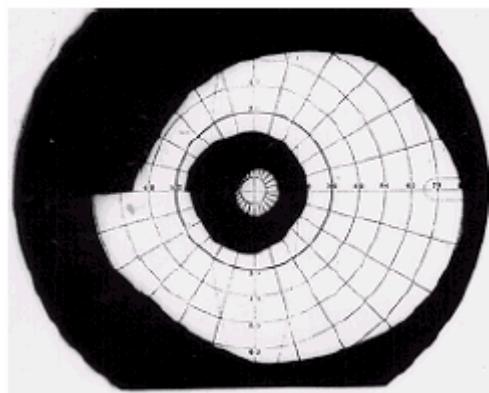


Figura 24 – Campo visual no glaucoma: ilha de visão central

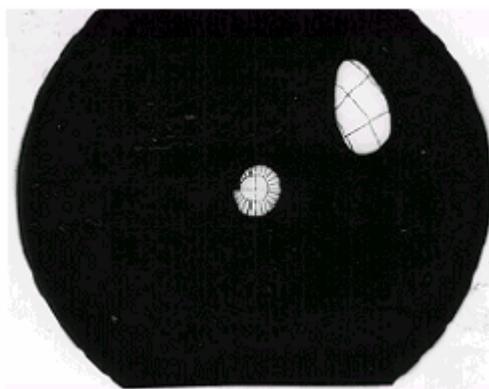


Figura 25 - Campo visual no glaucoma terminal: ilhas de visão central e temporal

4.2.2.2. Oftalmoscopia

A finalidade da oftalmoscopia é estudar, principalmente, o disco óptico e, nesse, especificamente, a escavação. A aparência do disco óptico deve ser registrada, para acompanhamento, por esquema cuidadoso (Figura 26) ou, mais precisamente, por fotografias (Figura 27).

A maioria dos olhos normais apresenta uma depressão do disco óptico que varia, grandemente, em forma e profundidade. A forma, geralmente acompanha a do disco, sendo, portanto, circular ou ovalada. A profundidade da escavação varia, também, grandemente, podendo ir desde o disco plano até a máxima profundidade que corresponde à visualização da lâmina crivosa.

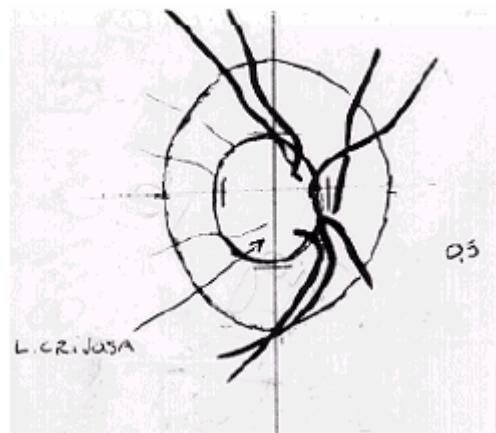


Figura 26 – Esquema do disco óptico

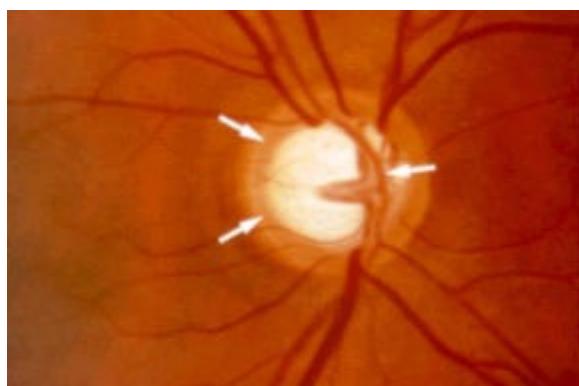


Figura 27 – Foto do disco óptico

O tamanho da escavação costuma ser estudado por um índice dado pela relação entre o diâmetro horizontal da escavação (d) e o diâmetro horizontal do disco óptico (D). A relação d/D mede, indiretamente, o espaço neural entre a margem do disco e a margem da escavação.

As escavações fisiológicas, na maioria dos casos, são simétricas nos dois olhos, não atingem grandes diâmetros, e nem sofrem grandes modificações com o tempo.

A escavação glaucomatosa, na maioria dos casos, aumenta em direção ao quadrante temporal inferior, podendo atingir a margem do disco nessa região. Em casos menos freqüentes, a escavação pode aumentar para cima e para baixo, ou em todas as direções, porém o quadrante temporal inferior é, sempre, primeiramente atingido. No glaucoma absoluto, todo o nervo está escavado e atrófico (Figura 28 e Figura 29).

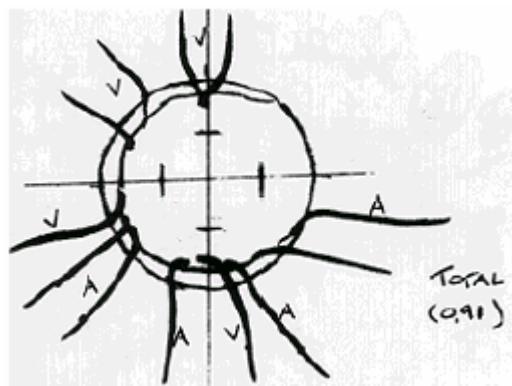


Figura 28 – Esquema de disco óptico glaucomatoso

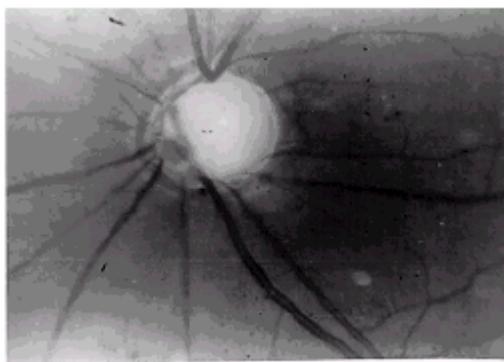


Figura 29 – Foto de disco óptico glaucomatoso

4.2.2.3. Gonioscopia

Gonioscopia é o exame do ângulo da câmara anterior (estruturas entre a íris periférica e a córnea incluindo o trabeculado através do qual o humor aquoso deixa o olho). Este exame é especialmente importante para a diferenciar os casos de glaucoma de ângulo estreito e de ângulo aberto, além de identificar tumores de íris, trauma ocular ou outras anormalidades.

Ele é feito com o auxílio de lentes especiais (figura 30), colocadas diretamente sobre a córnea e com a ajuda do biomicroscópio. Em um glaucoma de ângulo totalmente aberto, observa-se, a partir da íris, o corpo ciliar, o esporão da esclera, o trabeculado e a linha de Schwalbe que corresponde ao fim da membrana de Decemet. Quando, durante o exame, o canal de Schlemm enche-se de sangue, é possível, também, observá-lo. Se nenhuma das estruturas descritas foi observada, o glaucoma é classificado como de ângulo fechado.



Figura 30 – Gonioscopia

5. Teoria de incertezas

A análise das incertezas é o processo usado para verificar a validade e a precisão dos projetos de engenharia, indicando fontes de erros inaceitáveis, sugerindo melhoramento nos métodos de medidas.

Sempre que se fazem medidas experimentais, os erros estão presentes. Além dos erros grosseiros cometidos pelo experimentador, os erros experimentais podem ser de dois tipos. Erros fixos (ou sistemáticos) causados pela repetição dos erros de medida da mesma grandeza em cada experiência. Os erros sistemáticos são os mesmos em cada leitura e podem ser evitados por conveniente correção ou calibração. Erro casual (não repetido) é diferente em cada leitura e, portanto, não pode ser evitado. Os fatores que produzem os erros casuais são incertos pela sua própria natureza.

O objetivo da análise das incertezas é estimar o erro casual provável nos resultados experimentais. Este estudo é realizado a partir do procedimento abaixo.

5.1. Estimar o intervalo de incerteza para cada quantidade medida

Designando por x_1, x_2, \dots, x_n as medidas das variáveis em dada experiência, um dos possíveis caminhos para determinar o intervalo de incertezas de cada variável seria repetir várias vezes cada medida. O resultado seria a distribuição dos valores de cada variável. Os erros ocasionais das medidas produzem usualmente a distribuição normal (gaussiana) da freqüência dos valores medidos. O afastamento dos dados da distribuição normal é caracterizado pelo desvio padrão, s . O intervalo de incertezas de cada medida da variável x_i pode ser expresso por $\pm ns$, em que $n = 1, 2$ ou 3 .

Para dados normalmente distribuídos, mais de 99% dos valores medidos de x estão dentro de $\pm 3s$ do valor médio, 95% estão dentro de $\pm 2s$, e 50% dentro de $\pm s$ do valor médio do conjunto dos dados. Assim será possível quantificar

os erros possíveis, dentro de quaisquer limites de confiabilidade desejados, se estiver disponível estatisticamente significante conjunto de dados.

O método de repetição das medidas não é usualmente prático. Na maioria das aplicações é impossível obterem-se dados suficientes para amostragem estatisticamente significativa, em razão da excessiva demanda de tempo e dos elevados custos envolvidos. Entretanto a distribuição normal sugere conceitos importantes:

- Pequenos erros são mais prováveis dos que os grandes;
- Os erros positivos e os negativos são quase igualmente prováveis;
- Nenhum erro finito máximo pode ser especificado.

Situação mais típica nos trabalhos de engenharia é a experiência de “amostra simples” na qual somente uma única medida é feita para cada ponto de referência. Nesses casos, razoável estimativa da incerteza da medida, devida ao erro usual, é usualmente, mais ou menos a menor divisão da escala do instrumento de medida (maior aproximação).

5.2. Estabelecer os limites de confiabilidade de cada medida

O intervalo de incertezas de uma medida deve ser estabelecido por algarismos significativos. A especificação destes algarismos só pode ser feita pelo experimentador baseado na total experiência em laboratório.

O intervalo de confiabilidade é baseado no conceito de desvio padrão para a distribuição normal explicada anteriormente.

5.3. Analisar a propagação da incerteza nos resultados a partir dos dados experimentais

Suponha que as medidas das variáveis dependentes, x_1, x_2, \dots, x_n , sejam efetuadas em laboratório. A incerteza relativa de cada medida independente, de cada grandeza, é designada por u . Estas medidas são executadas para avaliar um resultado qualquer, R , da experiência. A partir dos valores medidos, analisa-se como os erros de x propagam-se no cálculo de R .

Em geral, R pode ser matematicamente expresso por $R = R(x_1, x_2, \dots, x_n)$. O efeito em R produzido por um erro individual de medida x pode ser estimado pela analogia com a derivada de uma função. A variação, dx_i , de x_i causaria a variação de R de acordo com a fórmula:

$$dR_i = \frac{\partial R}{\partial x_i} dx_i \quad (6)$$

Para a aplicação deste trabalho, é conveniente normalizar esta equação em R, obtendo:

$$\frac{dR_i}{R} = \frac{1}{R} \frac{\partial R}{\partial x_i} dx_i = \frac{x_i}{R} \frac{\partial R}{\partial x_i} \frac{dx_i}{x_i} \quad (7)$$

Esta equação deve ser utilizada para estimar o intervalo de incerteza do resultado devido às variações de x_i , conforme a expressão a seguir:

$$u_R = \pm \left[\left(\frac{x_1}{R} \frac{\partial R}{\partial x_1} u_{x_1} \right)^2 + \left(\frac{x_2}{R} \frac{\partial R}{\partial x_2} u_{x_2} \right)^2 + \dots + \left(\frac{x_n}{R} \frac{\partial R}{\partial x_n} u_{x_n} \right)^2 \right]^{1/2} \quad (8)$$

6. Comparativo entre os tonômetros

6.1. Métodos de análise

Em um trabalho em conjunto com a Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), a Faculdade de Medicina de Marília (FAMEMA) e alguns centros oftalmológicos da grande São Paulo, foram selecionados os pacientes (excluindo-se os portadores de lesões corneanas) atendidos no serviço de glaucoma entre abril e junho de 2006 e realizado um estudo comparativo entre os diferentes métodos de medições da pressão intra-ocular, coletando informações e analisando-as.

A análise dos dados coletados nas visitas foi efetuada por meio de testes estatísticos considerando intervalo de confiança de 95%. Após este estudo prévio aplicou-se a teoria de incertezas explicada anteriormente, possibilitando a definição dos erros causais dos tonômetros mais utilizados no cotidiano pesquisado: Tonopen; Goldmann; ORA (ocular response analyser); Pascal.

As medidas de todos os parâmetros foram feitas sob prévia anestesia da córnea com proparacaina a 0,1%. Para a medida da PIO com o tonômetro de Goldmann, utilizou-se também fluoresceína colírio a 0,25%.

Adicionado ao erro experimental calculado a partir da análise comparativa entre as tonometrias, considera-se a influência das variáveis fisiológicas do corpo humano na pressão intra-ocular.

6.2. Resultados

Foram construídos gráficos de regressão linear relacionando os diferentes tipos de tonometria com a medição padrão, Goldmann, e posteriormente levantado o erro deste aparelho, resultando nos valores da tabela 1.

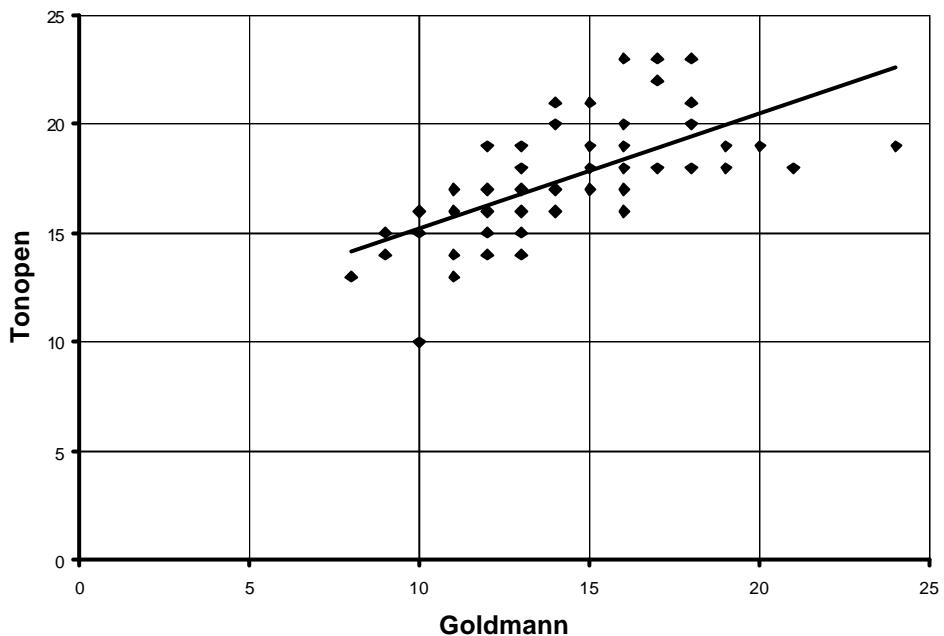


Figura 31 – Análise de regressão da PIO entre os tonômetros de Goldmann e Tonopen

Apesar da correlação positiva encontrada na figura 31 entre as medidas da PIO com os dois tonômetros, o tonopen forneceu valores de pressão maiores (em média, 4,2 mmHg) e apresentou desvio-padrão de 3,55 mmHg.

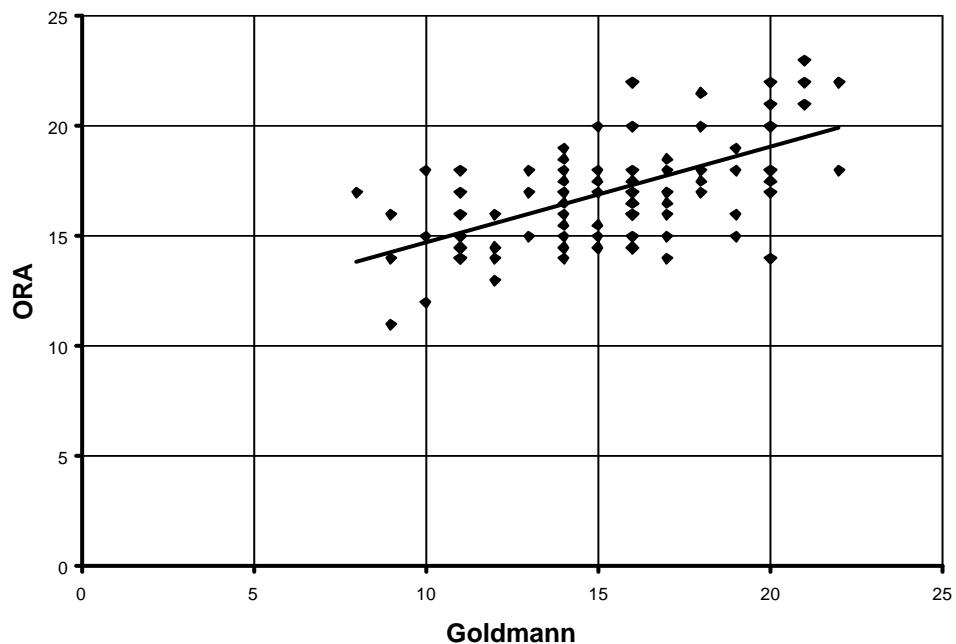


Figura 32 – Análise de regressão da PIO entre os tonômetros de Goldmann e ORA

A correlação positiva da figura 32 entre as medidas da PIO indicou pressões superiores no tonômetro de não contato ORA com desvio-padrão de 2,88mmHg entre suas medidas.

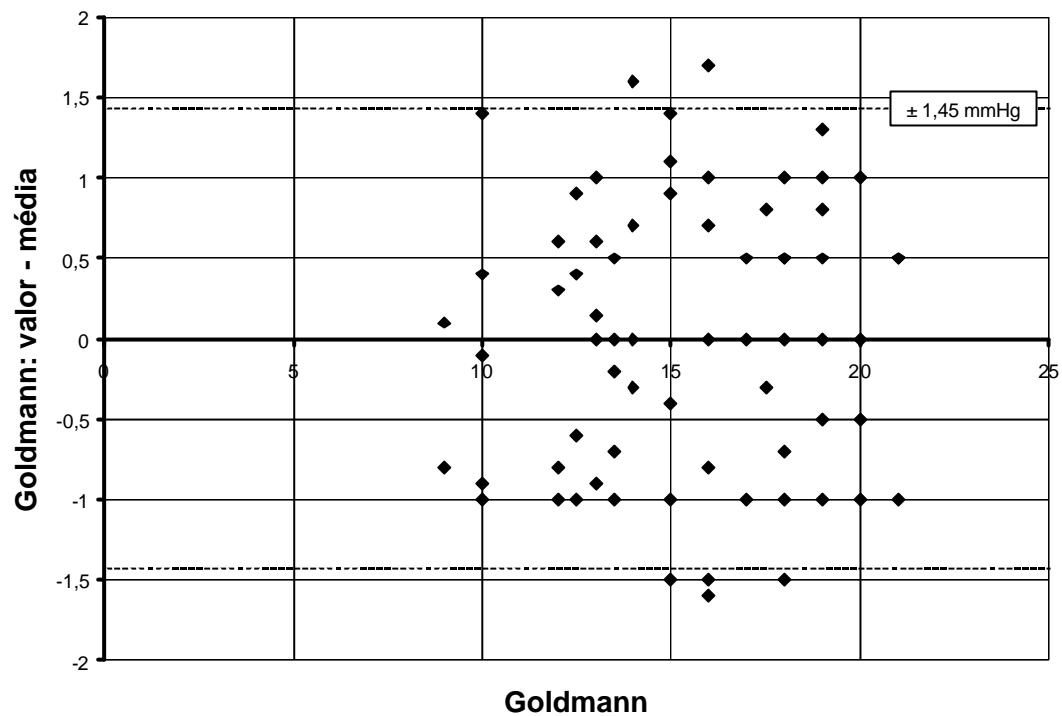


Figura 33 – Análise do erro experimental do tonômetro de Goldmann

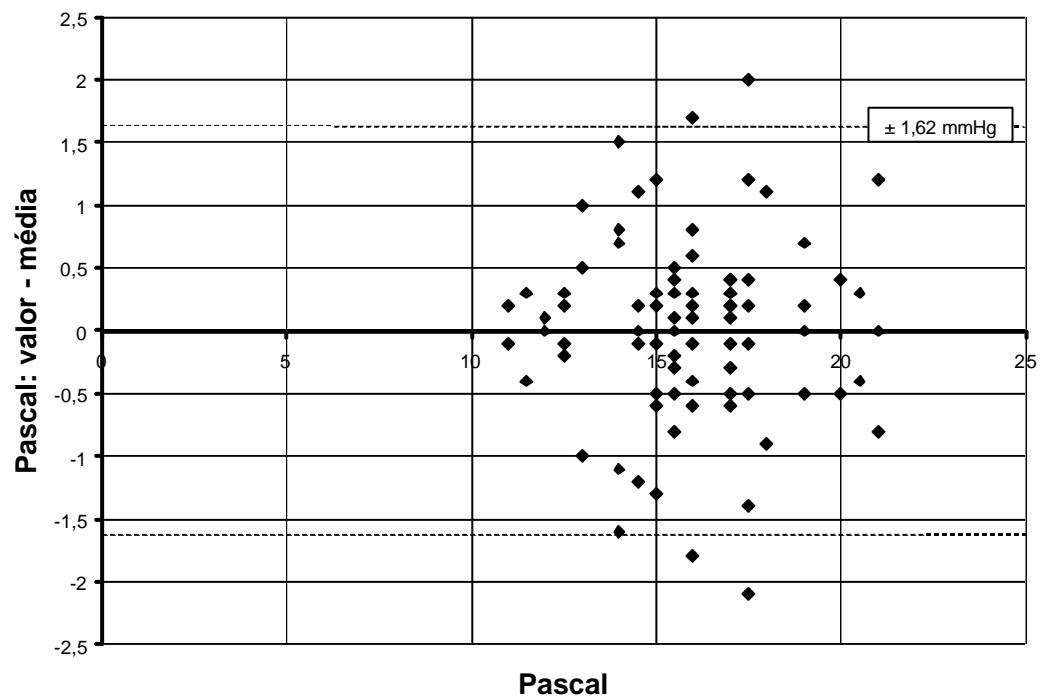


Figura 34 – Análise do erro experimental do tonômetro de Pascal

Com o intervalo de 95% de confiança e repetição de três vezes de cada medida coletada dos tonômetros de Pascal e de Goldmann foi possível levantar o desvio-padrão dos dois aparelhos: $\pm 1,45$ mmHg e $\pm 1,62$ mmHg, respectivamente.

Tabela 1 – Erro causal entre os tonômetros

TONÔMETRO	ERRO EXPERIMENTAL
GOLDMANN	$\pm 1,45$ mmHg
PASCAL	$\pm 1,62$ mmHg
ORA (OCULAR RESPONSE ANALYSER)	$\pm 2,88$ mmHg
TONO-PEN	$\pm 3,55$ mmHg

6.3. Análise considerando variações fisiológicas

O estudo do erro experimental comparativo entre os tonômetros mais utilizados atualmente não tem valor substancial nos exames oftalmológicos. É preciso mesclar a influência das variações fisiológicas corpóreas nessa análise para chegar em um valor mais correto sobre suas incertezas de medição.

Esse comparativo tem como objetivo selecionar os principais fatores que alteram a pressão intra-ocular ou que dificultam a coleta dessa medida para cada tipo de medidor de pressão.

6.3.1. Tonômetro de Goldmann

O tonômetro de Goldmann, apesar de ser o instrumento padrão da ciência, apresenta inúmeros fatores que interferem na sua medição. Segundo Sandhu [SANDHU, 2005], eles estão relacionados com a variação da espessura da córnea humana, rigidez parietal, as miras flúoresceínicas e o filme lacrimal, iluminação imprópria na hora da coleta da pressão, erros de calibração e córnea com astigmatismo.

Os pacientes que apresentam astigmatismo maiores que 3 di tem sua área aplanada pelo instrumento modificada, tornando a forma elíptica, comprometendo a medição por completo. Em média, esse fator altera $\pm 1\text{mmHg}/4\text{di}$. Sendo, portanto, uma variável importante nesse estudo.

A variação da espessura corneana central (ECC) é outra variância a se preocupar nessa análise. O tonômetro de Goldmann é calibrado para espessuras de córnea de $540\mu\text{m}$, porém ela varia de $450\mu\text{m}$ a $650\mu\text{m}$ na população mundial, resultando em uma alteração de [KANNGIESER, 2002] $\pm 1,6\text{mmHg}$ na medição da PIO.

As miras flúoresceínicas ficam borradadas se o menisco lacrimal for demasiadamente grande, tornando as leituras incríveis, possibilitando determinar o diâmetro de 3,06 mm de aplanação com um erro de $\pm 0,2$ mm, o que representa $\pm 2\text{mmHg}$ da pressão coletada.

Com isso, pode-se obter o erro deste instrumento a partir da propagação da incerteza determinada no capítulo anterior.

$$S_{GOLDMANN}^2 = S_{EXPERIMENTAL}^2 + S_{ASTIGMATISMO}^2 + S_{ECC}^2 + S_{FLURECENCIA}^2 \quad (9)$$

$$S_{GOLDMANN} = \sqrt{(1,45)^2 + (1,00)^2 + (1,6)^2 + (2,00)^2}$$

$$S_{GOLDMANN} = 3,11\text{mmHg}$$

6.3.2. Tonômetro de Pascal

Assim como o tonômetro de Goldmann, o de contorno dinâmico também é influenciado pela espessura corneana central. Essa variável é responsável por alterar [KANNGIESER, 2002] $\pm 1,45\text{mmHg}$.

Outro fator que altera a pressão intra-ocular coletada é a rigidez parietal da córnea. Como definido anteriormente, a rigidez parietal é a resistência oferecida pela túnica fibrosa de um olho às modificações de seu conteúdo líquido. Como o líquido deslocado pelo tonômetro de Pascal é reduzido [KANNGIESER, 2003], devido sua geometria, a variação da PIO é inferior aos demais: $\pm 1,10\text{mmHg}$.

Os pacientes que apresentam astigmatismo têm distribuição de pressão não uniforme na geometria de contato do tonômetro de contorno dinâmico, prejudicando a eficácia dessa medida, alterando-a $\pm 1,30 \text{ mmHg}/4\text{di}$.

Portanto, o erro do tonômetro de Pascal pode ser obtido por:

$$\mathbf{s}_{PASCAL}^2 = \mathbf{s}_{EXPERIMENTAL}^2 + \mathbf{s}_{ECC}^2 + \mathbf{s}_{RIGIDEZ}^2 + \mathbf{s}_{ASTIGMATISMO}^2 \quad (10)$$

$$\mathbf{s}_{PASCAL} = \sqrt{(1,62)^2 + (1,45)^2 + (1,10)^2 + (1,30)^2}$$

$$\mathbf{s}_{PASCAL} = 2,76 \text{ mmHg}$$

6.3.3. Tonômetro de não contato (ORA – Ocular Response Analyser)

O tonômetro de não contato apresenta variações da ordem de $\pm 3,50 \text{ mmHg}$ na medida da pressão intra-ocular quando efetuadas medidas isoladas, por esse motivo são tomados três valores distintos pra se obter a pressão-intra-ocular. Porém essa análise considera o erro experimental em uma única medida para se obter a incerteza mais fiel à eficiência desses instrumentos.

O tonômetro ORA calcula a medida da PIO através da média aritmética entre as duas medidas coletadas pelo aplanamento da córnea (causado pela histerese corneana), como explicado anteriormente, levando a um erro de $\pm 1,21 \text{ mmHg}$ da medida real.

Esse instrumento de medição perde eficácia quando a medida da PIO excede 35 mmHg, porque o jato de ar não consegue mais aplanar a área da córnea.

$$\mathbf{s}_{ORA}^2 = \mathbf{s}_{EXPERIMENTAL}^2 + \mathbf{s}_{1^a MEDIDA}^2 + \mathbf{s}_{HISTERESE}^2 \quad (11)$$

$$\mathbf{s}_{ORA} = \sqrt{(2,88)^2 + (3,50)^2 + (1,21)^2}$$

$$\mathbf{s}_{ORA} = 4,69 \text{ mmHg}$$

6.3.4. Tonômetro Tono-pen

O tonopen é um tonômetro portátil e computadorizado que mede a PIO pelo princípio de Mackay-Marg através de um mecanismo eletrônico sensível a

posição onde é colocado. Como ele não apresenta base fixa, sua medida pode ser coletada na periferia da córnea por um mau manuseamento do instrumento, levando a um erro [AMARAL, 2006] de $\pm 4,28\text{mmHg}$ em relação a mesma medida central.

A variação da espessura corneana central (ECC) é outra variância a se preocupar nessa análise. O tonômetro tono-pen também é calibrado para espessuras de córnea de $540\mu\text{m}$, porém ela varia de $450\mu\text{m}$ a $650\mu\text{m}$ na população mundial, resultando em uma alteração de [AMARAL, 2006] $\pm 2,10\text{mmHg}$ na medição da PIO.

A rigidez parietal também é outro fator de erro dessa tonometria, tendo uma influência de $\pm 1,80\text{mmHg}$

$$\mathbf{S}_{TONO-PEN}^2 = \mathbf{S}_{EXPERIMENTAL}^2 + \mathbf{S}_{POSIÇÃO}^2 + \mathbf{S}_{ECC}^2 + \mathbf{S}_{RIGIDEZ}^2 \quad (12)$$

$$\mathbf{S}_{TONO-PEN} = \sqrt{(3,55)^2 + (4,28)^2 + (2,10)^2 + (1,80)^2}$$

$$\mathbf{S}_{TONO-PEN} = 6,21\text{mmHg}$$

Tabela 2 – Incerteza de medição dos tonômetros

TONÔMETRO	INCERTEZA DE MEDIÇÃO
PASCAL	$\pm 2,76\text{ mmHg}$
GOLDMANN	$\pm 3,11\text{mmHg}$
ORA (OCULAR RESPONSE ANALYSER)	$\pm 4,69\text{ mmHg}$
TONO-PEN	$\pm 6,21\text{mmHg}$

7. Projeto da bancada experimental

O projeto de uma bancada experimental visa simular o sistema líquido do globo ocular, controlando todas as suas variáveis. Será colocado um reservatório móvel de 300mm de altura (de modo a se obter um desvio de cota máximo de 500mm para a cavidade ocular, representando uma pressão de 38 mmHg) para se controlar a pressão interna da câmara anterior do olho. A mobilidade desse recipiente é vertical, podendo com isso aumentar ou diminuir a pressão fornecida ao sistema de acordo com a necessidade. Ele será acoplado ao olho por intermédio de uma cânula rígida de cinco milímetros de diâmetro. Como mostrado na figura a seguir.

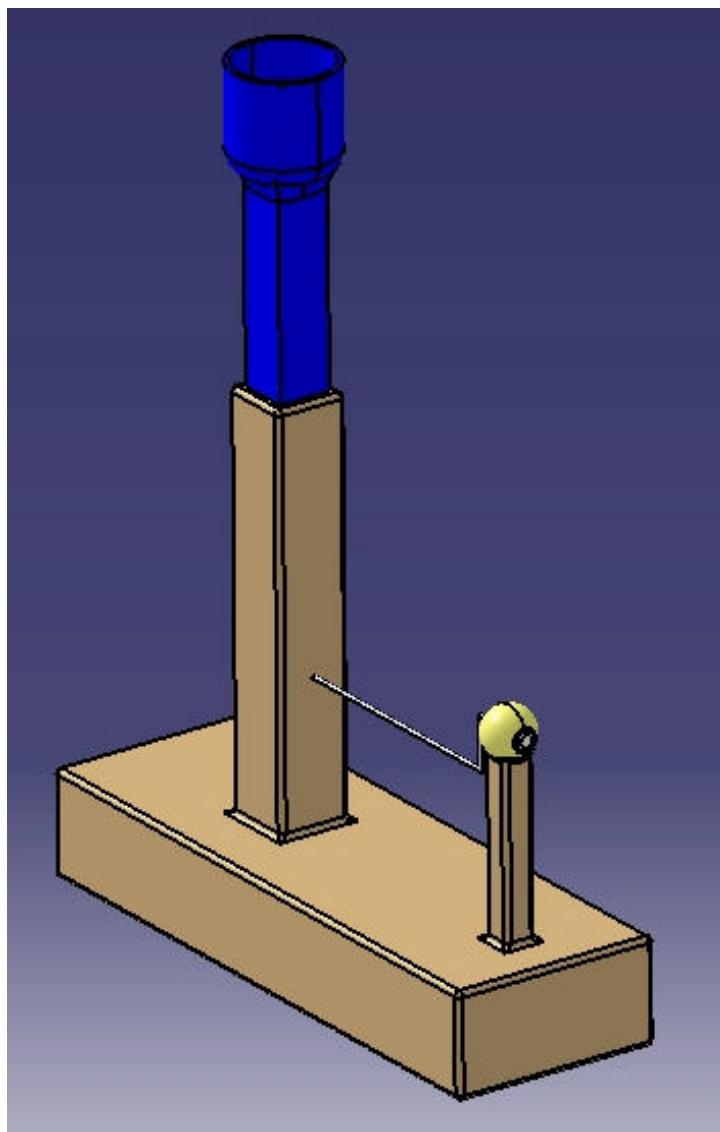


Figura 35 – Bancada experimental

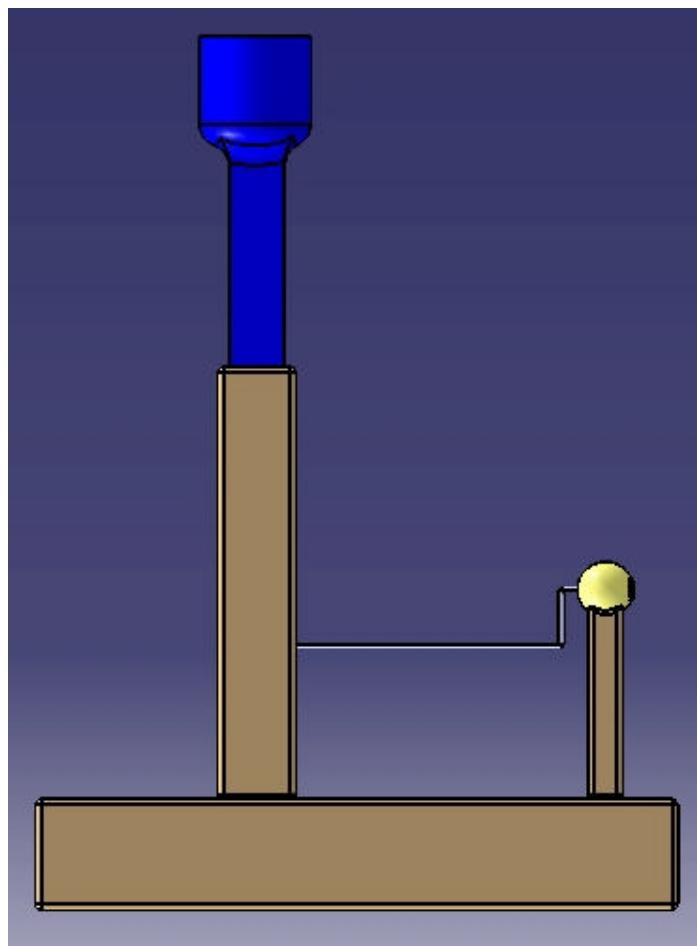


Figura 36 – Bancada experimental – vista lateral

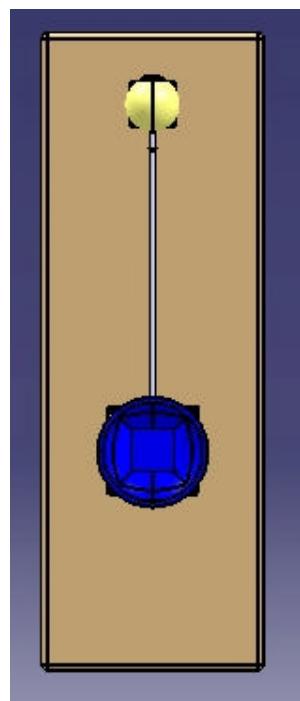


Figura 37 – Bancada experimental – vista superior

Devido aos problemas encontrados na obtenção de um olho humano para estudos, pesquisaram-se as características do globo ocular de diferentes mamíferos (tabela 3). Nela pode-se observar que aquele que apresenta maior concordância ao de referência é o de gato, que será utilizado.

Tabela 3 – Comparativo entre as características do globo ocular entre mamíferos

	ESPESSURA CORNEANA (mm)	RAIO CORNEANO (mm)
PORCO	1080	12
HOMEM	540	7,8
GATO	535	7,8
COELHO	500	7,9

O globo ocular do gato será dissecado e preenchido com água (99%) e restylane (1%), composto rico em ácido hialurônico, no lugar do corpo vítreo e de um líquido composto de água (98%) e cloreto de sódio (2%) – composição similar ao encontrado no humor aquoso –, ocupando o lugar da câmara anterior. Esta substância será alimentada pelo reservatório simulando variações de pressão intra-ocular, podendo compará-la à medição obtida pelos tonômetros externamente.

Esse comparativo permite a calibração dos diferentes tipos de instrumentos dessa ciência, possibilitando um estudo minucioso para a possível elaboração de um novo dispositivo.

7.1 Cálculo da pressão intra-ocular

A pressão intra-ocular será calculada a partir da variação da altura do reservatório e a equação de Bernoulli.

A equação de Bernoulli é obtida a partir da equação de Euler aplicada a escoamento em regime permanente e em coordenadas retangulares, conforme mostrado abaixo:

$$-\frac{1}{r} \nabla p - g \hat{k} = (\vec{V} \cdot \nabla) \cdot \vec{V} \quad (13)$$

Multiplicam-se os dois lados da equação por $d\vec{s} = dx\hat{i} + dy\hat{j} + dz\hat{k}$:

$$-\frac{1}{r}\nabla p \cdot d\vec{s} - g\hat{k} \cdot d\vec{s} = (\vec{V} \cdot \nabla) \cdot \vec{V} \cdot d\vec{s} \quad (14)$$

Como $(\vec{V} \cdot \nabla) \cdot \vec{V} \cdot d\vec{s} = \frac{1}{2} \cdot \nabla \cdot (\vec{V} \cdot \vec{V}) = \frac{1}{2} \cdot \nabla V^2 \cdot d\vec{s}$, a equação 14 resulta em:

$$\frac{1}{r}dp + \frac{1}{2}d(V)^2 + gdz = 0 \quad (15)$$

$$\int \frac{1}{r}dp + \frac{1}{2}d(V)^2 + gdz = constante \quad (16)$$

$$\frac{p}{r} + \frac{V^2}{2} + gz = constante \quad (17)$$

A equação 17 pode ser aplicada no sistema da bancada experimental (figura 38) como se pode observar abaixo.

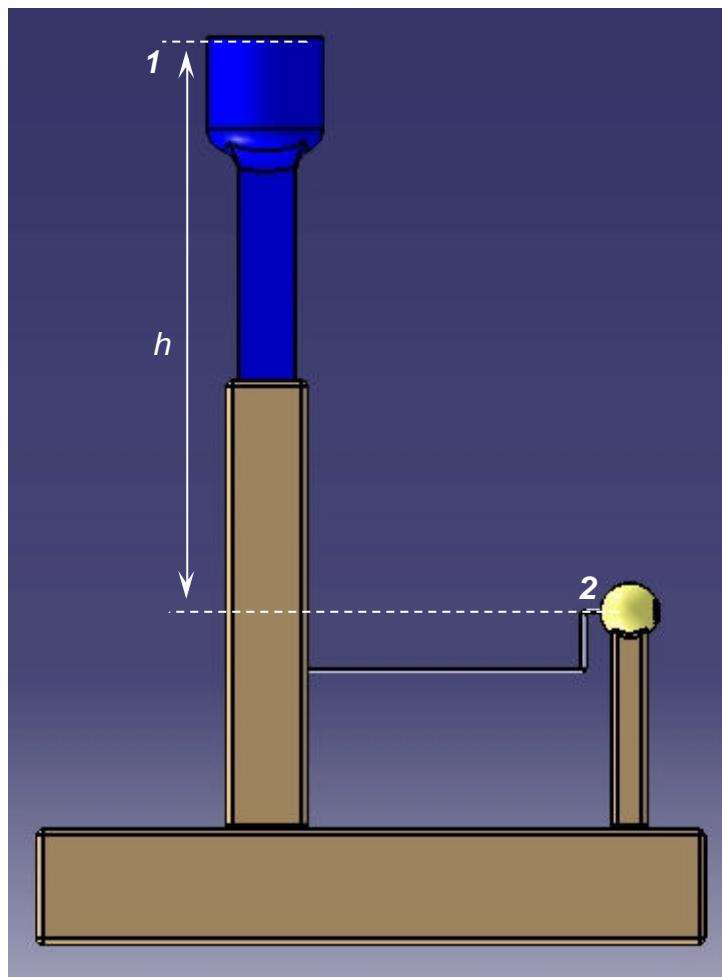


Figura 38 – Cálculo da PIO da bancada experimental

$$\frac{p_1}{r} + \frac{V_1^2}{2} + gz_1 = \frac{p_2}{r} + \frac{V_2^2}{2} + gz_2 \quad (18)$$

Sabendo que o sistema é estacionário ($V_1 = V_2 = 0$); o recipiente está aberto ($p_1 = p_{atm}$); a cânula está ligada diretamente à câmara anterior através do cristalino do globo ocular ($p_2 = PIO$).

$$PIO = r \cdot \left[\frac{p_{atm}}{r} + g \cdot (z_1 - z_2) \right] = r \cdot \left(\frac{p_{atm}}{r} + g \cdot h \right) \quad (19)$$

8. Conclusão

O glaucoma é uma neuropatia óptica que tem como causa principal a elevação da pressão intra-ocular. Como foi explicado anteriormente, existem diferentes formas para diagnosticá-lo, porém a tonometria é o estudo mais utilizado. Os instrumentos que compõem esta ciência se diferem pelo método utilizado para medir a PIO, divididos em tonômetros de aplanação, de indentação e de contorno dinâmico.

O desenvolvimento desta pesquisa foi efetuado em paralelo com institutos oftalmológicos da grande São Paulo, Universidade Federal de São Paulo e Faculdade de Medicina de Marília, onde realizou a coleta dos dados necessários para a análise de erros dos instrumentos da tonometria.

Estudos voltados à determinação das incertezas aplicada a essa ciência possibilitaram a comparação das suas performances, indicando que os tonômetros de contorno dinâmico e o de Goldmann são os mais precisos.

Projetou-se, também, uma bancada experimental simulando as variações presentes no globo ocular referentes à pressão. Controlando-se todas as variáveis do sistema, a calibração de todos os instrumentos da tonometria tornou-se possível em um único dispositivo que tem base na aplicação da equação de Bernoulli para sistemas em regime permanente.

9. Bibliografia

- HENSON, D. B. **Optometric instrumentation**, 1983;
- ESKRIDGE, J.B.; AMOS, J.F.; BARTLETT, J.D. **Clinical procedures in optometry**, 1991;
- OTM – Optometric Theory and Methods. Disponível em: <http://www.nova.edu/hpd/otm/otm-c/lec.tono.comp.html> . Acessado em 12/04/2006;
- GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de fisiologia médica**. 10^a edição. Rio de Janeiro, 2002. 973p;
- SOBOTTA, J. **Atlas de anatomia humana**. Volume 1. 21^a edição. Rio de Janeiro, 2000.
- KANSKI, J.J. **Oftalmologia clínica: uma abordagem sistemática**. 3^a edição. São Paulo, 2000. 233-284p;
- ROY, F.H. **Diagnóstico diferencial em oftalmologia**. 2^a Edição. São Paulo.
- **ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DOS PORTADORES DE GLAUCOMA E SEUS AMIGOS E FAMILIARES**. Disponível em: <http://www.abrag.com.br> . Acessado em 12/04/2006;
- KAMINSKI, P.C. **Desenvolvendo produtos com planejamento, criatividade e qualidade**. Livros Técnicos e Científicos Editoras S. A. São Paulo, 2002;
- SUSANNA, J.R. **Cirurgia do glaucoma**. Editora Roca Ltda. 1^a edição. São Paulo, 2001. 246p;
- HOLMAN, J.P. **Experimental methods for engineers**. McGraw-Hill. 7^a edição. Nova Iorque, 2001. 698p;
- FOX, R.W.; MCDONALD, A.T. **Introduction to fluid mechanics**. J. Wiley. 5^a edição. Nova Iorque, 1998. 762p;
- JUNQUEIRA, L.C.U.; FILHO, J.C.S. **Basic histology**. McGraw-Hill. 11^a edição. Nova Iorque, 2005. 502p;
- KANNIGESSER, H.E.; KNiestedt, C.; ROBERT, Y.C.A. **Dynamic contour tonometry: presentation of a new tonometer**. Journal of Glaucoma. Volume 14, número 5, 2005. 334-350p;

- DOUGHTY, M.J.; ZAMAN, M.L. **Human corneal thickness and its impact on intraocular pressure measures: a review and meta-analysis approach.** Ophthalmology. Volume 44, número 5, 2000. 367-408p;
- MCLEOD, S.D.; WEST, S.K.; QUIGLEY, H.A.; FOZARD, J.L. **A longitudinal study of the relationship between intraocular and blood pressures.** Investigative ophthalmology & visual science. Volume 31, número 31, 1990. 2361-2366p;
- KANGIESSER, H.E.; ROBERT, Y.C.A. **Dynamic contour tonometry: a new method for the direct and continuous measurement of intraocular pressure.** ARVO 2002 congress. Scientific poster number 301. Flórida, Estados Unidos da América, 2002;
- SANDHU, S.S.; CHATTOPADHYAY, S.; BIRCH, M.K.; RAY-CHAUDHURI, N. **Frequency of Goldmann applanation tonometer calibration error checks.** Journal o Glaucoma. Volume 14, número 3, 2005. 215-218p;
- AMARAL, W.O.G.; TEIXEIRA, R.M.B.; ALENCAR, L.M.; CRONEMBERGER, S.; CALIXTO, N. **Espessura central e periférica da córnea: influencia na medida da pressão intra-ocular pelo tonopen.** Arquivos da oftalmologia. Volume 69, número 1, 2006. 41-45p;
- DOYLE, A.; LACHKAR, Y. **Comparison of dynamic contour tonometry with Goldmann applanation tonometry over wide range of central corneal thickness.** Journal of Glaucoma. Volume 14, número 4, 2005. 288-292p;
- SCHNEIDER, E.; GREHN, F. **Intraocular pressure measurement – comparison of dynamic contour tonometry and Goldmann applanation tonometry.** Journal of Glaucoma. Volume 15, número 1, 2006. 2-6p;
- KANGIESSER,H.E.; NEE, M.; KNIESTEDT,C. **Simulation of dinamic contour tonometry compared to in-vivo study revealing minimal influence of corneal radius and astigmatism.** ARVO, 2003. Poster #350;
- DOYLE,A.; LACHKAR,Y. **Comparison of Dynamic Contour tonometry with Goldmann applanation tonometry over a wide range of central corneal thickness.** Journal of Glaucoma. Volume 14, número 4, 2005. 288-292p.