



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
FACULDADE DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA E TECNOLOGIA DE MATERIAIS

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROGRAMA COMPUTACIONAL
VISANDO O APRIMORAMENTO DO USO DA TÉCNICA DA
FOTOELASTICIDADE**

EDUARDO AVILA PEROSA
ENGENHEIRO DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO

**DISSERTAÇÃO PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM
ENGENHARIA E TECNOLOGIA DE MATERIAIS**

Porto Alegre
Agosto, 2013



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
FACULDADE DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA E TECNOLOGIA DE MATERIAIS

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROGRAMA COMPUTACIONAL
VISANDO O APRIMORAMENTO DO USO DA TÉCNICA DA
FOTOELASTICIDADE**

EDUARDO AVILA PEROSA
ENGENHEIRO DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO

ORIENTADOR: PROF. DR. Isaac Newton Lima da Silva

Dissertação de Mestrado realizada no Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais (PGETEMA) da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia e Tecnologia de Materiais.

Porto Alegre
Agosto, 2013



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
FACULDADE DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA E TECNOLOGIA DE MATERIAIS

DESENVOLVIMENTO DE UM PROGRAMA COMPUTACIONAL VISANDO O APRIMORAMENTO DO USO DA TÉCNICA DA FOTOELASTICIDADE

CANDIDATO: EDUARDO AVILA PEROSA

Esta Dissertação de Mestrado foi julgada para obtenção do título de MESTRE EM ENGENHARIA E TECNOLOGIA DE MATERIAIS e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

DR. ISAAC NEWTON LIMA DA SILVA - ORIENTADOR

BANCA EXAMINADORA

DR. LUIZ HENRIQUE BURNETT - DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA - PUCRS

DRA. ELEANI MARIA DA COSTA - DO PGETEMA/FENG - PUCRS

PUCRS

Campus Central

Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 30 - Sala 103 - CEP: 90619-900

Telefone: (51) 3353.4059 - Fax: (51) 3320.3625

E-mail: engenharia.pg.materiais@pucrs.br

www.pucrs.br/feng

AGRADECIMENTOS

Em especial à minha esposa, mãe e pai pelo incentivo e apoio, fundamentais para eu persistir diante das dificuldades.

Ao meu orientador Prof. Dr. Isaac Newton Lima da Silva que me acolheu após uma mudança de pesquisa durante o curso.

Ao Dr. Guilherme Barbieri e ao Prof. Dr. Luis Henrique pela fundamental parceria, sem a qual este trabalho não existiria.

À Profa. Dra. Eleani da Costa e à Cláudia Meira e Silva, coordenadora e secretária do PGETEMA, pelo excelente suporte.

SUMÁRIO

SUMÁRIO.....	4
LISTA DE FIGURAS.....	6
LISTA DE TABELAS.....	8
LISTA DE QUADROS.....	9
LISTA DE SÍMBOLOS.....	10
RESUMO.....	11
ABSTRACT.....	12
1. INTRODUÇÃO.....	13
2. OBJETIVOS.....	15
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	16
3.1. Fundamentos do Fenômeno Fotoelástico.....	16
3.2. Polariscópio Plano e a Luz Branca.....	20
3.3. Principais Aplicações da Fotoelasticidade.....	21
3.3.1. Fotoelasticidade na Odontologia.....	22
3.4. Fotoelasticidade RGB.....	24
3.4.1. Calibração para Fotoelasticidade RGB.....	25
3.4.1. Fundamentos dos Espaços de Cor.....	27
3.5. Processamento de Imagens Aplicado a Fotoelasticidade RGB.....	33
3.5.1. Conectividade de Pixels.....	34
3.5.2. Detecção de Borda.....	34
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	36
4.1. Polariscópio Plano e Aquisição de Imagens.....	36
4.2. Funcionamento do Programa.....	39
4.2.1. Obtenção da Tabela de Pesquisa.....	39
4.2.2. Comparação dos Pixels da Imagem com a Tabela de Pesquisa.....	41
4.3. Verificação da Constante de Proporcionalidade.....	43
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	44
5.1. Recursos do Programa FringeCal.....	44
5.2. Validação da Função de Calibração do FringeCal.....	46

5.3. Comparação de um método tradicional com a análise do FringeCal.....	48
5.4. Relevância da constante de proporcionalidade e da geometria do corpo de prova.....	52
6. CONCLUSÕES.....	58
7. PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS.....	60
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	61

LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1. Exemplos do fenômeno fotoelástico (adaptado de Frankovský et al., 2012).....	18
Figura 3.2. Polariscópio plano (adaptado de Phillips, 1998).....	20
Figura 3.3. Aplicação da película para fotoelasticidade por reflexão (Vishay).....	22
Figura 3.4. Representação do espaço RGB (adaptado de MathWorks).....	27
Figura 3.5. Representação gráfica dos valores RGB de uma LUT (adaptado de Grewal et al., 2006).....	28
Figura 3.6. Representação do espaço L*a*b* (adaptado de Konica Minolta, 2007)..	29
Figura 3.7. Distância euclidiana entre dois pontos no espaço L*a*b* (EFI).....	31
Figura 3.8. Tipo de bordas em processamento de imagens (o Autor).....	35
Figura 4.1. Dispositivo para compressão e disco de resina.	36
Figura 4.2. Flambagem de um disco de resina mal dimensionado.	37
Figura 4.3. Conjunto para obtenção das imagens da amostra de calibração.....	37
Figura 4.4. Fotos amostra de calibração para construção da tabela de pesquisa.....	38
Figura 4.5. Imagem ampliada do disco de resina.....	39
Figura 4.6. Fluxograma das etapas básicas para obtenção da tabela de pesquisa. .	41
Figura 4.7. Fluxograma das etapas básicas para comparação dos pixels da imagem com a tabela de pesquisa.....	42
Figura 4.8. Imagem ilustrativa do programa LISA 8.0 utilizado na análise de elementos finitos.	43
Figura 5.1. Interface do programa FringeCal 1.0b.....	44
Figura 5.2. Seleção da imagem para validação da função calibração do FringeCal. .	48
Figura 5.3. Resultado da análise da validação da função calibração do FringeCal. .	48

Figura 5.4. Implante A (adaptado de Barbieri, 2013).....	49
Figura 5.5. Implante B (adaptado de Barbieri, 2013).....	49
Figura 5.6. Imagens dos terços dos implantes após o processamento.....	51
Figura 5.6. Tensão principal 1 e 2 para um sólido de seção quadrada constituído de resina fotoelástica de uso geral.....	53
Figura 5.7. Tensão principal 1 e 2 para um sólido de seção quadrada constituído de osso cortical.	54
Figura 5.8. Tensão principal 1 e 2 para um sólido de seção quadrada com furo octogonal constituído de resina fotoelástica de uso geral.	54
Figura 5.9. Tensão principal 1 e 2 para um sólido de seção quadrada com furo octogonal constituído de osso cortical.....	55

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1. Propriedades mecânicas de materiais usuais para pesquisa em odontologia (Junior et al., 2007).....	23
Tabela 3.2. Exemplos de propriedades mecânicas de resinas fotoelásticas (Vishay Precision Group).	24
Tabela 3.3. Cores e ordens de franja típicas (ASTM D4093 – 95, 2010).	26
Tabela 3.4. Exemplo do cálculo de diferença entre duas cores pelo método tradicional da distância euclidiana (ΔE) e pelo método CIELAB (ΔE_{94}^*). .	33
Tabela 5.1. Resultado da análise dos pontos 1 a 6 de cada terço.	50
Tabela 5.2. Resultado da análise dos terços pelo FringeCal.	52
Tabela 5.3. Comparação das tensões entre a resina fotoelástica de uso geral e o osso cortical para uma geometria quadrada sólida.	54
Tabela 5.4. Comparação das tensões entre a resina fotoelástica de uso geral e o osso cortical para uma geometria quadrada com furo octogonal.	55
Tabela 5.5. Comparação das tensões entre a geometria quadrada sólida e a quadrada com furo octogonal para a resina fotoelástica de uso geral. ..	56
Tabela 5.6. Comparação das tensões entre a geometria quadrada sólida e a quadrada com furo octogonal para o osso cortical.....	56

LISTA DE QUADROS

Quadro 4.1. Cores básicas extraídas do Tabela 3.3.	40
Quadro 5.1. Descrição das funções básicas do FringeCal.....	45
Quadro 5.2. Dados para validação da função calibração do FringeCal.	47

LISTA DE SÍMBOLOS E SIGLAS

RGB	Espaço de cor definido pelas variáveis R (<i>red</i>), G (<i>green</i>) e B (<i>blue</i>)	
L*a*b*	Espaço de cor definido pelas variáveis L* (<i>lightness</i>) e pelas componentes a* e b*	
N	Ordem de franja	
σ_1	Tensão principal 1	Pa
σ_2	Tensão principal 2	Pa
h	Espessura do modelo de resina	m
F_σ	Coeficiente de tensão óptica do material	N/mm/franja
τ_{max}	Tensão de cisalhamento máxima	Pa
ΔE	Função erro	
ΔE_{94}^*	Função erro pelo método da CIE	
LUT	Tabela de pesquisa (<i>look-up table</i>)	
HSV	Espaço de cor definido pelas variáveis matiz (<i>hue</i>), saturação (<i>saturation</i>) e valor (<i>value</i>)	
CIE	Comissão Internacional de Iluminação	
CIELAB	Outra forma para designar o espaço de cor L*a*b* criado pela CIE	
XYZ	Espaço de cor definido pelo conjunto de valores tricromáticos XYZ	

RESUMO

PEROSA, Eduardo. **Desenvolvimento de um Programa Computacional Visando o Aprimoramento do Uso da Técnica da Fotoelasticidade**. Porto Alegre. 2013. Dissertação. Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais, PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL.

A fotoelasticidade é uma importante técnica para análise de tensões mecânicas em estruturas de geometria complexa e expostas a cargas igualmente complexas. Esta técnica baseia-se no princípio de que alguns materiais apresentam diferentes índices de refração quando submetidos a esforços mecânicos. Quando a peça é atravessada por um feixe de luz polarizado, na face oposta podem ser visualizadas franjas coloridas cujo aspecto é relacionado à tensão a qual a estrutura está exposta. A análise destas franjas coloridas da imagem da peça é uma medida indireta da tensão mecânica. Apesar dos avanços na fotoelasticidade, ainda é muito utilizada a análise semiquantitativa calculando-se a tensão na peça em pontos pré-determinados, o que de certo modo submete a análise das cores a inacurácia do olho humano, comprometendo a repetibilidade e reprodutibilidade do experimento. A fim de superar esta adversidade foi desenvolvido um programa para análise de toda a área da imagem passando pela identificação unívoca das cores das franjas. O programa foi desenvolvido utilizando-se conceitos básicos de processamento de imagens como conectividade de pixels e detecção de borda, além de uma concepção utilizando-se um espaço de cor criado pela Comissão Internacional de Iluminação. Com o uso desta ferramenta computacional foi possível obter resultados da tensão de cisalhamento média na estrutura a partir da análise de todos os pixels da imagem, algo praticamente inconcebível de ser feito manualmente pela metodologia tradicional.

Palavras-Chaves: fotoelasticidade; análise de tensões; processamento de imagens.

ABSTRACT

PEROSA, Eduardo. **Development of Software Aiming the Usage Improvement of the Photoelasticity Technique.** Porto Alegre. 2013. Dissertation. Pos-Graduation Program in Materials Engineering and Technology, PONTIFICAL CATHOLIC UNIVERSITY OF RIO GRANDE DO SUL.

Photoelasticity is an important technique to the mechanics stress analysis in complex geometry structures and exposed to equally complex loads. Such technique is based in the principle in which some materials present different refraction index when subjected to load. When the part is crossed by a polarized light beam in the opposite face it is possible to visualize colored fringes whose appearance is related to the stress to which the structure is exposed. The analysis of the colored fringes image of the part is an indirect measure of mechanical stress. Despite the advances in photoelasticity, it is still widely used the semiquantitative analysis by calculating the stress in the part to pre-determined points which somehow submits the colors analysis to the inaccuracy from the human eye, compromising repeatability and reproducibility of the experiment. In order to overcome this adversity, software was developed for analysis of the entire image area through the univocal identification of the colors of the fringes. The software was developed using the basic concepts of image processing such as connectivity pixels and edge detection, besides a design using a color space created by the International Commission on Illumination. Using this computational tool, it was possible to obtain results of the average shear stress in the structure from the analysis of all pixels in the image, something almost inconceivable to be manually done by the traditional methodology.

Key-words: photoelasticity; stress analysis; image processing.

1. INTRODUÇÃO

A fotoelasticidade é fenômeno que foi descoberto no começo do século XIX e se trata de uma técnica experimental utilizada até os dias de hoje no estudo da distribuição de tensões mecânicas em um material transparente (Patterson, 2002). O requisito essencial para que um material possa ser analisado com o uso da fotoelasticidade é que o mesmo seja birrefringente, ou seja, apresente índices de refração da luz distintos a depender do estado de tensão em que o material se encontra. Quando um feixe de luz polarizada penetra em um material em estado de birrefringência, a luz emerge decomposta em raios com relativa retardação, manifestando-se na forma de franjas coloridas no material. O arranjo das franjas coloridas está diretamente ligado ao estado de tensão do material. Assim, a análise destas franjas é uma medida indireta da magnitude da tensão mecânica a qual o material está submetido (Murphy, 2011).

A fotoelasticidade é uma das três técnicas principais para análise de tensão mecânica em um material, sendo que as outras duas são o método de elementos finitos e a extensometria. A principal vantagem da fotoelasticidade é que o ponto de maior concentração de tensão pode ser sempre determinado facilmente mesmo em peças de geometria e com cargas complexas (Zhang et al., 2012). Com a utilização do método de elementos finitos este resultado nem sempre é atingido, esbarrando na dificuldade de modelagem de cargas complexas e atribuição de propriedades mecânicas a materiais não usuais ou novos (Utter, 2010; Murphy, 2011). A extensometria é uma técnica prática assim como a fotoelasticidade, mas a obtenção de resultados satisfatórios deve levar em conta a influência temperatura e umidade ambiente, a correta fixação e a possível não linearidade dos extensômetros. Tanto a fotoelasticidade quanto a extensometria são técnicas que requerem calibração.

Um dos campos de maior utilização da fotoelasticidade é o da odontologia, onde a resina fotoelástica faz o papel dos ossos maxilares e dentes permitindo o estudo, por exemplo, do efeito de implantes dentários nas suas diversas geometrias e sistemas de fixação e de assimetrias no contato oclusal (Rossi et al., 2011; Çehreli et al., 2011; Zhang et al., 2011). No que se refere à análise de tensão em componentes de máquina é muito utilizada a fotoelasticidade por reflexão onde se cobre a peça com uma película que apresenta birrefringência pela influencia da movimentação da estrutura da peça (Post, 1979).

Usualmente a análise de imagens obtidas em experimentos de fotoelasticidade é feita sem o auxílio de ferramentas computacionais verificando-se as franjas coloridas em pontos pré-determinados e comparando-se a informação com um diagrama de cores padrão. Este tipo de análise será tratado daqui em diante como análise tradicional. Esta análise poderá estar sujeita à inacurácia da visão humana no reconhecimento das cores e, além disso, o fato de se conhecer a tensão em alguns pontos da imagem não necessariamente fornece uma boa representação da tensão em toda a estrutura. Para superar estas adversidades foi desenvolvido um programa de computador que tende a aumentar a repetitividade e reprodutibilidade do experimento, pois possibilita a análise de todos os pontos ou pixels da imagem e pode tornar a análise mais rápida.

O principal requisito de uma ferramenta computacional para fotoelasticidade é a capacidade de identificação unívoca de cores (Çehreli et al., 2011). Para que isto ocorra é necessária a calibração do programa através de uma amostra padrão. A partir das informações obtidas a partir da amostra de calibração é construída uma tabela de pesquisa com cores padrão para posterior comparação com a imagem do corpo de prova (Kasimayan et al., 2006; Simon et al., 2011; Ajovalasit et al., 2010). A partir da identificação das cores das franjas é possível determinar a diferença entre as componentes de tensão principal em toda a imagem e se calcular, por exemplo, a tensão de cisalhamento máxima média. Na análise dos resultados obtidos deve ser considerado que a estrutura real pode ter propriedades mecânicas e geometria distintas do corpo de prova de resina (Doyle et al., 1989; Khan et al., 2000).

2. OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho é o de desenvolver um programa para análise quantitativa de imagens obtidas em experimentos de fotoelasticidade. Os objetivos específicos são:

- apresentar uma metodologia no processamento de imagens do fenômeno fotoelástico com a utilização do espaço de cor $L^*a^*b^*$ em detrimento do RGB, mostrando as vantagens do uso da ferramenta computacional em relação à análise sem o auxílio de recursos computacionais;
- verificar a influência das propriedades da resina fotoelástica assim como da geometria do corpo de prova no valor absoluto da tensão de cisalhamento em relação à estrutura real;
- verificar a adequação do equipamento disponível (polariscópio plano e máquina fotográfica) para obtenção de dados.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1. Fundamentos do Fenômeno Fotoelástico

A palavra fotoelasticidade reflete a natureza deste método experimental: *foto* implica no uso de luz e dispositivos óticos, enquanto *elasticidade* descreve o estudo de tensões e deformações em corpos que exibem comportamento elástico (Post, 1979; Khan et al., 2000).

A história da fotoelasticidade começou em 1816 com a descoberta da birrefringência por Brewster e com o estabelecimento das leis fotoelásticas por Maxwell em 1852. Somente na década de 1930, quando da disponibilidade de polímeros, os estudos em fotoelasticidade experimentaram um grande crescimento. Entretanto, na década de 1950 a técnica entrou em desuso com a invenção do método de análise por elementos finitos. A resolução de problemas em mecânica se mostrou mais interessante pela utilização de métodos numéricos do que pela utilização de todo o aparato que requer um experimento de fotoelasticidade. O método de elementos finitos não só era mais barato como também mais preciso. Todavia a partir dos anos 90, a fotoelasticidade renasce com a automação da análise das imagens e a possibilidade de criação de modelos em resina utilizando-se estereolitografia (Patterson, 2002).

A luz se propaga em um material transparente a uma velocidade v , que é menor que a velocidade da luz no vácuo c . Em um material isotrópico não tensionado o índice de refração do material $n=c/v$ é independente da orientação do plano de vibração da luz. Quando um material transparente é tensionado ele se torna opticamente anisotrópico e o seu índice de refração se torna direcional. O índice de refração está relacionado com a tensão (ASTM D4093 – 95, 2010). Neste caso, diz-se então que o material apresenta comportamento fotoelástico.

Materiais fotoelásticos são ditos birrefringentes, em outras palavras, apresentam índices de refração diferentes a depender da orientação e do estado de tensão em que o material se encontra. Em um estado sem carga, o material apresenta um índice de refração n que é independente da orientação do material (comportamento isotrópico). Quando o material sofre uma carga, a magnitude da tensão principal determina índices de refração adicionais (Phillips, 1998). Alguns materiais apresentam este comportamento naturalmente mesmo sem a exposição a esforços mecânicos como, por exemplo, a safira que oferece índices de refração de 1,768 e 1,760 conforme o ângulo de entrada e da direção na qual a luz propagasse pelo material (Doyle, 2004). Alguns polímeros apresentam o comportamento da birrefringência quando estressados, isto ocorre pelo alinhamento local das cadeias poliméricas ou pequenas variações na resposta dielétrica no caso dos vidros (Utter, 2010).

Esta refração dupla, ou birrefringência, faz com que uma luz polarizada que atravessa o material seja dividida em duas componentes perpendiculares entre si, propagando pelo material em diferentes velocidades. Quando estas duas componentes emergem do material, elas não estão mais em fase e esta relativa retardação entre as duas ondas se manifesta numa série de franjas coloridas, denominadas franjas isocromáticas. A magnitude desta retardação está diretamente relacionada à birrefringência do material e, portanto, ao esforço mecânico ao qual o material foi exposto. Um material fotoelástico em repouso quando atravessado por uma luz polarizada irá aparecer uniformemente preto. A medida que a carga aumenta, franjas coloridas começam a aparecer da área de maior tensão para a de menor. Cada uma destas franjas isocromáticas representam uma quantidade diferente de birrefringência. A ordem de franja (N) e o nível de esforço mecânico são uniformes em qualquer ponto da banda colorida em questão (Murphy, 2011). A Figura 3.1 mostra exemplos meramente ilustrativos deste fenômeno.

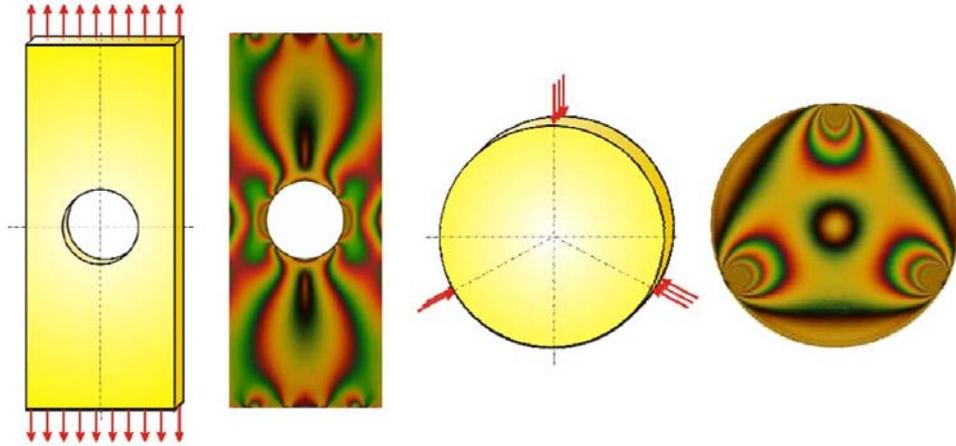


Figura 3.1. Exemplos do fenômeno fotoelástico (adaptado de Frankovský et al., 2012).

Se considerarmos um modelo transparente sujeito a um estado de tensão plana e que o mesmo possa ser caracterizado pelas componentes de tensão principal, σ_1 e σ_2 . Conforme dito anteriormente, o modelo quando submetido a tensão mecânica terá dois índices de refração n_1 e n_2 coincidentes com as direções de σ_1 e σ_2 . Considerando n como o índice de refração do material em um estado de repouso, a relação entre tensões e índices de refração pode ser estabelecida pelas Equações 3.1 e 3.2.

$$n_1 - n = c_1\sigma_1 - c_2\sigma_2 \quad (3.1)$$

$$n_2 - n = c_1\sigma_2 - c_2\sigma_1 \quad (3.2)$$

Onde c_1 é chamado de coeficiente direto de tensão óptica e c_2 de coeficiente transversal de tensão óptica. Se uma luz plano polarizada incidir no modelo, a retardação relativa (δ) pode ser obtida como função dos índices de refração, conforme Eq. 3.3. Onde λ é o comprimento de onda da luz.

$$\delta = \frac{2\pi h}{\lambda} (n_1 - n_2) \quad (3.3)$$

Substituindo as equações 3.1 e 3.2 em 3.3 temos:

$$\delta = \frac{2\pi h}{\lambda} (c_1 + c_2)(\sigma_1 - \sigma_2) \quad (3.4)$$

A Eq. 3.4 indica que em um modelo fotoelástico, a retardação relativa muda de ponto para ponto dependendo do nível de tensão. Se $c_1 + c_2$ for substituído por C , a retardação relativa pode ser dada pela Eq. 3.5.

$$\delta = \frac{2\pi h}{\lambda} C(\sigma_1 - \sigma_2) \quad (3.5)$$

A Equação 3.5 pode ser reescrita em termos da ordem de franja N .

$$N = \frac{\delta}{2\pi} = h \frac{C}{\lambda} (\sigma_1 - \sigma_2) \quad (3.6)$$

O coeficiente de tensão óptica relativa C é usualmente assumido como constante para um material, deste modo a Equação 3.6 pode ser remodelada como:

$$(\sigma_1 - \sigma_2) = \frac{NF_\sigma}{h} \quad (3.7)$$

Onde,

$$F_\sigma = \frac{\lambda}{C} \quad (3.8)$$

O coeficiente F_σ é conhecido como coeficiente de tensão óptica do material em unidades de N/mm/franja. A Eq. 3.7 é comumente conhecida como lei de tensão óptica uma vez que relaciona a informação de esforço mecânico a uma medida óptica. A tensão principal σ_1 é sempre algebricamente maior que σ_2 logo, o resultado da Eq. 3.7 será sempre positivo. Esta equação fornece implicitamente a indicação de que F_σ e $(\sigma_1 - \sigma_2)$ são linearmente relacionados. Entretanto, para níveis de esforços mecânicos mais elevados, esta relação passa a ser não-linear e a Eq. 3.7 não pode ser utilizada (Ramesh, 2000).

A definição da tensão de cisalhamento máxima (τ_{max}) é particularmente útil para os estudos em fotoelasticidade, sendo igual a metade da diferença entre a tensão maior e menor principais, agindo sobre o plano que bissecta o ângulo entre as direções destas tensões, conforme Eq. 3.9 (Dally et al., 1991).

$$\tau_{max} = \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)}{2} = \frac{NF\sigma}{2h} \quad (3.9)$$

3.2. Polariscópio Plano e a Luz Branca

Um polariscópio é um instrumento que mede a retardação relativa e as direções das tensões quando uma luz polarizada atravessa um material fotoelástico submetido a um esforço mecânico. Um polariscópio plano consiste em dois polarizadores lineares, chamados de polarizador e analisador entre os quais o modelo é posicionado (Chen, 2000). A Figura 3.2 mostra um esquema de montagem para um experimento fotoelástico utilizando-se um polariscópio plano.

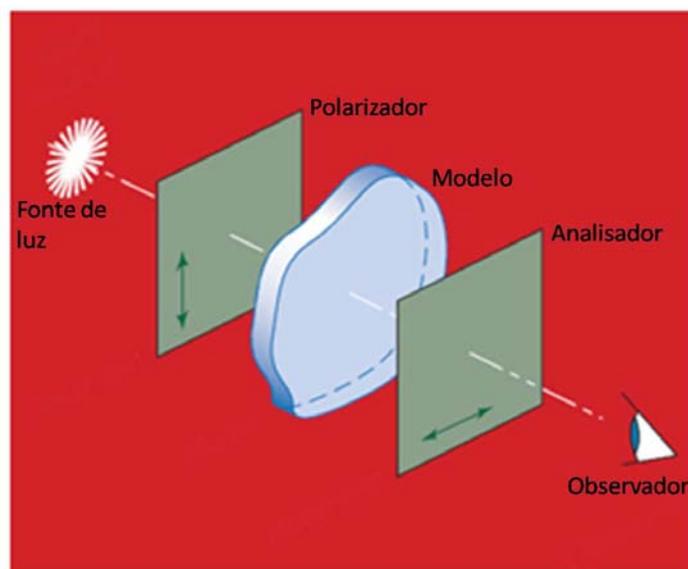


Figura 3.2. Polariscópio plano (adaptado de Phillips, 1998).

Nos experimentos de fotoelasticidade pode ser utilizada luz monocromática (único comprimento de onda) ou luz branca (todos os comprimentos de onda do espectro visível). Quando a luz monocromática é utilizada aparecerão apenas franjas pretas no modelo. Quando a luz branca é utilizada aparecerão franjas coloridas já que a diferença de tensão promove a extinção de comprimentos de onda em particular (Khan et al., 2000). No que se refere às fontes de luz branca, a lâmpada incandescente comum foi utilizada largamente, mas apresenta limitações para produção de franjas bem delimitadas para ordem maior de cinco. A lâmpada fluorescente, além de ter menor consumo de energia, não apresenta o mesmo

problema e permite a visualização de ordens de franja mais elevados (Quiroga et al., 2001).

3.3. Principais Aplicações da Fotoelasticidade

A análise de tensões por fotoelasticidade está entre as diversas técnicas que podem ser utilizadas para determinar a condição de tensão em qualquer ponto de um componente ou estrutura (Chang et al., 2008). Esta técnica tem despertado interesse tanto no uso na indústria como em pesquisa (Quiroga et al. 2002).

A fotoelasticidade tem sido historicamente utilizada para determinar o ponto de maior tensão em partes mecânicas, de modo a prever possíveis falhas. Eventualmente, métodos numéricos e a modelagem computacional podem se tornar inviáveis devido à complexidade da geometria da peça ou da carga, resultando em uma modelagem muito complicada (Utter, 2010). Não raramente a abordagem matemática de um sistema acaba em um ponto sem saída ou de difícil solução, mas a fotoelasticidade sempre irá determinar o ponto de maior tensão na peça (Zhang et al., 2012). Para este tipo de situação podem ser utilizadas películas fotoelásticas onde uma fina camada do material é aplicada sobre na superfície da peça sob esforço mecânico que normalmente foi pintada com uma tinta refletiva, conforme ilustra a Figura 3.3. A luz polarizada atravessa então o material fotoelástico e retorna exibindo o padrão de franjas. Esta técnica, chamada de fotoelasticidade por reflexão, é particularmente útil para avaliações de peças *in situ* (Post, 1979) e para determinação, por exemplo, da localização ideal para extensômetros (Patterson, 2002). Outra dificuldade que leva a utilização da fotoelasticidade é a avaliação do comportamento de novos materiais compósitos, que apresentam módulo de elasticidade e coeficiente de *Poisson* ainda desconhecidos e, portanto não podem ser analisados por programas de engenharia assistida por computador (CAE - *Computer Aided Engineering*) (Murphy, 2011).



Figura 3.3. Aplicação da película para fotoelasticidade por reflexão (Vishay Precision Group).

Outra técnica disponível é a fotoelasticidade 3D que envolve a utilização de modelos construídos utilizando-se polímeros especiais e aplicação da carga com o material acima da sua temperatura de transição vítrea. Quando o polímero é resfriado e a carga é retirada, a deformação das cadeias não se recupera, “congelando” as tensões na peça. O modelo pode ser fatiado sem descaracterizar a estrutura do material, assim pode-se analisar a distribuição da tensão no material por todo o seu volume (Doyle, 2004).

Existem aplicações industriais nas quais o próprio produto é um material fotoelástico. Na fabricação de painéis de vidro em geral há uma etapa de tratamento térmico que pode deixar pontos de tensão residual. A qualidade do produto neste caso pode ser avaliada com a utilização da fotoelasticidade (Ajovalasit et al., 2011). Tensões residuais no processamento de polímeros transparentes, seja por fundição, moldagem ou extrusão, podem ser encontradas e avaliadas. Estas informações podem ser utilizadas para eliminação de peças defeituosas e melhor controlar os parâmetros do processo (ASTM D4093 – 95, 2010).

3.3.1. Fotoelasticidade na Odontologia

Na odontologia, a fotoelasticidade é largamente utilizada no desenvolvimento de materiais e no estudo das propriedades biomecânicas de aplicações protéticas (Pinto, 2011). Diversos trabalhos procuram a melhor configuração de implantes estudando-se variáveis como, por exemplo, a forma (Rossi et al., 2011) e ângulo de aplicação (Çehreli et al., 2011). O objetivo é, sobretudo, o de melhorar a reabilitação do paciente e minimizar as tensões transmitidas ao tecido ósseo adjacente (Oliveira,

2011), principalmente sob cargas funcionais de mastigação e deglutição (Lencioni, 2011). São exemplos ainda de estudos utilizando-se fotoelasticidade, os efeitos da assimetria no contato oclusal (Zhang et al., 2011) e os sistemas de fixação de dentaduras (Pesqueira et al., 2012).

É necessário ter cuidado na transição do modelo para a aplicação real, no que se refere aos valores de tensão encontrados. Primeiramente, o modelo em resina fotoelástica deve ser geometricamente similar à situação real. Para a maior parte dos problemas de duas dimensões, a distribuição da tensão depende apenas da geometria e não das propriedades do material, principalmente se o modelo e estrutura real forem ambos elásticos, homogêneos e isotrópicos. De todo modo poderá ser necessário determinar uma constante ou lei de similaridade entre o modelo de material fotoelástico e a estrutura real, pois embora a distribuição da tensão seja equivalente, a magnitude das tensões será proporcionalmente diferente (Doyle et al., 1989; Khan et al., 2000). Corroborando com a afirmação anterior, as Tabelas 3.1 e 3.2 mostram as propriedades mecânicas de materiais comumente pesquisados na odontologia e de resinas fotoelásticas, respectivamente. É notório que os valores absolutos de tensão encontrados no experimento de fotoelasticidade serão diferentes em algum grau da situação real, devido às diferenças de propriedades entre os materiais, porém haverá proporcionalidade.

Tabela 3.1. Propriedades mecânicas de materiais usuais para pesquisa em odontologia (Junior et al., 2007).

Material	Módulo de Elasticidade [GPa]	Coefficiente de Poisson
Esmalte	41	0,30
Dentina	19	0,31
Polpa	0,00207	0,45
Osso cortical	13,7	0,30
Osso esponjoso	1,37	0,30
Ligamento periodontal	0,00007	0,49
Mucosa	0,01	0,40
Resina acrílica	8,3	0,28
Resina composta	7	0,20
Porcelana	68,9	0,28
Ligas de Cr-Co	218	0,33
Titânio	103	0,35

Tabela 3.2. Exemplos de propriedades mecânicas de resinas fotoelásticas (Vishay Precision Group).

Material	Módulo de Elasticidade [GPa]	Coefficiente de Poisson
Resina de uso geral	2,9	0,36
Resina com alta alongação	0,21	0,42

Existem, entretanto, outras limitações do uso da fotoelasticidade na odontologia que residem no fato de que os movimentos dentários enquadram-se dentro dos fenômenos viscoplásticos (movimento dependente do tempo sem completo retorno à posição de origem após remoção da carga). Assim, o ideal seria que, tanto nos estudos de fotoelasticidade como nos estudos com elementos finitos, as propriedades viscoplásticas fossem consideradas. Porém, a maioria dos trabalhos considera modelos linearmente elásticos. Outras simplificações são, por exemplo, a não consideração da anisotropia do esmalte dentário, da heterogeneidade do ligamento periodontal (tecido responsável pela fixação da raiz do dente ao osso) e dos ossos cortical e esponjoso (Junior et al., 2007). Contudo, estas limitações e simplificações da técnica são amplamente aceitas.

3.4. Fotoelasticidade RGB

A RGBP (do inglês RGB *Photoelasticity*) consiste na determinação da ordem de franja em um ponto de interesse do modelo através da comparação dos níveis RGB lidos no ponto com os valores RGB de uma tabela de pesquisa (Kasimayan et al., 2009; Simon et al., 2011). Em geral, a RGBP demonstra quali e quantitativamente a distribuição da tensão em um objeto pelos padrões de franjas coloridas. Cada cor representa um diferente grau de birrefringência e por consequência a tensão na respectiva região. Por isso, cada cor identifica univocamente a ordem de franja e o nível de esforço mecânico em toda a franja (Çehreli et al., 2011).

Os níveis RGB de uma imagem não são padrão, pois dependem da fonte de luz e dos parâmetros do sistema de aquisição (Ajovalasit et al., 1995). A mera comparação com níveis genéricos de cor tem valor apenas qualitativo (Ajovalasit et

al., 2011). É necessária uma tabela de pesquisa (*look-up table* - LUT) com valores R_i , G_i e B_i para que se possa comparar com os valores R , G e B do ponto que está sendo medido. Nesta comparação pode incidir um erro (ΔE), calculado conforme Eq. 3.10. A posição da LUT que confere o menor erro corresponde à cor no ponto lido (Ajovalasit et al., 2010).

$$\Delta E = \sqrt{(R_i - R)^2 + (G_i - G)^2 + (B_i - B)^2} \quad (3.10)$$

Mesmo com uma tabela de pesquisa de valores RGB, a identificação da cor pode sofrer a influência de diversos fatores como, iluminação, tensões residuais, composição da resina utilizada (Simon et al., 2011), acabamento e limpeza da superfície do modelo, umidade aderida (Doyle et al., 1989), até mesmo a distância do polariscópio até a câmera (Quiroga et al., 2002).

A principal vantagem da RGBP é que a análise dos pontos da imagem é direta, exigindo apenas uma imagem que não necessita pós-processamento, ao contrário de outros métodos de fotoelasticidade. Por outro lado, a principal desvantagem é que mudanças nos parâmetros do sistema podem exigir uma nova calibração da LUT (Quiroga et al., 2002).

3.4.1. Calibração para Fotoelasticidade RGB

O procedimento clássico de calibração consiste em adquirir valores RGB de cada pixel ao longo de um eixo transversal ao das franjas. Cada trio de valores deve ser armazenado em uma tabela de pesquisa, chamada de tabela de pesquisa (LUT). Tipicamente os valores RGB são adquiridos de modo linear a partir de um ponto de retardação zero até um ponto conhecido de retardação máxima (Ajovalasit et al., 2011). Deve ser feito um incremento gradual da carga monitorando-se as mudanças de cor da amostra. Um ponto central por ser escolhido para coletar os valores RGB para construção da LUT (Murphy, 2011).

A Tabela 3.3 apresenta a sequência típica de cores para um material transparente. Um material fotoelástico colorido pode mudar a aparência

consideravelmente, mas não afetará a sequência básica de cores. Um tom de passagem é uma zona nítida que marca a transição da uma ordem de franja inferior para uma superior, de 0 para 1, 1 para 2 e assim por diante. A Tabela 3.3 não apresenta ordens de franja maior ou igual a 5, pois a análise utilizando-se luz branca não é mais adequada (ASTM D4093 – 95, 2010).

Tabela 3.3. Cores e ordens de franja típicas (ASTM D4093 – 95, 2010).

Cor	Retardação (nm)	Ordem de franja (N)
Preto	0	0
Cinza	160	0,28
Branco	260	0,45
Amarelo	350	0,60
Laranja	460	0,79
Vermelho	520	0,90
Tom de passagem 1	577	1,00
Azul	620	1,06
Azul-esverdeado	700	1,20
Verde-amarelo	800	1,38
Laranja	940	1,62
Vermelho	1050	1,81
Tom de passagem 2	1150	2,00
Verde	1350	2,33
Verde-amarelo	1450	2,50
Rosa	1550	2,67
Tom de passagem 3	1730	3,00
Verde	1800	3,10
Rosa	2100	3,60
Tom de passagem 4	2300	4,00
Verde	2400	4,13

Os parâmetros do sistema de calibração devem ser mantidos constantes durante todo o processo, os quais deverão ser utilizados durante a obtenção de dados com o modelo. A forma da amostra de calibração também é importante, pois uma forma complexa pode levar a um gradiente não linear de franjas, em desacordo com a Tabela 3.3 (Grewal et al., 2006). Os sistemas de calibração mais comuns são uma barra sujeita à flexão pura ou um disco sujeito à compressão diametral. Recomenda-se utilizar o mesmo lote de resina do qual será feito o modelo assim como uma temperatura ambiente semelhante (Khan et al., 2000).

Um dos problemas na análise de imagens é o problema de ambiguidade quando existem cores muito similares, mas com ordens de franja diferentes (Ramji et

al., 2008). O erro será consideravelmente maior quando se analisa imagens sem o auxílio de uma ferramenta computacional, confiando a tarefa à percepção do olho humano. Um programa, entretanto, também pode estar sujeito a erros se o algoritmo de reconhecimento não for adequado. Um dos principais fatores é a utilização de um espaço de cor apropriado, fato já demonstrado no trabalho de Pandey et al. (2011) que obteve maior precisão nos resultados utilizando o espaço HSV do que com o RGB.

3.4.1. Fundamentos dos Espaços de Cor

Um espaço ou modelo de cor é uma representação matemática da cor baseada em três ou quatro valores, conforme o modelo utilizado (Oran et al., 2012). O espaço de cor RGB é o mais difundido e consiste na definição da cor através das três cores primárias: vermelho, verde e azul. Todas as demais cores podem ser obtidas a partir destas três. Este modelo pode ser concebido como um cubo onde três arestas perpendiculares não adjacentes compõem um sistema cartesiano R, G e B, conforme ilustra a Figura 3.4. Este modelo é mais comumente utilizado em computação gráfica uma vez que as cores são armazenadas na memória utilizando-se este modelo. Uma cor é representada por três conjuntos de 8 bits, portanto os níveis R, G ou B podem assumir valores de 0 a 255.

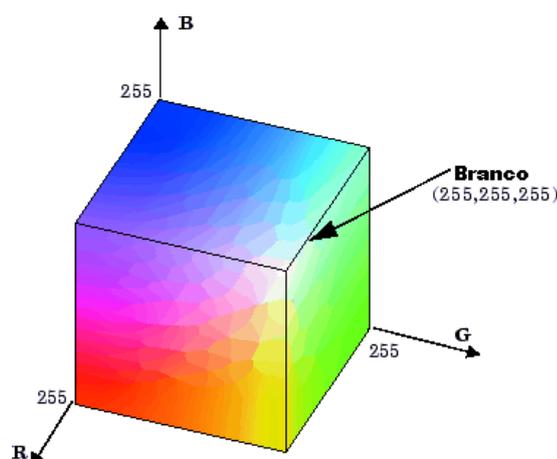


Figura 3.4. Representação do espaço RGB (adaptado de MathWorks).

O método tradicional de análise de franjas utiliza a distância euclidiana dos mínimos quadrados (Eq. 3.10) e a calibração de cores no espaço RGB, conforme

sugere o termo Fotoelasticidade RGB (RGBP). Entretanto, este método pode levar a interpretações equivocadas da ordem de franja no ponto de interesse. A Figura 3.5 mostra uma representação gráfica dos valores RGB de uma tabela de pesquisa qualquer contendo franjas de até quarta ordem.

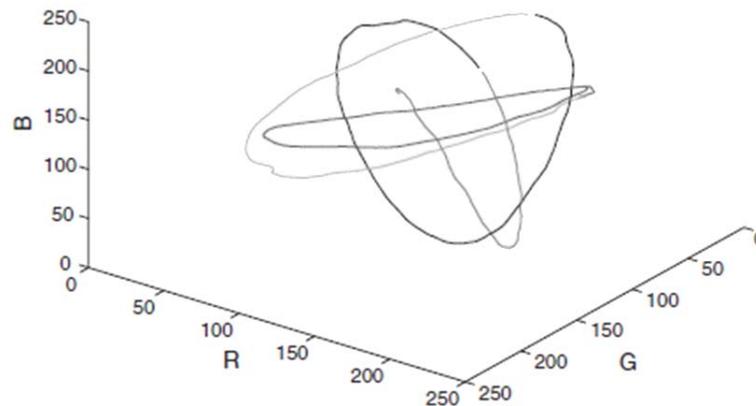


Figura 3.5. Representação gráfica dos valores RGB de uma LUT (adaptado de Grewal et al., 2006).

Como pode ser observado na Figura 3.5, os dados têm a forma de anéis helicoidais próximos uns dos outros. Durante a busca pelo mínimo quadrado que determinará a ordem de franja, um valor do helicóide mais próximo pode ser selecionado. Embora seja uma cor próxima, a ordem de franja pode ser totalmente diferente. Visando a superação desta adversidade outros espaços de cor têm sido testados como, por exemplo, o espaço HSV (Grewal et al., 2006). O modelo HSV (matiz-saturação-valor - *hue-saturation-value*) representa com mais fidelidade como olho humano percebe a cor. Matiz diz respeito à cor em si, saturação é a “pureza” da cor e o valor dá a informação do brilho da cor (Pandey et al., 2011).

Contudo, existe um espaço de cor especialmente adequado para o uso em fotoelasticidade que é o CIELAB. O propósito deste modelo é o de quantificar pequenas diferenças entre cores (Brainard, 2003) o que é importante na comparação das cores lidas no modelo e as cores da tabela de pesquisa. Já foram descritos trabalhos que utilizaram o espaço CIELAB para comparação de cores muito semelhantes utilizando-se imagens digitais, são eles, por exemplo: análise de qualidade de perfume (Korifi et al., 2013), degradação de carne vermelha durante o transporte (Larraín et al., 2008) e discriminação forense de vidros (Bell et al., 2009).

Embora o espaço RGB seja largamente utilizado nas análises de fotoelasticidade, fica claro que o modelo CIELAB é tão ou mais adequado para comparação de cores entre a tabela de pesquisa e aquelas obtidas durante o ensaio com o modelo.

A CIE (Comissão Internacional de Iluminação) recomendou em 1931 seu primeiro sistema de especificação de cor. O sistema passou por refinamentos matemáticos em 1964, 1976, 1994 e 2000, mas o princípio básico continua o mesmo. De modo geral, o método diz que qualquer cor pode ser descrita por um conjunto de valores tricromáticos (XYZ) que indicam uma quantidade de referência de luz vermelha, verde e azul, correspondente a cor. Entretanto, pesquisas mostraram que o espaço XYZ não corresponde fielmente à percepção do olho humano. Foi então em 1976 a CIE recomendou o espaço CIELAB com seus índices L^* , a^* e b^* . O L^* tem valores de 0 (preto) a 100 (branco), já os valores a^* e b^* representam quantidade de vermelho-verde e amarelo-azul, respectivamente (Luo, 2006). A Figura 3.6 mostra a representação espacial deste modelo.

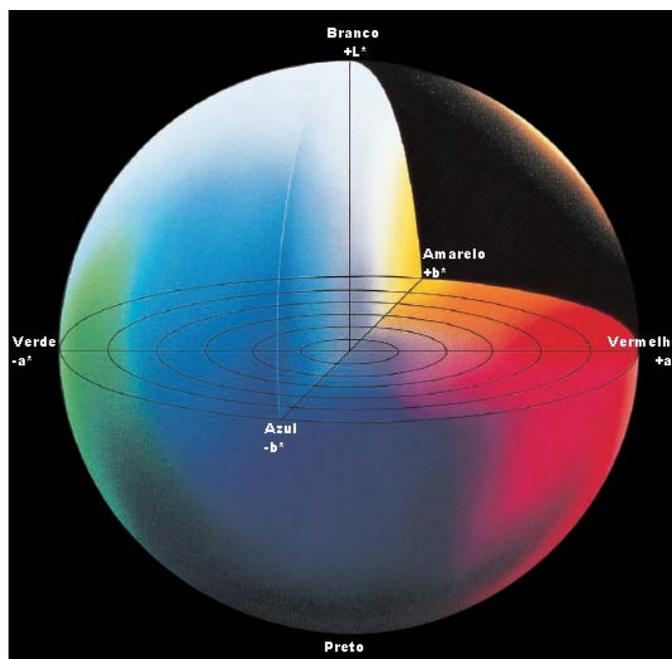


Figura 3.6. Representação do espaço $L^*a^*b^*$ (adaptado de Konica Minolta, 2007).

Para utilização do espaço CIELAB nos experimentos de fotoelasticidade é necessário fazer a conversão de RGB para XYZ e em seguida para $L^*a^*b^*$. A teoria física e matemática para obtenção das equações em toda sua extensão não é

relevante para este trabalho, sendo assim, as Equações de 3.11 a 3.20 para conversão de RGB para XYZ são (IEC 61966,1998; Pascale, 2003):

$$R' = R/255 \quad (3.11)$$

$$G' = G/255 \quad (3.12)$$

$$B' = B/255 \quad (3.13)$$

Se R' , G' ou $B' \leq 0,04045$,

$$R'' = R'/12,92 \quad (3.14)$$

$$G'' = G'/12,92 \quad (3.15)$$

$$B'' = B'/12,92 \quad (3.16)$$

Se R' , G' ou $B' > 0,04045$,

$$R'' = \left[(R' + 0,055)/1,055 \right]^{2,4} \quad (3.17)$$

$$G'' = \left[(G' + 0,055)/1,055 \right]^{2,4} \quad (3.18)$$

$$B'' = \left[(B' + 0,055)/1,055 \right]^{2,4} \quad (3.19)$$

Onde R'' , G'' e B'' são coeficientes de ponderação para conversão segundo o método CIEXYZ de 1931. Finalmente,

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0,4124 & 0,3576 & 0,1805 \\ 0,2126 & 0,7152 & 0,0722 \\ 0,0193 & 0,1192 & 0,9505 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R'' \\ G'' \\ B'' \end{bmatrix} \quad (3.20)$$

Por sua vez, a transformação do espaço XYZ para $L^*a^*b^*$ dá-se pelas seguintes Equações 3.21 a 3.25 (Ford et al., 1998):

$$L^* = 116 \left(\frac{Y}{Y_n} \right)^{1/3} - 16 \quad \text{se } \frac{Y}{Y_n} > 0,008856 \quad (3.21)$$

$$L^* = 903,3 \left(\frac{Y}{Y_n} \right) \quad \text{se } \frac{Y}{Y_n} \leq 0,008856 \quad (3.22)$$

$$a^* = 500 \left[f \left(\frac{X}{X_n} \right) - f \left(\frac{Y}{Y_n} \right) \right] \quad (3.23)$$

$$b^* = 200 \left[f \left(\frac{Y}{Y_n} \right) - f \left(\frac{Z}{Z_n} \right) \right] \quad (3.24)$$

$$f(t) = \begin{cases} t^{1/3} & \text{se } t > 0,008856 \\ 7,787 t + \frac{16}{116} & \text{se } t \leq 0,008856 \end{cases} \quad (3.25)$$

Onde X_n , Y_n e Z_n são valores X , Y e Z da cor branca de referência. Os valores L^* , a^* , b^* e a função $f(t)$ são calculados de forma a imitar a resposta logarítmica do olho humano. Analogamente, a função erro ou ΔE (Eq. 3.10) permanece inalterada, bastando a substituição dos índices R, G e B por L^* , a^* e b^* , respectivamente. Entretanto, a distância euclidiana é a distância pura entre dois pontos e não leva em consideração a posição dos mesmos no espaço, conforme ilustra a Figura 3.7.

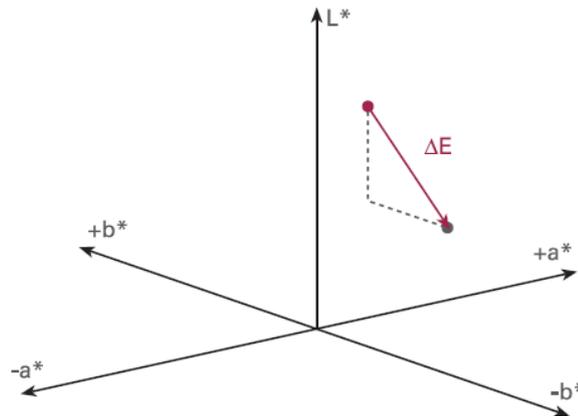


Figura 3.7. Distância euclidiana entre dois pontos no espaço $L^*a^*b^*$ (EFI).

A real diferença entre duas cores deve levar em conta também a posição dos pontos no espaço já que o olho humano é mais sensível em algumas regiões e menos sensível em outras. Por exemplo, um ΔE de 1% pode ser visível para um olho não treinado na região próxima ao cinza, mas o mesmo não é aplicável em áreas de

maior saturação (EFI). O cálculo do erro ou diferença entre duas cores pelo CIELAB traz o resultado para realidade da visão humana e como percebemos as cores. As Equações 3.26 a 3.34 são utilizadas para obtenção do ΔE_{94}^* que é a função erro pelo método CIELAB (Griffin et al., 2002).

$$C_S^* = \sqrt{a_S^{*2} + b_S^{*2}} \quad (\text{índice } S = 1 \text{ p/ cor de referência e } S = 2 \text{ p/ cor da amostra}) \quad (3.26)$$

$$C_{ab}^* = \sqrt{C_1^* C_2^*} \quad (3.27)$$

$$S_L = 1 \quad (3.28)$$

$$S_C = 1 + 0,045 C_{ab}^* \quad (3.29)$$

$$S_H = 1 + 0,015 C_{ab}^* \quad (3.30)$$

$$\begin{pmatrix} \Delta L^* \\ \Delta a^* \\ \Delta b^* \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L_1^* - L_2^* \\ a_1^* - a_2^* \\ b_1^* - b_2^* \end{pmatrix} \quad (3.31)$$

$$\Delta C_{ab}^* = C_1^* - C_2^* \quad (3.32)$$

$$\Delta H_{ab}^* = \sqrt{\Delta a^{*2} + \Delta b^{*2} - \Delta C_{ab}^{*2}} \quad (3.33)$$

$$\Delta E_{94}^* = \sqrt{\left(\frac{\Delta L^*}{S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C_{ab}^*}{S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H_{ab}^*}{S_H}\right)^2} \quad (3.34)$$

Onde C_S^* e C_{ab}^* são coordenadas *Chroma* (pureza e intensidade da cor), S_L , S_C e S_H são fatores de ponderação e ΔH_{ab}^* é a diferença de matiz entre as duas cores. Para exemplificar esta realidade, a Tabela 3.4 traz dados de duas amostras, A e B, com dois pontos cada. Os pontos da amostra A estão localizados em uma região de maior saturação no espaço $L^*a^*b^*$ enquanto os pontos da amostra B estão na região cinza. A distância euclidiana pura do ponto 1 para o ponto 2 na amostra A é praticamente igual a do ponto 1 para o ponto 2 na amostra B. Já quando calcula-se a diferença pelo método CIELAB, temos um resultado de aproximadamente 7% na amostra A e 10,4% na amostra B. Em outras palavras, o olho humano perceberia uma diferença de aproximadamente 7% na amostra A e de 10% na amostra B, apesar do fato de que a reta que liga os pontos das amostras ser praticamente mesmo tamanho.

Tabela 3.4. Exemplo do cálculo de diferença entre duas cores pelo método tradicional da distância euclidiana (ΔE) e pelo método CIELAB (ΔE_{94}^*).

Amostra	ponto 1			ponto 2			ΔE [%]	ΔE_{94}^* [%]
	L*	a*	b*	L*	a*	b*		
A	54,77	-36,86	-49,80	49,34	-29,29	-53,42	10	6,94
B	68,99	-0,16	-1,97	58,77	-0,26	0	10,4	10,4

3.5. Processamento de Imagens Aplicado a Fotoelasticidade RGB

Normalmente, a análise qualitativa de imagens de fotoelasticidade acontece com a escolha de pontos fixos na estrutura para posterior comparação com uma tabela de cores genérica. Deste modo, a análise fica sujeita a inacurácia do olho humano, prejudicando a repetibilidade e reprodutibilidade do processo.

Já a análise quantitativa exige a determinação dos níveis RGB para cada cor da Tabela 3.3, com a utilização de uma amostra de calibração. Em seguida, a análise pode acontecer de duas maneiras: com a utilização de um programa genérico de processamento de imagens ou de um programa dedicado. Na primeira opção, pode-se considerar a utilização do Adobe Photoshop®. Mesmo com o uso desta ferramenta será necessário certo trabalho manual para seleção dos pontos na imagem e posterior comparação com a tabela de pesquisa. A segunda opção é a mais adequada de todas, pois confere maior rapidez na análise e possibilita a obtenção de um volume maior de dados. As funcionalidades customizadas para fotoelasticidade tornam a análise mais rica em informação e robusta. Porém, para o uso de um programa dedicado o pesquisador deverá adquiri-lo no mercado por um custo relativamente alto ou então desenvolvê-lo. O desenvolvimento de um programa para fotoelasticidade exige ao mesmo tempo conhecimento da técnica experimental e também de programação.

Os conceitos mais básicos para o desenvolvimento de um programa dedicado para fotoelasticidade são a conectividade de pixels e a detecção de borda. Quando uma imagem for “varrida”, será com a utilização destes conceitos que as franjas poderão ser identificadas, delimitadas e terem as cores de seus pixels comparadas com a tabela de pesquisa.

3.5.1. Conectividade de Pixels

Um pixel qualquer p localizado nas coordenadas (x, y) de uma imagem tem quatro vizinhos horizontais e verticais cujas coordenadas são dadas por $(x+1, y)$, $(x-1, y)$, $(x, y+1)$ e $(x, y-1)$. Este conjunto de pixels é chamado de 4-vizinhos de p , designados por $N_4(p)$. Já os quatro vizinhos diagonais do pixel p têm as coordenadas $(x+1, y+1)$, $(x+1, y-1)$, $(x-1, y+1)$ e $(x-1, y-1)$. Estes pontos, em conjuntos com os 4-vizinhos, são chamados de 8-vizinhos de p , designados por $N_8(p)$.

A conectividade entre pixels é uma concepção fundamental que simplifica diversos conceitos de uma imagem digital, como regiões e limites. Para que dois pixels sejam considerados conectados, é necessário determinar se seus vizinhos têm níveis RGB ou $L^*a^*b^*$ que satisfaçam um determinado critério de similaridade (Gonzalez, 2002).

3.5.2. Detecção de Borda

Intuitivamente, uma borda é um conjunto conectado de pixels que se encontram na fronteira entre duas regiões. Idealmente, uma borda é composta por uma linha bem definida de pixels, situação ilustrada na Figura 3.8(b). Na prática, os efeitos ópticos e outras imperfeições decorrentes do sistema de aquisição da imagem como iluminação e taxa de amostragem, resultam em bordas relativamente borradas. Como resultado, as bordas em geral têm um perfil do tipo rampa, conforme Figura 3.8(a). Quanto mais borrada é a borda maior será a inclinação da curva e maior será a espessura desta borda (Gonzalez, 2002). Em princípio, estas bordas poderiam ser destacadas com a utilização de filtros digitais. Porém, em se tratando de fotoelasticidade RGB isto pode alterar a intensidade das cores da imagem final, prejudicando a análise. Portanto, o ideal é que a imagem não sofra nenhum pós-processamento (Ramesh, 2000).

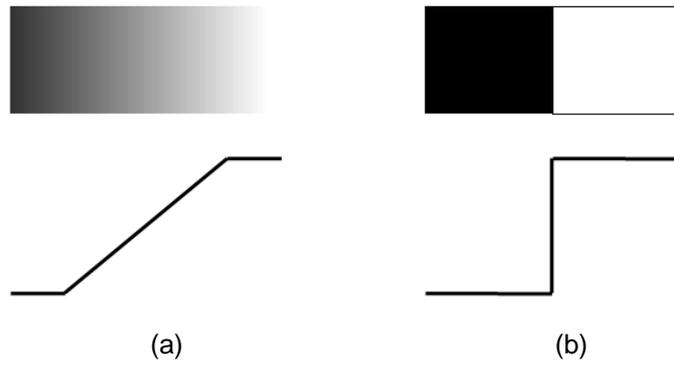


Figura 3.8. Tipo de bordas em processamento de imagens (o Autor).

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Polariscópio Plano e Aquisição de Imagens

Neste trabalho foi utilizado um polariscópio plano (OPTOVAC, São Paulo, Brasil) e uma máquina fotográfica digital (CANON EOS DIGITAL REBEL XTI, com lente macro 100 mm, sem flash) para obtenção de imagens da amostra de calibração (disco de resina). A Figura 4.1(a) mostra o dispositivo construído para compressão diametral do disco de resina, este último exibido na Figura 4.1(b). O controle da pressão exercida sobre o disco foi feito com um parafuso dotado de um passo de rosca relativamente estreito, o que possibilita pequenos incrementos de força.

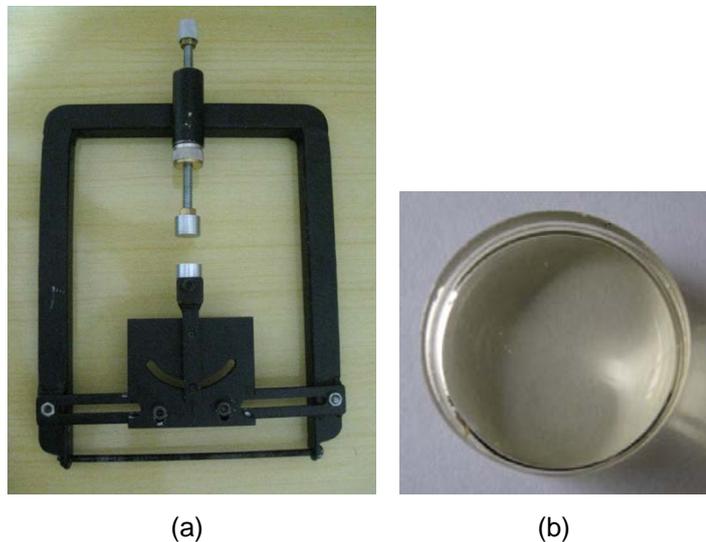


Figura 4.1. Dispositivo para compressão e disco de resina.

Para fabricação dos discos foi utilizado o produto KIT FLEXIVEL G3 (Polipox Indústria e Comércio, São Paulo Brasil) na proporção de 2,5 de resina para 1,0 de endurecedor. Modelos em resina fotoelástica idealmente não devem apresentar bolhas de ar, pois as mesmas funcionam como pontos de concentração de tensão

aumentando o erro do experimento. Para evitar o acúmulo de bolhas de ar, a mistura foi homogeneizada vagarosamente. A resina foi vazada em um molde circular para curar em temperatura ambiente por 48 horas. As dimensões do disco de resina utilizado foram 28mm de diâmetro e 10mm de espessura. Verificou-se que a relação diâmetro-espessura do disco deve tal que evite a flambagem da amostra, fenômeno ilustrado na Figura 4.2.

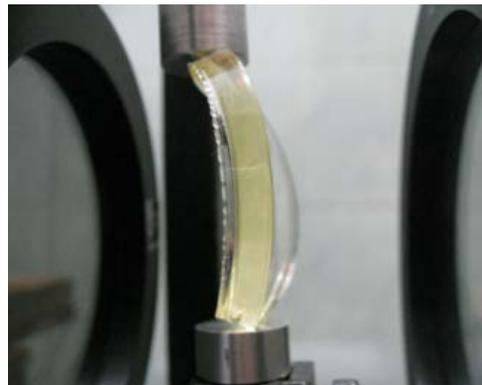


Figura 4.2. Flambagem de um disco de resina mal dimensionado.

O conjunto montado para o experimento com o polariscópio com a fonte de luz branca, amostra de calibração e máquina fotográfica pode ser visualizado na Figura 4.3.

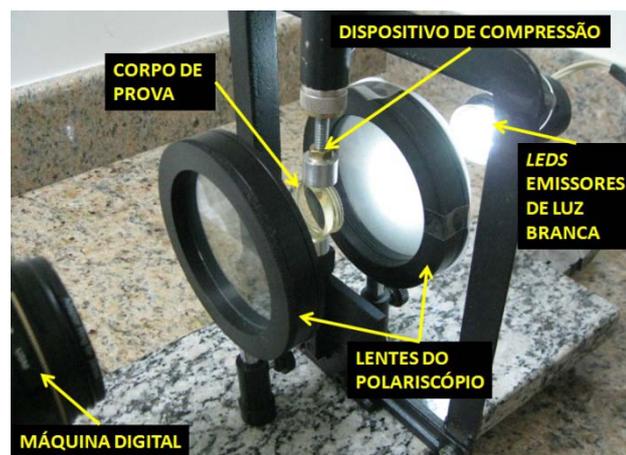


Figura 4.3. Conjunto para obtenção das imagens da amostra de calibração.

O disco de resina foi então posicionado no dispositivo de compressão. O mesmo inicialmente em estado de repouso foi gradualmente comprimido e fotografias intermediárias (em formato JPEG) foram obtidas, conforme mostra a

Figura 4.4. Na medida em que o disco é comprimido, as franjas surgem na ordem mostrada na Tabela 3.3. As regiões escuras que aparecem principalmente a partir da Figura 4.4(i) são as franjas isoclínicas que são perpendiculares às isocromáticas. As franjas isoclínicas não são alvo deste estudo, mas não podem ser eliminadas da imagem quando é utilizado um polariscópio plano. As mesmas só podem ser eliminadas com o uso de polariscópio circular. Porém, o aparecimento não impede a correta calibração do programa já que para seleção dos pixels deve-se ampliar a imagem no mínimo conforme mostrado na Figura 4.5.

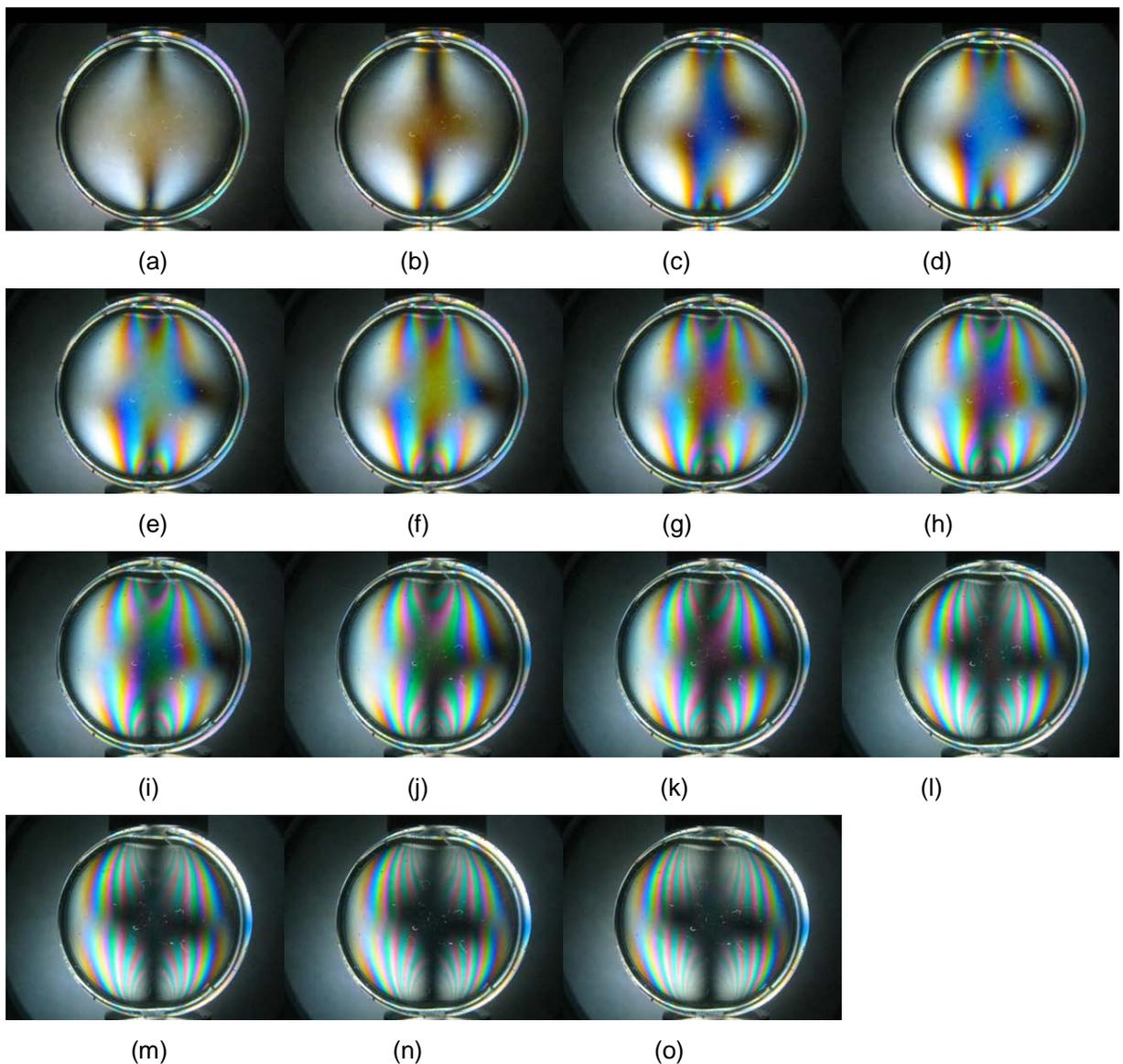


Figura 4.4. Fotos amostra de calibração para construção da tabela de pesquisa.

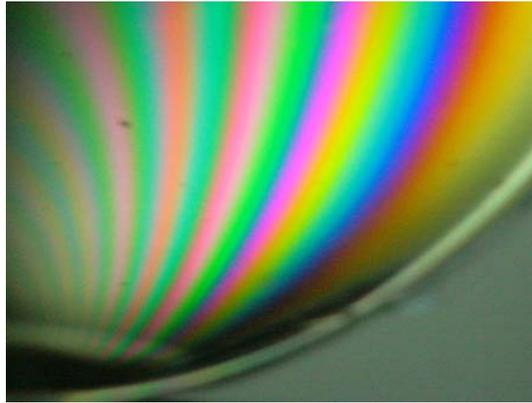


Figura 4.5. Imagem ampliada do disco de resina.

4.2. Funcionamento do Programa

O programa, doravante denominado FringeCal, foi desenvolvido na versão 7 da plataforma *Borland Delphi®* que é ao mesmo tempo um compilador, uma IDE (*Integrated Development Environment* – Ambiente Integrado de Desenvolvimento) e uma linguagem de programação. O *Delphi 7* é particularmente adequado para desenvolvimento de aplicações *desktop*. As partes mais essenciais do FringeCal, ou as funções por assim dizer, são a obtenção da tabela de pesquisa e a comparação dos pixels da imagem com a referida tabela descritas nos itens 4.2.1 e 4.2.2.

4.2.1. Obtenção da Tabela de Pesquisa

Apesar da Tabela 3.3 trazer 21 ordens de franja, isto não significa que são 21 cores diferentes. Existem cores que se repetem como, por exemplo, a cor laranja que pode representar uma ordem de franja de 0,79 ou 1,62, dependendo de quais são as franjas vizinhas. Assim, pode haver ambiguidade quando se analisa as franjas isoladamente. Para desenvolvimento deste trabalho utilizou-se o conceito de cores básicas, ou seja, a lista das cores passíveis de ocorrência nas franjas, conforme mostra o Quadro 4.1. Ainda tomando a cor laranja como exemplo de ambiguidade, o programa detectará a cor laranja a partir da comparação da cor do pixel da imagem com a tabela de pesquisa. Contudo, o usuário terá que fazer a desambiguação, informando se a cor laranja corresponde à ordem de franja 0,79 ou 1,62.

Quadro 4.1. Cores básicas extraídas do Tabela 3.3.

Cores básicas
Preto
Cinza
Branco
Amarelo
Laranja
Vermelho
Azul
Azul-esverdeado
Verde-amarelo
Verde
Rosa
Tom de passagem

Enquanto o usuário está construindo a tabela de pesquisa o programa “aprende” a reconhecer as cores, ou seja, o que é considerado um pixel de cor verde, azul, rosa e assim por diante. Conforme descrito na seção 3.4, a técnica da fotoelasticidade apresenta diversas variáveis que influenciam na reprodutibilidade e repetitividade do experimento. Por isso, a calibração do programa através de uma amostra padrão, como o disco de resina, é essencial para a correta análise da tensão nos corpos de prova. Isto porque o disco promove a propagação ordenada das franjas durante a compressão, o que não necessariamente acontece em outras geometrias. Assim, o usuário saberá de antemão a ordem de franja dos pixels que estão selecionados. Diz-se que o programa está calibrado quando a tabela de pesquisa foi construída corretamente a partir da seleção das cores das franjas da amostra de calibração ou disco de resina.

As etapas básicas para construção da tabela de pesquisa (banco de dados de cores padrão) estão mostradas na Figura 4.6. Optou-se pela utilização de arquivos de texto com extensão “txt” como banco de dados, devido ao fato de não haver necessidade de instalação ou configuração adicional para o funcionamento em qualquer versão do *Windows*®, ao contrário de bases de dados tradicionais como, por exemplo, *MySQL*® ou *FirebirdSql*®. Como o número de registros no banco de dados sempre será relativamente pequeno, a concepção simplista do banco de dados do FringeCal se mostrou adequada.

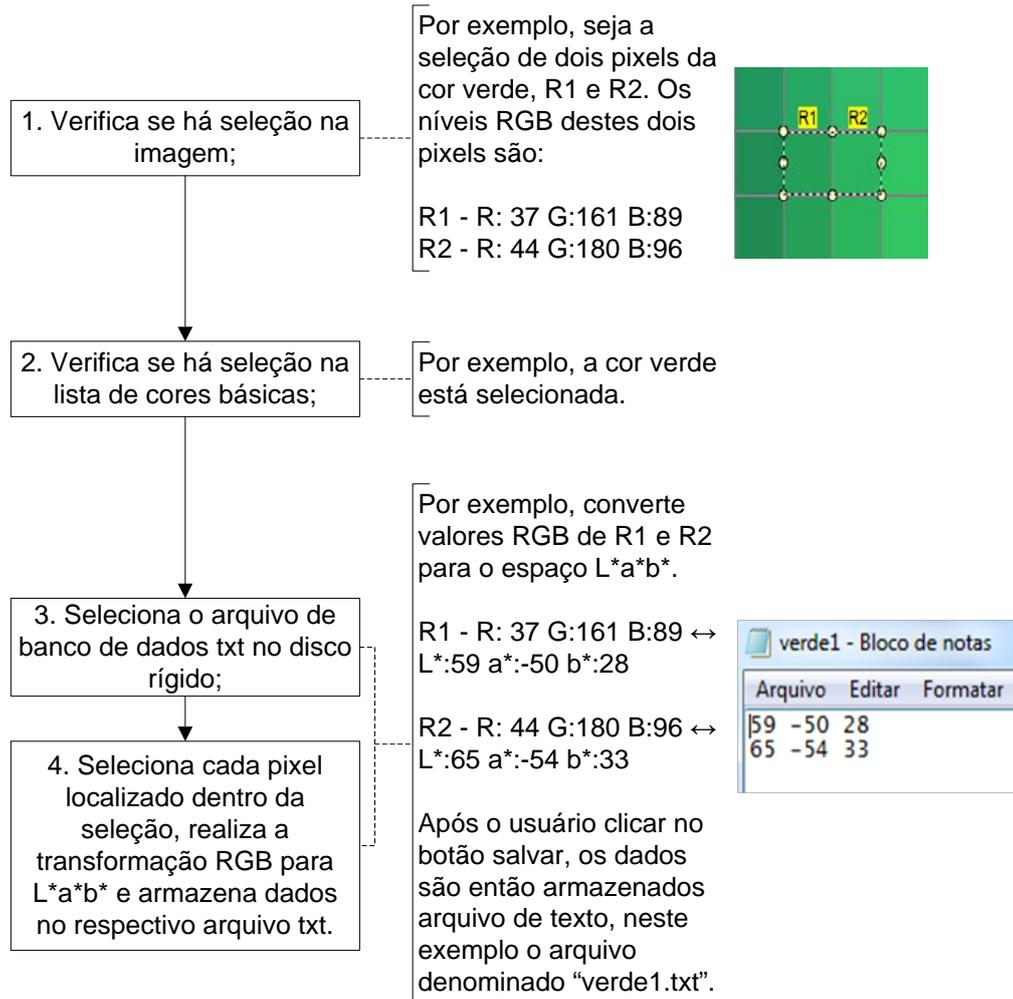


Figura 4.6. Fluxograma das etapas básicas para obtenção da tabela de pesquisa.

4.2.2. Comparação dos Pixels da Imagem com a Tabela de Pesquisa

A Figura 4.7 mostra as etapas básicas para comparação dos pixels da imagem com a tabela de pesquisa. O cálculo da diferença entre os valores L*a*b* da imagem com os níveis de referência da tabela de pesquisa é feito pela Equação 3.34.

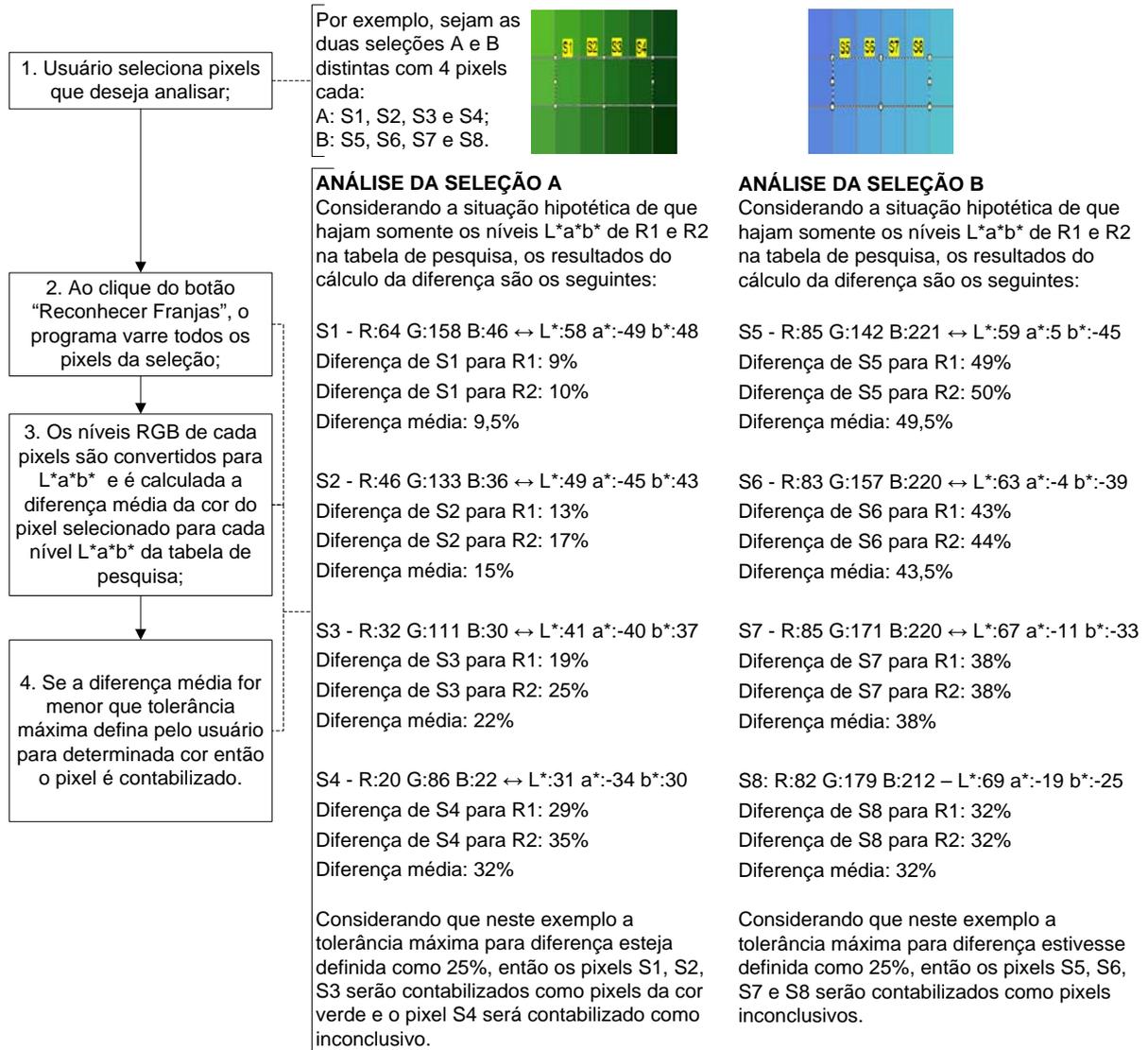


Figura 4.7. Fluxograma das etapas básicas para comparação dos pixels da imagem com a tabela de pesquisa.

É claro que no exemplo da Figura 4.7 considerou-se uma situação que não acontecerá na realidade. Em uma situação real haveria níveis $L^*a^*b^*$ de referência para cada cor básica. Se considerarmos a existência de dois valores $L^*a^*b^*$ de referência para cada uma das 12 cores básicas na tabela de pesquisa e uma seleção de tamanho 100 x 100 pixels na imagem, ao clique do botão de reconhecimento de franjas o programa fará: 10.000 conversões de RGB para $L^*a^*b^*$, 240.000 cálculos de diferença pela Equação 3.34 e 120.000 cálculos de média aritmética.

4.3. Verificação da Constante de Proporcionalidade

Conforme destacado em seção anterior, o valor absoluto da magnitude da tensão no corpo de prova fabricado em resina fotoelástica não necessariamente representa a realidade, uma vez que os materiais apresentam diferentes propriedades (módulo de elasticidade e coeficiente de *Poisson*) e forma. O programa FringeCal prevê o recurso de inserção de uma constante de proporcionalidade para ajuste do valor final da tensão máxima de cisalhamento. Neste trabalho foi verificada quão relevante é esta constante de proporcionalidade em relação à variação da geometria do corpo de prova. Para tanto se utilizou uma simulação por elementos finitos no programa LISA 8.0, cuja interface está ilustrada na Figura 4.8. Foram simulados dois sólidos com 1cm de espessura, construídos em duas geometrias (quadrado sólido e quadrado com furo octogonal) e com materiais diferentes (resina fotoelástica de uso geral e osso cortical) aplicando-se uma força de 450N, que representa a força média de uma mordida de um adulto com dentes naturais (Bakke, 2006). O módulo de elasticidade e coeficiente de *Poisson* utilizados na simulação são os que constam nas Tabelas 3.1 e 3.2.

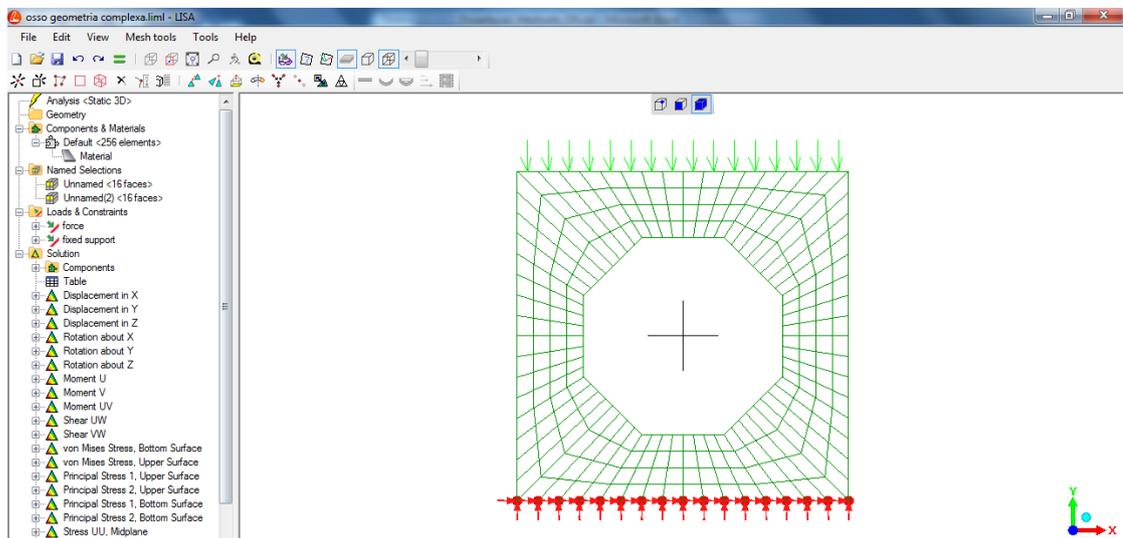


Figura 4.8. Imagem ilustrativa do programa LISA 8.0 utilizado na análise de elementos finitos.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1. Recursos do Programa FringeCal

Como qualquer outro programa que é desenvolvido, normalmente é lançada uma versão beta para que os usuários possam testar e reportar erros aos desenvolvedores. No caso do FringeCal a versão atual é 1.0b, onde a letra “b” indica que esta é uma versão beta. Somente após os testes dos usuários é que a versão 1.0 poderá ser lançada. A Figura 5.1 mostra a tela principal do programa, que foi concebida com uma interface enxuta e adequada ao seu propósito, que é de ser um programa dedicado à fotoelasticidade, contendo as funções essenciais para a análise. O Quadro 5.1 apresenta brevemente as principais funções do FringeCal.

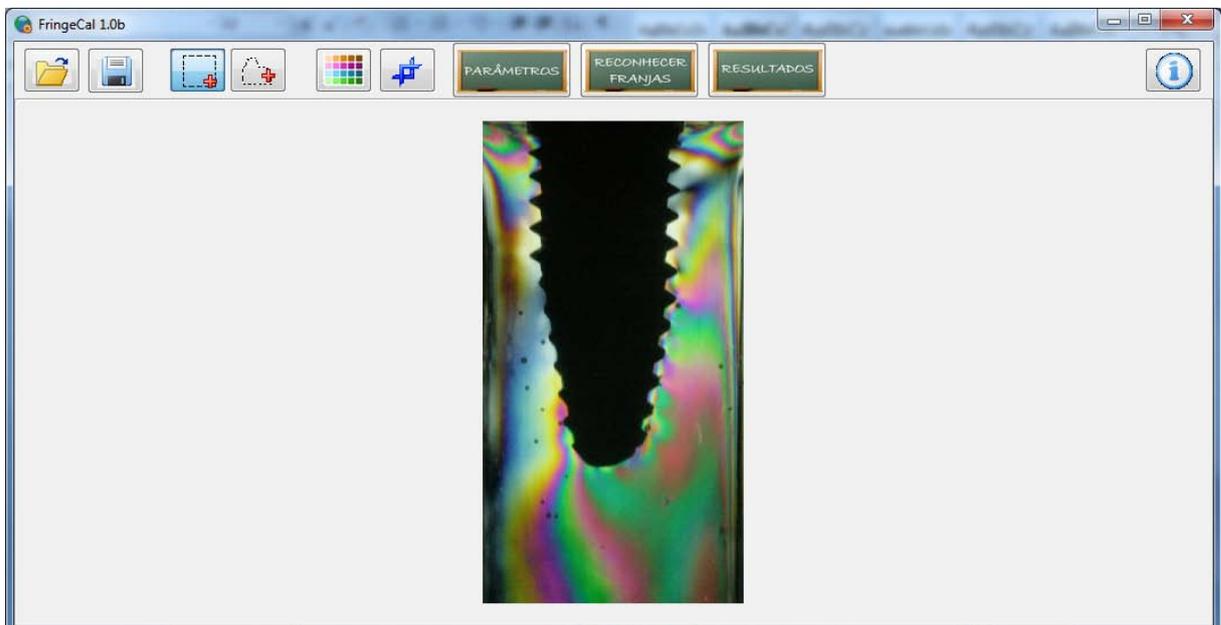
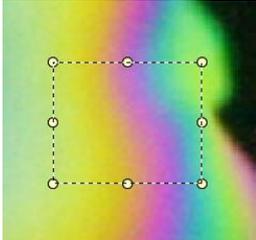
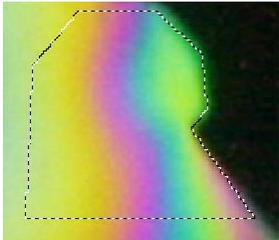
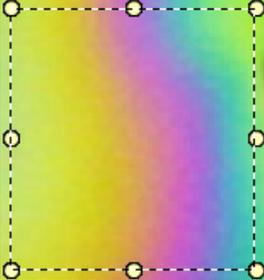
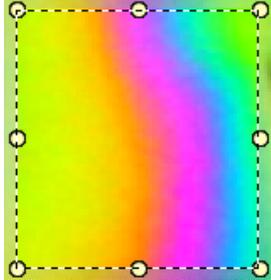
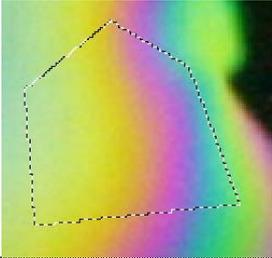
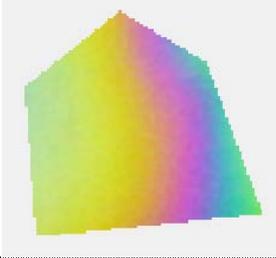


Figura 5.1. Interface do programa FringeCal 1.0b.

Quadro 5.1. Descrição das funções básicas do FringeCal.

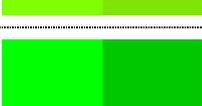
Botão	Descrição
	<p>Abrir e salvar imagens em diversos formatos.</p>
	<p>Selecionar um retângulo e polígono na imagem.</p> <div style="display: flex; justify-content: space-around; align-items: center;"> <div style="text-align: center;"> <p>RETÂNGULO</p>  </div> <div style="text-align: center;"> <p>POLÍGONO</p>  </div> </div>
	<p>Aumentar saturação das cores na imagem ou seleção. A saturação é útil para melhorar a visualização das franjas, mas só pode ser utilizada quando aplicada tanto nas imagens de calibração quando nas imagens do corpo de prova.</p> <div style="display: flex; justify-content: space-around; align-items: center;"> <div style="text-align: center;"> <p>ANTES</p>  </div> <div style="text-align: center;"> <p>DEPOIS</p>  </div> </div>
	<p>Transformar a área selecionada em uma imagem separada. Este recurso pode ser utilizado a fim de separar áreas específicas do corpo de prova para posterior análise e comparação.</p> <div style="display: flex; justify-content: space-around; align-items: center;"> <div style="text-align: center;"> <p>ANTES</p>  </div> <div style="text-align: center;"> <p>DEPOIS</p>  </div> </div>
	<p>Este botão abrirá uma janela onde o usuário poderá inserir os valores de ordem de franja padrão, espessura do modelo e coeficiente de tensão óptica do material. Poderá também salvar e apagar valores $L^*a^*b^*$ da tabela de pesquisa. Igualmente é possível definir a tolerância máxima da diferença para cada cor.</p>

	<p>Realiza o procedimento conforme Figura 4.7 na área selecionada. Ao final do processo, os pixels processados são coloridos artificialmente e os pixels inconclusivos permanecem inalterados. Assim, o usuário poderá verificar diretamente na imagem se calibração foi bem feita.</p> <p>Caso a quantidade de pixels inconclusivos seja muito grande, a calibração ou o sistema de aquisição de imagens devem ser revistos.</p>
	<p>Este botão abrirá uma janela onde o usuário poderá ver a quantidade de pixels processados para cada cor básica, verificar a quantidade de pixels inconclusivos, definir uma constante de proporcionalidade e principalmente obter a tensão de cisalhamento máxima média na área selecionada.</p>

5.2. Validação da Função de Calibração do FringeCal

A fim de validar a função de calibração do programa criou-se como referência 12 quadrados de 2500 pixels, cada um preenchido com uma cor básica, com níveis $L^*a^*b^*$ escolhidos livremente. Ao lado de cada um destes quadrados foram colocados outros de mesma dimensão modificando-se os níveis $L^*a^*b^*$ da cor, conforme mostra o Quadro 5.2. Para a tabela de pesquisa foram selecionados os pixels das cores de básicas de referência e a tolerância máxima para a diferença foi definida em 25% para todas as cores. A Figura 5.2 mostra a imagem teste com seleção dos pixels amostrais, antes do clique no botão “Reconhecer Franjas”. Após o reconhecimento das cores, observou-se que os 2500 pixels de cada amostra foram reconhecidos com sucesso com percentual de pixels inconclusivos igual a zero, conforme mostra a Figura 5.3. Se considerarmos a hipótese de que a tolerância para diferença máxima estivesse definida para 15% para todas as cores, os pixels dos quadrados cinza, azul, azul-esverdeado, verde e rosa seriam considerados inconclusivos.

Quadro 5.2. Dados para validação da função calibração do FringeCal.

Cores básicas	Referência (esquerda) Amostra (direita)	L*a*b* referência		L*a*b* amostra		Diferença entre referência e amostra ΔE_{94}^*
		L*	a*	b*	L*	
Preto		L*	0	L*	4	9%
		a*	0	a*	6	
		b*	0	b*	-6	
Cinza		L*	54	L*	70	16%
		a*	0	a*	0	
		b*	0	b*	0	
Branco		L*	100	L*	100	14%
		a*	0	a*	10	
		b*	0	b*	10	
Amarelo		L*	97	L*	90	8%
		a*	-22	a*	-30	
		b*	94	b*	88	
Laranja		L*	67	L*	61	10%
		a*	43	a*	20	
		b*	74	b*	67	
Vermelho		L*	53	L*	41	13%
		a*	80	a*	60	
		b*	67	b*	43	
Tom de passagem		L*	48	L*	54	10%
		a*	44	a*	51	
		b*	-43	b*	-28	
Azul		L*	32	L*	48	20%
		a*	79	a*	26	
		b*	-108	b*	-65	
Azul-esverdeado		L*	58	L*	62	19%
		a*	-21	a*	-38	
		b*	-27	b*	-5	
Verde-amarelo		L*	90	L*	82	8%
		a*	-68	a*	-59	
		b*	86	b*	80	
Verde		L*	88	L*	59	18%
		a*	-86	a*	-62	
		b*	83	b*	60	
Rosa		L*	84	L*	66	18%
		a*	24	a*	25	
		b*	3	b*	2	

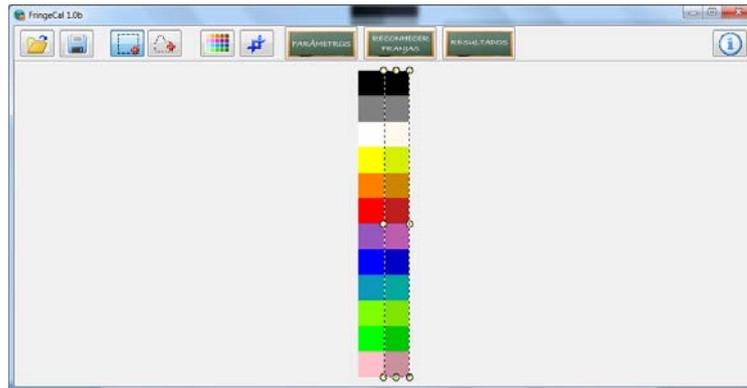


Figura 5.2. Seleção da imagem para validação da função calibração do FringeCal.

Resultados	
Quantidade de Pixels	
Preto	2500
Cinza	2500
Branco	2500
Amarelo	2500
Azul	2500
Azul-esverdeado	2500
Laranja	2500
Vermelho	2500
Verde-amarelo	2500
Verde	2500
Rosa	2500
Tom de Passagem	2500

Figura 5.3. Resultado da análise da validação da função calibração do FringeCal.

5.3. Comparação de um método tradicional com a análise do FringeCal

No método dito tradicional de análise de franjas pode ser utilizada uma grade sobreposta à imagem, onde o usuário deve determinar visualmente a ordem de franja em pontos específicos. As Figuras 5.4 e 5.5 mostram imagens de implantes dentários (4,5x13mm e 4,1x13mm) inseridos em resina fotoelástica ($F_{\sigma}=0,25\text{N/mm/franja}$ e $h=10\text{mm}$) obtidas no trabalho de Barbieri (2013), sendo que para o presente trabalho foram definidos pontos de interesse para análise tradicional, cuja localização é dada pela interseção das linhas de grade. As imagens no trabalho de Barbieri (2013) foram obtidas quando da aplicação de um torque pré-definido de aperto do implante, simulando o instante da fixação na boca do paciente. No presente trabalho foi determinada a tensão de cisalhamento máxima média nos seis pontos de interesse de cada terço do implante e os resultados foram comparados com aqueles obtidos no programa FringeCal, que faz a análise em toda a área da imagem e não somente em pontos isolados.

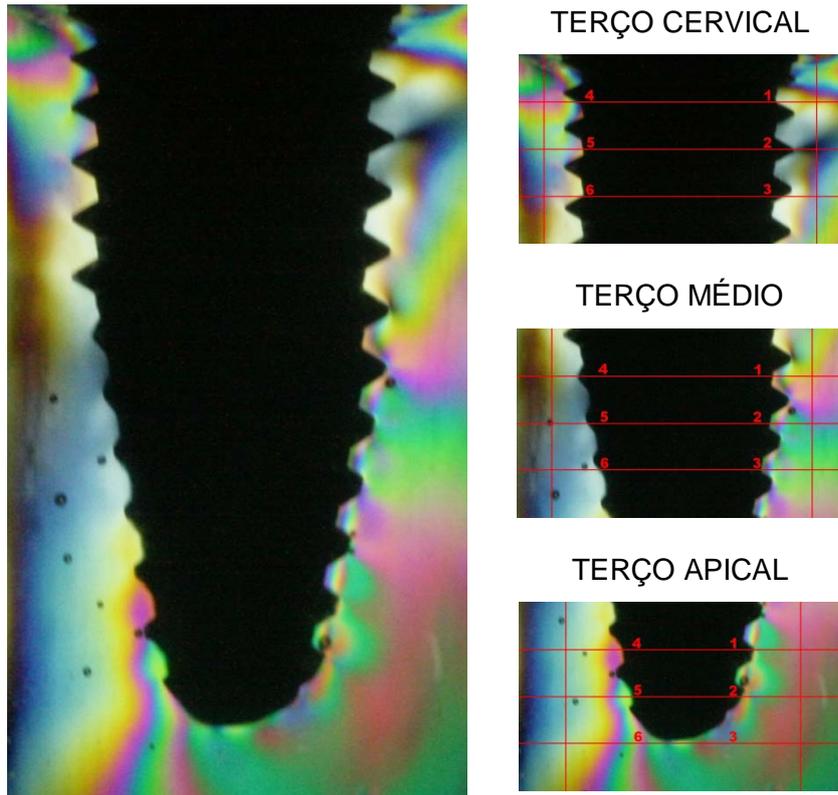


Figura 5.4. Implante A (adaptado de Barbieri, 2013).

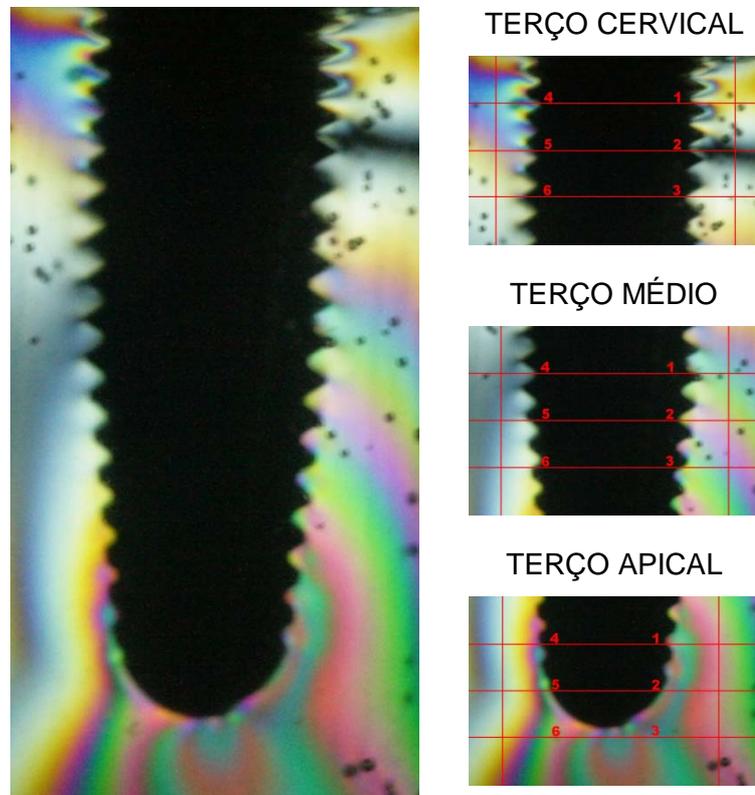


Figura 5.5. Implante B (adaptado de Barbieri, 2013).

O resultado da avaliação da ordem de franja pelo método tradicional, ou seja, pela utilização da grade está exposto na Tabela 5.1. É notório que o número relativamente reduzido de pontos pode resultar em um desvio padrão elevado da média. Esta é uma forma de análise que possibilita a comparação organizada do comportamento de vários corpos de prova, porém está suscetível a erros que fazem a tensão de cisalhamento máxima média não representar fielmente a realidade. Pela análise do valor médio total no implante, é possível dizer que o implante A produz uma tensão maior que o implante B. Assim, o implante A ofereceria maior esforço mecânico à boca do paciente no momento da fixação.

Tabela 5.1. Resultado da análise dos pontos 1 a 6 de cada terço.

		Implante A			Implante B		
		Terço cervical	Terço médio	Terço apical	Terço cervical	Terço médio	Terço apical
Tensão de cisalhamento máxima (kPa) τ_{max}	Ponto 1	7,500	9,875	25,000	7,500	17,250	25,000
	Ponto 2	0,000	15,000	25,000	0,000	7,500	25,000
	Ponto 3	15,000	17,250	25,000	5,625	12,500	25,000
	Ponto 4	12,500	7,500	15,000	15,000	3,500	5,625
	Ponto 5	15,000	3,500	15,000	12,500	3,500	5,625
	Ponto 6	12,500	3,500	15,000	5,625	5,625	7,500
	Média por terço	10,417	9,438	20,000	7,708	8,313	15,625
	Desvio Padrão	5,287	5,267	5,000	4,904	5,027	9,396
	Média no implante	13,285			10,549		

A Figura 5.6 e a Tabela 5.2 mostram os resultados da análise pelo FringeCal da imagem do implante A e B. É possível observar que os valores de tensão são similares ao da análise anterior. Porém, ao se verificar o valor médio total, chega-se a uma conclusão diferente que é de que ambos os implantes oferecem praticamente a mesma tensão à boca do paciente no momento da fixação. Isto ocorreu porque a diferença de geometria dos implantes não gerou diferença significativa na tensão. A análise pelo programa possibilitou que todos os pixels da imagem fossem considerados no cálculo da tensão de cisalhamento máxima, o que certamente fornece um dado mais próximo da realidade e de forma mais rápida do que a análise anterior. Além disso, os mesmos resultados serão encontrados quando a análise for repetida, seja pelo mesmo operador ou por outro, algo muito importante a ser considerado em se tratando de experimentos científicos.

Contudo, a análise feita pelo FringeCal, neste exemplo, ficou sujeita a alguns fatores que levaram a um número relativamente elevado de pixels inconclusivos em

cada terço (16 a 24%), o que de certa forma põe em dúvida a correção do resultado. Isto ocorreu principalmente por dois fatores, são eles: o ruído oriundo da aquisição das imagens com pouca luz e a utilização de um polariscópio plano em detrimento de um circular. A máquina fotográfica digital utilizada não tem, principalmente, um sensor suficientemente grande para aquisição de imagens macro com pouca luz, o que aumentou o ruído da imagem, deixou-a relativamente escura e dificultou a obtenção de uma imagem em foco total. O ideal seria a utilização de uma câmera RGB, com sensor e lentes apropriados para imagens macro com pouca luz. Uma câmera RGB conduz a informação a um computador de cada componente em três fios separados e em geral conta com três sensores diferentes, um para cada componente da cor. Esta câmera é a mais adequada para aquisição fiel de imagens coloridas. Além disso, a utilização de um polariscópio circular eliminaria a influencia das franjas isoclínicas que, devido a utilização do polariscópio plano, acabaram por escurecer a imagem e reduzir a nitidez das franjas isocromáticas.

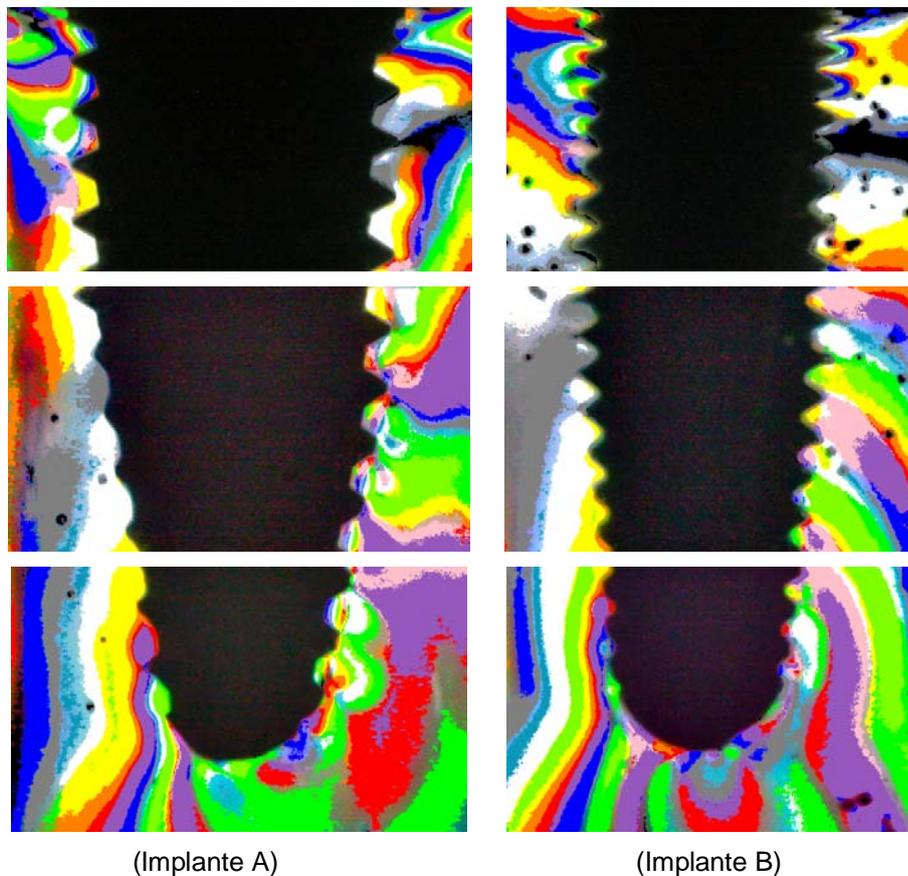


Figura 5.6. Imagens dos terços dos implantes após o processamento.

Tabela 5.2. Resultado da análise dos terços pelo FringeCal.

	Implante A			Implante B		
	Terço cervical	Terço médio	Terço apical	Terço cervical	Terço médio	Terço apical
Tensão de cisalhamento máxima média por terço (kPa)	11,598	7,920	14,271	7,889	11,309	14,633
Tensão de cisalhamento máxima média no implante (kPa)	11,263			11,277		
% pixels inconclusivos por terço	16	24	20	20	22	17

5.4. Relevância da constante de proporcionalidade e da geometria do corpo de prova

Nesta seção, o objetivo é o de mostrar através de uma análise de elementos finitos, sem relação com a análise de fotoelasticidade já executada, a influência da utilização de uma resina fotoelástica para análise de tensões enquanto a estrutura real é constituída de um material totalmente diferente como, por exemplo, de um tecido ósseo. Quando se fala na diferença de propriedades mecânicas entre uma resina e um osso, facilmente se cogitaria que a magnitude das tensões seria consideravelmente distinta visto que diferença entre o módulo de elasticidade de uma resina fotoelástica e de uma estrutura óssea é de quase 5 vezes. Verificar-se-á também a influência da geometria do corpo de prova em relação à geometria da estrutura real. Alguns trabalhos de fotoelasticidade simplificam a estrutura real para uma morfologia regular sem maiores complexidades como, por exemplo, na análise das tensões produzidas por um implante inserido em um corpo de prova prismático de resina, enquanto a estrutura real é a mandíbula de um indivíduo com toda a sua complexidade. Através da simulação numérica por elementos finitos será mostrado o impacto desta simplificação geométrica.

Na seção anterior utilizou-se uma constante de proporcionalidade igual a um na análise pelo FringeCal. O programa possui um campo no qual o usuário pode inserir esta constante, ajustando o valor da tensão de cisalhamento máxima média de modo a realizar a transição da resina fotoelástica para o material real. Conforme exposto na revisão bibliográfica, é sugerido que os valores de tensão encontrados no experimento com a resina fotoelástica serão diferentes daqueles que seriam

encontrados se o material real estivesse sob teste. Por outro lado, é afirmado que a variação da geometria da peça exerce influência nos padrões de tensão acumulada na peça muito mais significativamente do que a composição em si do material. Neste trabalho, a partir da simulação proposta na seção 4.3, verificou-se a importância de se considerar a referida constante de proporcionalidade em comparação com a geometria ou morfologia do corpo de prova.

Primeiramente, analisou-se o que ocorre quando se mantém a geometria constante e varia-se o material. A comparação das tensões entre a resina fotoelástica de uso geral e do osso cortical ambos na geometria quadrada sólida apresentou uma diferença média de $1,18 \pm 0,77\%$ na tensão de cisalhamento máxima, conforme mostra a Tabela 5.3. Por outro lado, a comparação das tensões entre a resina fotoelástica de uso geral e do osso cortical ambos na geometria quadrada com furo octogonal apresentou uma diferença média de $2,18 \pm 0,02\%$ na tensão de cisalhamento máxima, conforme mostra a Tabela 5.4. É possível observar nas Figuras 5.6 a 5.9 que a distribuição das franjas, assim como a magnitude da tensão, praticamente não variou na comparação de corpos de prova de mesma morfologia, porém com materiais diferentes. Pode-se dizer que a variação encontrada é desprezível para fins práticos.

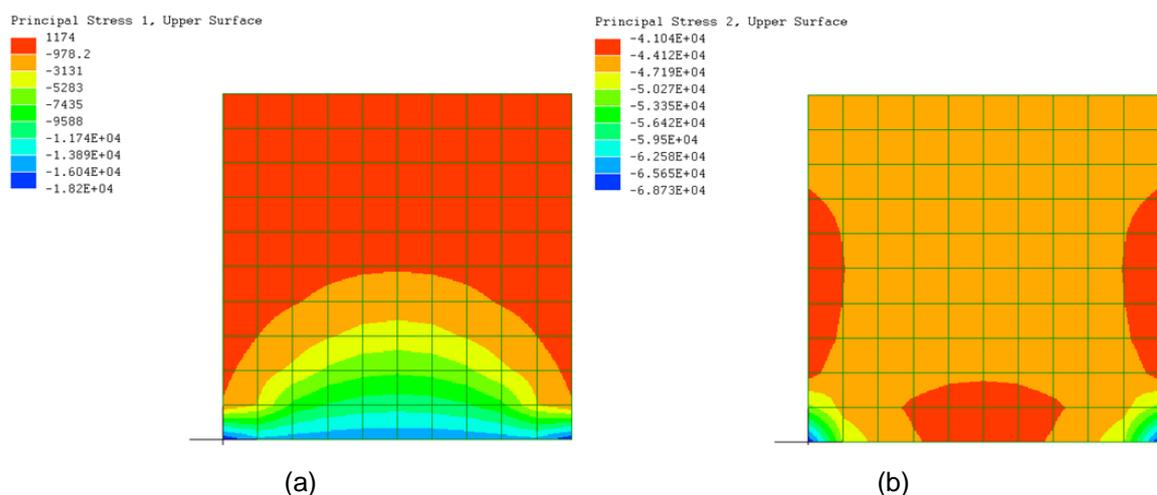


Figura 5.6. Tensão principal 1 e 2 para um sólido de seção quadrada constituído de resina fotoelástica de uso geral.

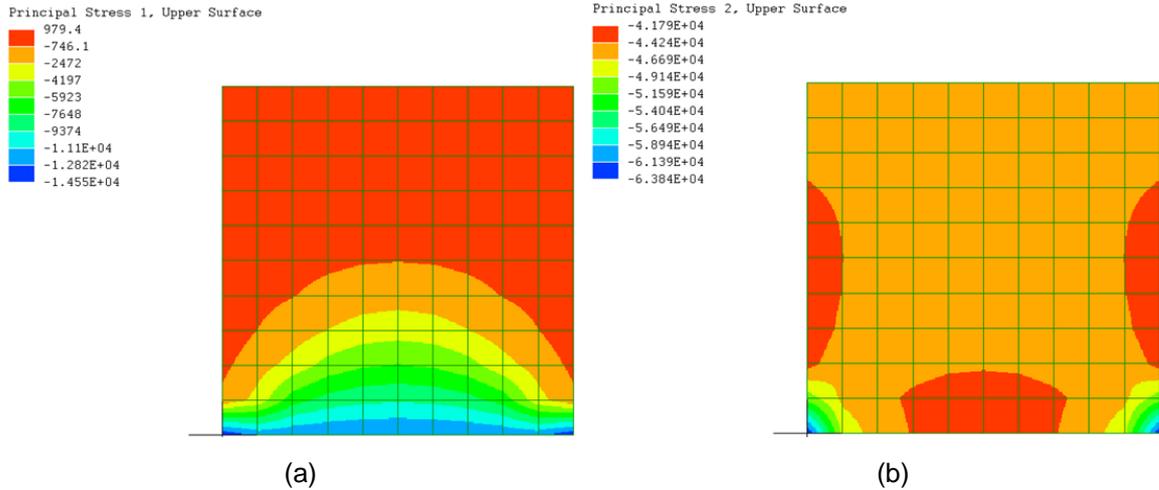


Figura 5.7. Tensão principal 1 e 2 para um sólido de seção quadrada constituído de osso cortical.

Tabela 5.3. Comparação das tensões entre a resina fotoelástica de uso geral e o osso cortical para uma geometria quadrada sólida.

Ponto de referência	Resina de uso geral – Quadrado sólido			Osso cortical – Quadrado sólido			Diferença de τ_{max2} para τ_{max1} [%]
	σ_1 [Pa]	σ_2 [Pa]	τ_{max1} [Pa]	σ_1 [Pa]	σ_2 [Pa]	τ_{max2} [Pa]	
1	1174	-41040	21107	979,4	-41790	21384,7	-1,32
2	-978,2	-44120	21570,9	-746,1	-44240	21746,95	-0,82
3	-3131	-47190	22029,5	-2472	-46690	22109	-0,36
4	-5283	-50270	22493,5	-4197	-49140	22471,5	0,10
5	-7435	-53350	22957,5	-5923	-51590	22833,5	0,54
6	-9588	-56420	23416	-7649	-54040	23195,5	0,94
7	-11740	-59500	23880	-9374	-56490	23558	1,35
8	-13890	-62580	24345	-11100	-58940	23920	1,75
9	-16040	-65650	24805	-12820	-61360	24270	2,16
10	-18200	-68730	25265	-14550	-63840	24645	2,45

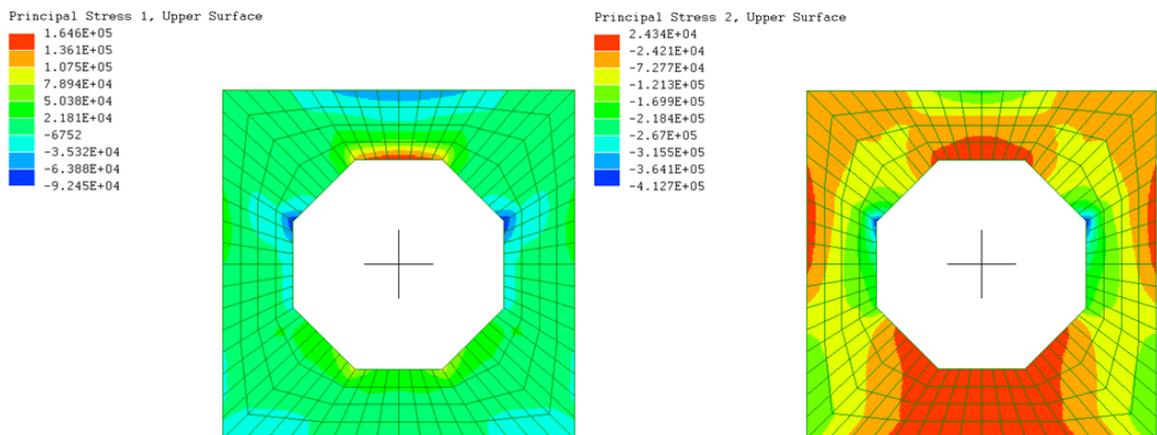


Figura 5.8. Tensão principal 1 e 2 para um sólido de seção quadrada com furo octogonal constituído de resina fotoelástica de uso geral.

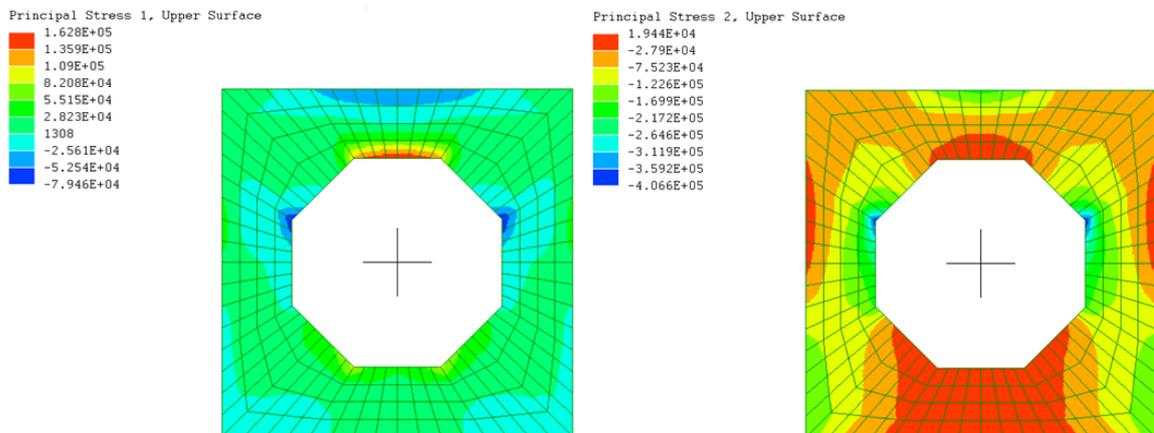


Figura 5.9. Tensão principal 1 e 2 para um sólido de seção quadrada com furo octogonal constituído de osso cortical.

Tabela 5.4. Comparação das tensões entre a resina fotoelástica de uso geral e o osso cortical para uma geometria quadrada com furo octogonal.

Ponto de referência	Resina de uso geral – Quadrado com furo octogonal			Osso cortical – Quadrado com furo octogonal			Diferença de τ_{max2} para τ_{max1} [%]
	σ_1 [Pa]	σ_2 [Pa]	τ_{max1} [Pa]	σ_1 [Pa]	σ_2 [Pa]	τ_{max2} [Pa]	
1	164600	24340	70130	162800	19440	71680	-2,21
2	136100	-24210	80155	135900	-27900	81900	-2,18
3	107500	-72770	90135	109000	-75230	92115	-2,20
4	78940	-121300	100120	82080	-122600	102340	-2,22
5	50380	-169900	110140	55150	-169900	112525	-2,17
6	21810	-218400	120105	28230	-217200	122715	-2,17
7	-6752	-267000	130124	1308	-264600	132954	-2,17
8	-35320	-315500	140090	-25610	-311900	143145	-2,18
9	-63880	-364100	150110	-52540	-359200	153330	-2,15
10	-92450	-412700	160125	-79460	-406600	163570	-2,15

A partir dos dados da primeira análise fez-se a comparação da variação da geometria, mantendo-se o material como constante. As Tabelas 5.5 e 5.6 mostram os resultados desta análise. A comparação das tensões entre a geometria quadrada sólida e a quadrada com furo octogonal, mantendo-se o material constante, resultou em uma variação de $391 \pm 101\%$ e $406 \pm 110\%$ para a resina de uso geral e para o osso cortical, respectivamente. Os dados levam a conclusão de que a geometria ou morfologia do corpo de prova exerce uma influência muito maior do que o material em si, considerando-se a análise em duas dimensões.

Tabela 5.5. Comparação das tensões entre a geometria quadrada sólida e a quadrada com furo octogonal para a resina fotoelástica de uso geral.

Ponto de referência	Resina de uso geral – Quadrado sólido			Resina de uso geral – Quadrado com furo octogonal			Diferença de τ_{max2} para τ_{max1} [%]
	σ_1 [Pa]	σ_2 [Pa]	τ_{max1} [Pa]	σ_1 [Pa]	σ_2 [Pa]	τ_{max2} [Pa]	
1	1174	-41040	21107	164600	24340	70130	-232,26
2	-978,2	-44120	21570,9	136100	-24210	80155	-271,59
3	-3131	-47190	22029,5	107500	-72770	90135	-309,16
4	-5283	-50270	22493,5	78940	-121300	100120	-345,11
5	-7435	-53350	22957,5	50380	-169900	110140	-379,76
6	-9588	-56420	23416	21810	-218400	120105	-412,92
7	-11740	-59500	23880	-6752	-267000	130124	-444,91
8	-13890	-62580	24345	-35320	-315500	140090	-475,44
9	-16040	-65650	24805	-63880	-364100	150110	-505,16
10	-18200	-68730	25265	-92450	-412700	160125	-533,78

Tabela 5.6. Comparação das tensões entre a geometria quadrada sólida e a quadrada com furo octogonal para o osso cortical.

Ponto de referência	Osso cortical – Quadrado sólido			Osso cortical – Quadrado com furo octogonal			Diferença de τ_{max2} para τ_{max1} [%]
	σ_1 [Pa]	σ_2 [Pa]	τ_{max1} [Pa]	σ_1 [Pa]	σ_2 [Pa]	τ_{max2} [Pa]	
1	979,4	-41790	21384,7	162800	19440	71680	-235,19
2	-746,1	-44240	21746,9	135900	-27900	81900	-276,60
3	-2472	-46690	22109	109000	-75230	92115	-316,64
4	-4197	-49140	22471,5	82080	-122600	102340	-355,42
5	-5923	-51590	22833,5	55150	-169900	112525	-392,81
6	-7649	-54040	23195,5	28230	-217200	122715	-429,05
7	-9374	-56490	23558	1308	-264600	132954	-464,37
8	-11100	-58940	23920	-25610	-311900	143145	-498,43
9	-12820	-61360	24270	-52540	-359200	153330	-531,77
10	-14550	-63840	24645	-79460	-406600	163570	-563,70

Todavia, não se pode afirmar que é possível desconsiderar o material nas análises de fotoelasticidade. As simulações consideraram tanto a resina de uso geral quanto o osso cortical como materiais isotrópicos, o que não é verdade especialmente para o osso cortical. Assim, mesmo que seja desenvolvido um modelo de resina na mesma geometria da estrutura real de osso cortical, a anisotropia do osso e a sua morfologia porosa não homogênea teriam influência significativa na magnitude das tensões, tornando o resultado do experimento diferente da realidade.

De todo modo, cabe salientar que o sucesso de um experimento fotoelástico passa pela fabricação do modelo em resina com geometria o mais próximo possível da situação real. Por exemplo, implantes dentários deveriam ser sempre analisados inseridos em corpos de resina com geometria representando os ossos maxilares e não em um simples cubo ou cilindro resinoso. Do contrário, os valores de tensão encontrados não podem ser considerados em termos absolutos, mas somente relativos.

6. CONCLUSÕES

- A utilização de um programa para análise de imagens de fotoelasticidade fornece dados que refletem melhor a realidade em comparação com outros métodos tradicionais de análise de imagens que dependem da habilidade visual do analista. A análise pixel a pixel possibilita obtenção de resultados mais completos relativos às tensões sofridas por corpos de prova submetidos a esforços mecânicos, conferindo, além disso, mais rapidez nas análises e melhor repetitividade e reprodutibilidade do experimento, o que é essencial em pesquisas científicas. A utilização do espaço de cor $L^*a^*b^*$ se mostrou adequada na determinação da diferença, mesmo que tênue, de cores entre pixels.
- A partir dos dados obtidos na simulação por elementos finitos na seção 5.4 pode-se afirmar que os corpos de prova em resina fotoelástica devem ser fabricados preferencialmente na mesma geometria da situação real, do contrário a tensão de cisalhamento máxima encontrada no experimento não pode ser considerada em termos absolutos, mas somente relativos. Ficou comprovado que a geometria e a morfologia do corpo de prova exercem grande influência na magnitude da tensão. A constante de proporcionalidade necessária para transição dos valores de tensão encontrados no modelo em resina para a estrutura real pode ser desconsiderada no experimento de fotoelasticidade quando ambos forem isotrópicos, homogêneos e que a forma do corpo de prova de resina seja a mesma da estrutura real.
- A utilização de uma máquina fotográfica digital comum, mesmo que seja do tipo *single lens reflex* e contenha uma lente macro, não é suficiente para aquisição totalmente satisfatória de imagens das franjas isocromáticas, principalmente em se tratando de fotos macro com pouca luz. O ideal é a

utilização de uma câmera RGB, com um sensor para cada componente da cor. Adicionalmente, o polariscópio circular é mais adequado para esta análise do que o polariscópio plano.

7. PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

- Aprimorar o algoritmo de reconhecimento de cores com a aplicação de filtros customizados e redes neurais.
- Produzir corpos de prova em resina fotoelástica com geometrias complexas utilizando-se moldes fabricados em impressoras 3D.
- Fazer a análise fotoelástica em corpos de prova sujeitos a cargas dinâmicas simulando com mais fidelidade a situação real.
- Utilizar um polariscópio circular ao invés de um polariscópio plano e utilizar uma câmera RGB para captura de imagens.
- Realizar um estudo comparativo dos resultados obtidos através da fotoelasticidade, elementos finitos e extensômetria.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AJOVALASIT, A.; Barone, S.; Petrucci, G. Towards RGB Photoelasticity: Full-field Automated Photoelasticity in White Light. **Experimental Mechanics**, p. 193-200, sep. 1995.

AJOVALASIT, A.; Petrucci, G.; Scafidi, M. RGB Photoelasticity Applied to the Analysis of Membrane Residual Stress in Glass. **Measurement Science and Technology**, v. 23, p. 1-8, dec. 2011.

AJOVALASIT, A.; Petrucci, G.; Scafidi, M. RGB Photoelasticity: Review and Improvements. **Strain**, v. 46, p. 137-147, 2010.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ASTM: D4093 – 95**: Standard Test Method for Photoelastic Measurements of Birefringence and Residual Strains in Transparent or Translucent Plastic Materials. West Conshohocken, 2010. 11 p.

BAKKE, M. Bite Force and Occlusion. **Seminars in Orthodontics**, v. 12, p. 120-126, jun. 2006.

BARBIERI, G.. **Análise Fotoelástica da Influência da Aplicação de Carga no Padrão de Distribuição de Tensões em Implantes Dentários**. Porto Alegre. 2013. 63p. Tese. Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Brasil.

BELL, S.; Nawrocki, H.; Morris, K. Forensic Discrimination of Glass Using Cathodoluminescence and CIE LAB Color Coordinates: A Feasibility Study. **Forensic Science International**, v. 189, p. 93-99, 2009.

BRAINARD, D. Color Appearance and Color Difference Specification. In: **The Science of Color**. Oxford, 2003, p. 191-216.

CHANG, C.; Lien, H.; Lin, J. Determination of reflection photoelasticity fringes analysis with digital image-discrete processing. **Measurement**, v. 41, p. 862-869, 2008.

CHEN, T. Digital Photoelasticity. **Photomechanics, Topics Appl. Phys.**, v. 77, p. 197-232, 2000.

ÇEHRELI, S.; Özçirpici, A.; Yilmaz, A. Tilted Orthodontic Micro Implants: a Photoelastic Stress Analysis. **European Journal of Orthodontics**, p. 1-5, jul. 2011.

DALLY, J.; Riley, W. Stress. In: **Experimental Stress Analysis**. New York, 1991, p. 1-27.

DOYLE, J. Experimental Methods. In: **Modern Experimental Stress Analysis**. Chichester, 2004, p. 83-169.

DOYLE, J.; Phillips, J. Photoelasticity. In: **Manual on Experimental Stress Analysis**. Bethel, 1989.

EFI. Delta E, Delta H, Delta T: What Does It Mean?. Disponível em: <http://w3.efi.com/en/services/fiery-wide-format-services/~media/Files/EFI/COM/Services/Delta%20E_H_T.pdf>. Acesso em: 09 junho 2013.

FORD, A.; Roberts, A. **Colour space conversions**. London: Westminster University, 1998.

FRANKOVSKÝ, P.; Ostertag, O.; Ostertagová, E. Automation of Experiments in Photoelasticity. **Procedia Engineering**, v. 48, p. 153-157, 2012.

GONZALEZ, R.; Woods, R. **Digital image processing**. 2^a ed. New Jersey: Prentice Hall, 2002. 822p.

GREWAL, G.; Dubey, V.; Claremont, D. Isochromatic Demodulation by Fringe Scanning. **Strain**, v. 42, p. 273-281, 2006.

GRIFFIN, L.; Sepehri, A. Performance of CIE94 for Nonreference Conditions. **Color Research and Application**, v. 27, p. 108-115, Apr. 2002.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **IEC: 61966-2-1**. Colour Measurement and Management in Multimedia Systems and Equipment. 1998.

JUNIOR, A.; Rocha, E.; Assunção, W.; Santos, P. Bioengenharia Aplicada à Odontologia: Método dos Elementos Finitos Versus Fotoelasticidade. **Implantnews**, v. 4, p. 377-382, 2007.

KASIMAYAN, T.; Ramesh, K. Whole Field Photoelastic Parameters Estimation Using Five-Step Method. In: **7th EUROMECH Solid Mechanics Conference**: 2009, Lisboa.

KHAN, A.; Wang, X. Photoelasticity. In: **Strain Measurements and Stress Analysis**. New Jersey, 2000, p. 94-148.

KONICA MINOLTA. **Precise Color Communication**: Color Control From Perception to Instrumentation. Osaka: Konica Minolta Sensing Inc., 2007.

KORIFI, R.; Dréau, Y.; Antinelli, J.; Valls, R.; Dupuy, N. CIEL*a*b* Color Space Predictive Models for Colorimetry Devices – Analysis of Perfume Quality. **Talanta**, v. 104, p. 58-66, 2013.

LARRAÍN, R.; Schaefer, D.; Reed, J. Use of Digital Images to Estimate CIE Color Coordinates of Beef. **Food Research International**, v. 41, p. 380–385, 2008.

LENCIONI, Karina. **Avaliação da Adaptação Marginal em Pilares Pré-fabricados e das Tensões Transmitidas a Implantes por Infra-estrutura Metálica em Viga I em Função da Inclinação dos Implantes Distais e do Número de Pilares**.

Ribeirão Preto. 2011. 139p. Dissertação. Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Brasil.

LUO, M. Applying Colour Science in Colour Design. **Optics & Laser Technology**, v. 38, p. 392-398, 2006.

MATHWORKS. Reducing Colors Using Color Approximation. Disponível em: <<http://www.mathworks.com/help/images/reducing-the-number-of-colors-in-an-image.html>>. Acesso em: 10 fevereiro 2013.

MURPHY, E. The Return of Photoelastic Stress Measurements: Utilizing Birefringence to Monitor Damage and Repair in Healable Materials. **Journal of Materials Chemistry**, v. 21, p. 1438-1446, 2011.

OLIVEIRA, Janisse. **Análise Fotoelástica de Tensões Transmitidas a Implantes Curtos**. Ribeirão Preto. 2011. 84p. Tese. Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Brasil.

ORAN, A.; Roth, V. Color Space Basics. **The Tech Review**, v. 4, p. 1-22, may 2012.

PANDEY, K.; Mishra, N.; Sharma, H. Enhanced of Color Matching Algorithm for Image Retrieval. **International Journal of Computer Science Issues**, v. 8, p. 529-532, may 2011.

PATTERSON, E. Digital Photoelasticity: Principles, Practice and Potential. **Strain**, v. 38, p. 27-39, 2002.

PASCALE, D. **A review of RGB color spaces. . . from xyY to R'G'B'**. Montreal: The Babel Color Company, 2003.

PESQUEIRA, A.; Goiato, M.; Santos, D.; Haddad, M.; Andreotti, A.; Moreno, A. Stress Analysis in Oral Obturator Prosthesis: Imaging Photoelastic. **Journal of Biomedical Optics**, v. 18, 2012.

PHILLIPS, J. Photoelasticity. In: **Experimental Stress Analysis**. Urbana-Champaign, 1998, p. 6-1 - 6-62.

PINTO, Humberto. **Análise da Distribuição das Tensões em Implantes Suporte de Prótese Total Fixa em Função do Número e Inclinação dos Implantes, Tipo de Liga, Presença ou Ausência de Cantilever e Forma da Secção Transversal da Infraestrutura**. Ribeirão Preto. 2011. 233p. Tese. Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Brasil.

POST, Daniel. Photoelasticity. **Experimental Mechanics**, v. 19, p. 176-192, may 1979.

QUIROGA, J.; Garcia-Botella, A.; Gomez-Pedrero J. Improved Method for Isochromatic Demodulation by RGB Calibration. **Applied Optics**, v. 41, p. 3461-3468, jun. 2002.

QUIROGA, J.; Servin, M.; Marroquin, J. Regularized Phase Tracking Technique for Demodulation of Isochromatics from a Single Tricolour Image. **Measurement Science and Technology**, v. 13, p. 132-140, dec. 2001.

RAMESH, K. **Digital Photoelasticity: Advanced Techniques and Applications**. 1^a ed. Berlin: Springer-Verlag, 2000. 410p.

RAMJI, M.; Ramesh, K. Whole Field Evaluation of Stress Components in Digital Photoelasticity — Issues, Implementation and Application. **Optics and Lasers in Engineering**, v. 46, p. 257-271, 2008.

ROSSI, F.; Zavanelli, A.; Zavanelli, R. Photoelastic Comparison of Single Tooth Implant-Abutment-Bone of Platform Switching vs Conventional Implant Designs. **The Journal of Contemporary Dental Practice**, v. 12, p. 124-130, 2011.

SIMON, B.; Ramesh, K. Colour Adaptation in Three Fringe Photoelasticity Using a Single Image. **Experimental Techniques**, p. 59-65, oct. 2011.

UTTER, B. Photoelastic Materials. In: **Experimental and Computational Techniques in Soft Condensed Matter Physics**. Cambridge, 2010, p. 230-245.

VISHAY PRECISION GROUP. Instruction Bulletin B-233-3. Disponível em: <http://www.vishaypg.com/docs/11233/11233_b2.pdf>. Acesso em: 31 de maio 2013.

VISHAY PRECISION GROUP. Instruction Bulletin B-234-3. Disponível em: <http://www.vishaypg.com/docs/11234/11234_b2.pdf>. Acesso em: 31 de maio 2013.

VISHAY PRECISION GROUP. Tech Note TN-702. Disponível em: <http://www.intertechnology.com/Vishay/pdfs/Application_Notes/TN-702-2.pdf>. Acesso em: 30 de junho 2013.

ZHANG, M.; Chen, F.; Chen, Y.; Wu, S.; Lv, X.; Zhao, R. Photoelastic Analysis of the Effects of Tooth Position on Apical Stress. **Experimental Mechanics**, v. 51, p. 1135-1142, 2011.

ZHANG, Y.; Huang, M.; Liang, H.; Lao, F. Branch Cutting Algorithm for Unwrapping Photoelastic Phase Map with Isotropic Point. **Optics and Lasers in Engineering**, v. 50, p. 619-631, 2012.