UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS

WESLEY PECORARO

**Método baseado em técnicas de processamento de imagens para
calibração de feixe laser utilizado em aplicações dermatológicas**

SÃO CARLOS

2014

WESLEY PECORARO

Método baseado em técnicas de processamento de imagens para calibração de feixe laser utilizado em aplicações dermatológicas

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências, Programa de Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Processamento de Sinais e Instrumentação.

Orientador: Prof. Dr. Evandro Luis Linhari Rodrigues

São Carlos

2014

Trata-se da versão corrigida da dissertação. A versão original se encontra disponível na EESC/USP que aloja o Programa de Pós-Graduação de Engenharia Elétrica.

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

P369m Pecoraro, Wesley
Método baseado em técnicas de processamento de
imagens para calibração de feixe laser utilizado em
aplicações dermatológicas / Wesley Pecoraro;
orientador Evandro Luis Linhari Rodrigues . São Carlos,
2014.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica e Área de Concentração em
Processamento de Sinais e Instrumentação -- Escola de
Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo,
2014.

1. Processamento de imagem. 2. Calibração de laser
dermatológico. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Bacharel **WESLEY PECORARO**.

Título da dissertação: "Método baseado em técnicas de processamento de imagens para calibração de feixe laser utilizado em aplicações dermatológicas".

Data da defesa: 29/04/2014

Comissão Julgadora:

Resultado:

Prof. Associado **Evandro Luis Linhari Rodrigues**
(Orientador)
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

Aprovado.

Prof. Titular **Luís Gustavo Marcassa**
(Instituto de Física de São Carlos/IFSC)

Aprovado

Prof. Dr. **Jean-Jacques Georges Soares de Groote**
(Faculdades COC)

Aprovado

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e
Presidente da Comissão de Pós-Graduação:
Prof. Titular **Denis Vinicius Coury**

Dedico este trabalho aos meus pais Aparecido e Conceição pela educação e incentivo durante a minha formação assim como ao meu irmão Danilo. Dedico também ao grande amor da minha vida Aline, pela ajuda, compreensão e apoio ao longo desse trabalho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por me dar força, saúde e sabedoria durante meus estudos, pois sem ele seria impossível realizar este trabalho.

Ao empresário André Tanaka e aos funcionários Antônio B. e Daniela M. da empresa INDUSTRA Technologies pela grande oportunidade que me ofereceu no tema do projeto, bem como os ensaios realizados durante o desenvolvimento da pesquisa.

À CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, pelo auxílio financeiro concedido durante um semestre da realização deste trabalho

À profa. Dra. Luiza Maria Romeiro Coda pela oportunidade e pelo apoio incondicional durante todo o projeto.

Agradeço também ao Prof. Dr. Jean Jacques De Groote, pelo auxílio nas questões envolvendo PDI e por participar e colaborar na banca da defesa.

Agradeço também ao meu orientador, Prof. Dr. Evandro Luís Linhari Rodrigues pela oportunidade do meu crescimento acadêmico.

Agradeço também aos integrantes da banca de qualificação (Prof. Dr. Marcelo Andrade da Costa Vieira e Prof. Dr. Luis Gustavo Marcassa) que tem me ajudado nas sugestões de correções do trabalho.

Ao Prof. Dr. Emerson Carlos Pedrino da UFSCar pela ajuda nas técnicas envolvendo PDI e por todo apoio durante a fase decisiva do projeto.

Ao Prof. Dr. Lúcio André Castro Jorge pelo apoio e sugestões na área de PDI.

À Profa. Dra. Maria Stela pelo apoio e sugestões na área de PDI.

À Profa. Dra. Márcia pelas sugestões e incentivo na etapa final do projeto.

Aos funcionários da USP que sempre estiveram dispostos a me ajudar na hora em que mais necessitei em especial a Jussara Ramos Zoia, Marisa Helena e Leonardo E. S. Oliveira.

Aos professores que ministraram minhas disciplinas, Profs. Drs.: Ivan Nunes da Silva, Adilson Gonzaga e Marcelo Andrade da Costa Vieira.

A todos os professores do departamento de física em especial os Profs. Drs. Cleber R. Mendonça, Lino Misoguti e Sérgio Zilio que tem me ajudado nas questões físicas e teóricas do assunto.

Agradeço também aos meus pais e meu irmão, pois sempre que precisei de algo seja tanto financeiro quanto motivacional estavam sempre aptos a me ajudar. Agradeço também minhas avós pelo apoio durante minha caminhada.

Em especial agradeço minha namorada Aline que teve muita paciência e ao mesmo tempo compreensão por eu ficar ausente durante minha caminhada do curso. Sempre esteve ao meu lado ajudando nas correções ortográficas do projeto, bem como levantando minha auto-estima nos momentos de fraqueza.

Agradeço também por essa conquista ao meu amigo Diego Rafael Moraes, por me ajudar com o projeto, pelos estudos realizados em todas as matérias, pelos momentos de alegrias e tristezas e, principalmente, pela amizade verdadeira.

RESUMO

PECORARO, W. **Método baseado em técnicas de processamento de imagens para calibração de feixe laser utilizado em aplicações dermatológicas.** 2014. 134 f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014.

A distribuição da energia espacial do feixe de laser é de grande importância para a eficiência em tratamentos dermatológicos. Os métodos existentes para a calibração do feixe podem ser realizados por meio de equipamentos óticos ou por materiais fotossensíveis. Este trabalho apresenta uma metodologia que pode ser descrita por quatro fases. Na primeira, foi obtido o polímero poliacetal, material que foi responsável por registrar o perfil transversal do feixe de laser (Nd:YAG 1064 nm). Na segunda fase os valores referenciais dos parâmetros do feixe foram extraídos por meio do método *knife edge*. Posteriormente, as técnicas de processamento de imagem foram aplicadas sendo responsáveis pela extração de características do feixe registradas no polímero. Como resultados, determinaram-se os seguintes parâmetros: área do feixe, circularidade, perfil da borda, assinatura, diâmetros, divergência e cintura do feixe. Na última fase o feixe foi classificado em calibrado e descalibrado por meio da Rede Neural Artificial (RNA) *Multilayer Perceptron* (MLP), que apresentou 88,5% de taxa de acertos. Outro parâmetro utilizado para a calibração foi a circularidade, onde adotou-se o valor limiar de 0,85 para decisão entre feixes calibrados e feixes descalibrados. Frente aos resultados obtidos, considera-se bem sucedida a proposta para a inspeção de qualidade de feixe laser para aplicação dermatológica, apresentando-se como um método de calibração alternativo com maior precisão quando comparado a análises por meio da visualização humana.

Palavras chave: processamento de imagem, calibração de laser dermatológico.

ABSTRACT

PECORARO, W. **Method based on techniques of image processing for calibration laser beam in dermatological applications.** 2014. 134 f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014.

The spatial distribution of laser beam energy is of great importance to the efficiency of dermatologic treatments. The existing methods beam calibration can be performed with optical equipment or photosensitive materials. This paper presents a methodology which can be described by four phases. At first it was obtained polyacetal polymer, a material that was responsible for registering the transverse profile of the laser beam (Nd:YAG 1064 nm). In the second phase, the reference values of the beam parameters were extracted using the knife edge method. Subsequently, the image processing techniques were applied being responsible for extracting features of the beam recorded in the polymer. As a result, we determined the following parameters: beam area, circularity, the edge profile, signature, diameter, divergence and beam waist. In the last phase the beam was classified calibrated and uncalibrated with Artificial Neural Network (ANN) Multilayer Perceptron (MLP), which showed 88.5 % hit ratio. Another parameter used for calibration was the circularity, where we adopted the threshold value of 0.85 for decision between calibrated and uncalibrated beams. Given our results, it is considered a successful proposal for the quality inspection of laser beam for dermatological application, presenting itself as an alternative method of calibration with greater precision when compared to analyzes by human viewing.

Keywords: image processing, calibration of laser dermatology.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Interação do laser na pele.	35
Figura 2.2 – Coeficientes de absorção para diferentes cromóforos em função do comprimento de onda. Adaptado.	36
Figura 2.3 – Espectro eletromagnético de radiação.	38
Figura 2.4 – Em (a) Flat top (Ideal) no plano e seu respectivo perfil em 3D (b); em (c) Gaussiana (Modo fundamental TEM_{00}), e em (d) sua representação em 3D.	40
Figura 2.5 – Modos de propagação em 2D de um <i>spot</i> circular.	41
Figura 2.6 – Modos de propagação em 3D de um <i>spot</i> circular.	42
Figura 2.7 – Distribuição da intensidade de um feixe Gaussiano com a utilização de lente. $W(z)$: largura do feixe gaussiano como função da distância axial z ; W_0 : cintura do feixe; ZR : distância Rayleigh; θ : divergência do feixe.	44
Figura 2.8 – Perfil transversal da amplitude da intensidade energética (normalizada) de um feixe gaussiano, em função do deslocamento.	45
Figura 2.9 – (a) Burn Paper; (b) Reflected Laser Beam; (c) Acrylic Burn.	50
Figura 2.10 – (a) Demonstração do perfil em função da voltagem; (b) Diâmetro do feixe em função da voltagem.	52
Figura 2.11 – Para o Laser 1 e Laser 2 os modos representados na parte superior são provenientes da queima no papel, abaixo estão seus respectivos modos após identificação e comparação com modos existentes na literatura.	53
Figura 2.12 – Modo TEM_{31} aplicado na superfície dental por meio do laser 3.	53
Figura 2.13 – Demonstra os parâmetros utilizados para análise da qualidade.	55
Figura 2.14 – Amostra irradiada com o feixe de CO_2 e as anotações referentes aos parâmetros de energia e tempo.	56
Figura 2.15 – Acima o diagrama esquemático do protótipo e abaixo a foto da montagem.	57
Figura 2.16 – Diagrama esquemático da técnica <i>knife edge</i>	58
Figura 2.17 – Curva integral referente aos dados coletados por meio do detector.	59
Figura 2.18 – Curva da derivada da função integral.	59
Figura 3.1 – Imagens dos materiais testados com o feixe laser.	63
Figura 3.2 – Montagem da aplicação do método: (a) aplicação no POM e (b) aplicação no papel fotossensível.	64
Figura 3.3 – Montagem da técnica <i>knife edge</i>	67
Figura 3.4 – Amostra inteira do POM após a realização de disparos.	69
Figura 3.5 – montagem do protótipo para aquisição das imagens.	70
Figura 3.6 – Imagem original dos feixes: (a) papel e (b) POM.	71
Figura 3.7 – Fluxograma referente ao processo de separação dos dados do banco de imagem.	72
Figura 3.8 – Imagens após pré-processamento. Em (a) feixe calibrado no POM; (b) feixe calibrado no papel; (c) feixe descalibrado no POM; (d) feixe descalibrado no papel.	73
Figura 3.9 – Histograma imagem original do POM. Em (a) feixe calibrado; (b) feixe descalibrado.	74

Figura 3.10 – Aplicação da entropia no POM. Em (a) feixe calibrado; (b) feixe descalibrado.....	74
Figura 3.11 – Limiar de corte realizado nas imagens do POM. (a) feixe calibrado; (b) feixe descalibrado.	75
Figura 3.12 – Limiar de corte realizado nas imagens do papel. Em (a) feixe calibrado; (b) feixe descalibrado.	75
Figura 3.13 – Processo de binarização. Em (a) calibrado no POM; (b) calibrado no papel; (c) descalibrado no POM; (d) descalibrado no papel.	76
Figura 3.14 – Aplicação da técnica <i>flood</i> . Em (a) calibrado no POM; (b) calibrado no papel; (c) descalibrado no POM; (d) descalibrado no papel.	76
Figura 3.15 – Região segmentada do feixe em relação a imagem original. Em (a) calibrado no POM; (b) calibrado no papel; (c) descalibrado no POM; (d) descalibrado no papel.	77
Figura 3.16 – curva integral obtida por meio do detector.	78
Figura 3.17 – Curva derivada referente a curva integral de intensidade.	79
Figura 3.18 – Determinação do diâmetro pelo método FWHM.....	80
Figura 3.19 – Diâmetro ($2 \times \text{raio}$) do feixe. Em (a) eixo X calibrado no POM; (b) eixo X calibrado no papel; (c) eixo Y calibrado no POM; (d) eixo Y calibrado no papel; (e) eixo X descalibrado no POM; (f) eixo X descalibrado no papel; (g) eixo Y descalibrado no POM; (h) eixo Y descalibrado no papel.	81
Figura 3.20 – Circularidade: comparação da área do feixe em relação a circunferência ideal. Em (a) calibrado no POM; (b) calibrado no papel; (c) descalibrado no POM; (d) Comparação descalibrado.	83
Figura 3.21 – Perfil da borda dos feixes. Em (a) calibrado no POM; (b) calibrado no papel; (c) descalibrado no POM; (d) descalibrado no papel.	85
Figura 3.22 – Diferença na borda do feixe em relação ao ideal. Em (a) calibrado no POM; (b) calibrado no; (c) descalibrado no POM; (d) descalibrado no papel.	86
Figura 3.23 – Escala utilizada como referência para a realização da conversão de unidades.	86
Figura 3.24 – Arquitetura da RNA.	89
Figura 4.1 - Divergência referencial calibrado.....	94
Figura 4.2 - Divergência referencial descalibrado.....	95
Figura 4.3 - Divergência no POM calibrado.	97
Figura 4.4 - Divergência no POM descalibrado.	98
Figura 4.5 - Divergência papel calibrado.....	99
Figura 4.6 - Divergência papel calibrado.....	99
Figura 0.1 - (a) Imagem do “Feixe 1” calibrado no POM adquirido por meio do microscópio confocal; (b) perfil do “Feixe 1” calibrado no eixo X; (c) perfil do “Feixe 1” calibrado no eixo Y.	124
Figura 0.2 - (a) Imagem do “Feixe 1” no papel adquirido por meio do microscópio confocal; (b) perfil do “Feixe 1” no eixo Y.....	125
Figura 0.3 - (a) Imagem do perfil transversal no eixo X do “Feixe 1” calibrado no POM adquirido por meio do perfilômetro; (b) perfil transversal no eixo X após interpolação; (c) imagem do perfil transversal no eixo Y do “Feixe 1” calibrado no POM adquirido por meio do perfilômetro; (d) perfil transversal no eixo Y após interpolação.....	127

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Valores dos diâmetros referenciais.....	93
Tabela 4.2 - Valores dos parâmetros referenciais	96
Tabela 4.3 - Valores dos diâmetros do POM	97
Tabela 4.4 - Valores dos parâmetros do POM.....	98
Tabela 4.5 - Valores dos diâmetros do papel	99
Tabela 4.6 - Valores dos parâmetros do papel.....	100
Tabela 4.7 - taxa de acertos para a configuração (8-5-1).....	103
Tabela 4.8 - taxa de acertos para a configuração (8-10-1).....	103
Tabela 4.9 - taxa de acertos para a configuração (8-15-1).....	104
Tabela 4.10 - Melhor topologia dentre as três para o conjunto de validação igual a 10%	104
Tabela 4.11 - taxa de acertos para a configuração (8-5-1).....	105
Tabela 4.12 - taxa de acertos para a configuração (8-10-1).....	105
Tabela 4.13 - taxa de acertos para a configuração (8-15-1).....	106
Tabela 4.14 - Melhor topologia dentre as três para o conjunto de validação igual a 15%	106
Tabela 4.15 - taxa de acertos para a configuração (8-5-1).....	107
Tabela 4.16 - taxa de acertos para a configuração (8-10-1).....	107
Tabela 4.17 - taxa de acertos para a configuração (8-15-1).....	108
Tabela 4.18 - Melhor topologia dentre as três para o conjunto de validação igual a 20%	108
Tabela 4.19 - Melhor topologia dentre todas as candidatas	109
Tabela 0.1 - Dados do microscópio e do perfilômetro	127
Tabela 0.2 - Resultados dos parâmetros dos feixes.....	128
Tabela B1 - Resultados calibrados POM	131
Tabela B2 - Resultados descacalibrados POM	132
Tabela B3 - Resultados calibrados papel	133
Tabela B4 - Resultados descalibrados papel.....	134

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
CCD	Charge Coupled Device
POM	Poliacetal
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
CO ₂	Carbon dioxide
Nd:YAG	Neodymium doped Yttrium Aluminium Garnet
MATLAB	Matrix Element
<i>Pixel</i>	Picture element
TEM	Transversal Electromagnetic Mode
PDI	Processamento Digital de Imagem
MLP	Multi Layer Perceptron
RNA	Redes Neurais Artificiais
MASER	Microwave Amplification for Stimulated Emission Radiation
NIR	Near Infra Red
MIR	Mid Infra Red
FIR	Far Infra Red
FWHM	Full Width at Half the Maximum
U.H.M.W	Ultra High Molecular Weight
PVC	Cloreto de Polivinila
DVD	Digital Versatile Disc
EVA	Etil Vinil Acetato
TNT	Tecido Não Tecido
LED	Light Emitting Diode
EQM	Erro Quadrático Médio
Desv PAD	Desvio Padrão
Dist Eucl	Distância Euclidiana
CV	Coeficiente de Variação

LISTA DE SÍMBOLOS

p	número de anéis
l	número de ângulos
I_{pl}	polinômio de Laguerre
z	eixo de propagação do feixe
$W(z)$	diâmetro do feixe
W_0	diâmetro da cintura
θ	divergência do feixe
Z_R	distância Rayleigh
M^2	fator de qualidade
D86	comprimento da base da gaussiana
λ	comprimento de onda do laser
θ	ângulo de abertura do feixe
C_c	circularidade da circunferência
A_c	área da circunferência
P	perímetro da circunferência
C_{img}	circularidade da imagem
A_i	área da imagem
Per	perímetro da imagem
D1 e D2	diâmetros do feixe
θ_1 e θ_r	ângulos que determinam a curva gaussiana
S	assimetria
J/cm ²	fluência

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	25
1.1 Objetivos do Trabalho	28
1.2 Motivação do Trabalho	29
1.3 Organização do Trabalho	30
1.4 Publicações	31
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	33
2.1 Laser na dermatologia	34
2.2 Características do laser	39
2.1 Modo espacial do feixe	39
2.2 Caracterização do feixe de laser	43
2.2.1 Diâmetro do feixe (<i>spot size</i>)	45
2.2.2 Cintura do feixe	46
2.2.3 Distância de Rayleigh	47
2.2.4 Divergência	47
2.2.5 Circularidade	48
2.2.6 Fator de qualidade $M2$	49
2.3 Técnicas para caracterização do feixe	50
2.3.1 Queima de papel	50
2.3.2 Queima de acrílico	54
2.3.3 Equipamentos ópticos	56
2.3.4 Técnica borda da lâmina (<i>knife edge</i>)	57
3. MATERIAIS E MÉTODOS	61
3.1 Testes dos materiais	62
3.2 Registro do feixe	64
3.3 Aquisição dos valores referenciais (<i>knife edge</i>)	66

3.4	Aquisição de imagem	68
3.5	Pré-processamento	72
3.6	Segmentação.....	73
3.7	Extração de características	77
3.7.1	Diâmetro do feixe	77
3.7.2	Divergência	81
3.7.3	Cintura do feixe	82
3.7.4	Circularidade	82
3.7.5	Perfil do feixe	83
3.7.6	Diferença na borda do feixe	86
3.7.7	Conversões de unidade	86
3.8	Calibração do feixe	87
3.1	Considerações finais	92
4.	RESULTADOS E DISCUSSÕES	93
4.1	Valores referenciais	93
4.2	Processamento de imagem	96
4.3	Calibração do feixe	101
5.	CONCLUSÕES	111
5.1	Trabalhos futuros	113
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	115
	APÊNDICE A – TÉCNICAS E RESULTADOS INICIAIS RELACIONADAS A AQUISIÇÃO DE PADRÕES E COMPROVAÇÃO DAS TÉCNICAS PDI.....	123
	APÊNDICE B – TABELAS REFERENTES AS MÉTRICAS CALCULADAS POR MEIO DE PROCESSAMENTO DE IMAGEM.....	131

1. INTRODUÇÃO

A primeira utilização do LASER (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*) na dermatologia ocorreu no ano de 1963 pelo Dr. Leon Goldman, três anos após sua criação. O mesmo era composto de rubi e tratava doenças cutâneas. No ano de 1964, Kunmar Pate utilizou o laser de CO₂ em cortes cirúrgicos. Já no ano de 1987 o Dr. Steven Trukel realizou a primeira cirurgia oftalmológica. Em 1998, Carlos Bonné desenvolveu dispositivos que permitiram utilizar o feixe laser de diodo sem agressão à epiderme, possibilitando tratar problemas relacionados a varizes. Tanzi (2003).

Apesar do sucesso nos últimos trinta anos nas terapias baseadas em laser, percebe-se a baixa utilização relacionada a estética, sendo normalmente aplicados em cirurgias e tratamento de doenças. Porém, nesta última década a procura por tratamentos dermatológicos por meio de equipamentos baseados em laser tem aumentado significativamente. Isso se deve ao fato de que alguns tratamentos convencionais normalmente serem dolorosos, ineficazes, ou muitas vezes deixarem sequelas irreversíveis à pele. Osório (2002).

Os tratamentos a laser são considerados eficazes, pois agem diretamente na região a ser tratada estimulando os cromóforos alvo (hemoglobina, água, melanina etc.). Quando estimulados por radiação os cromóforos absorvem o fóton do comprimento de onda específico emitido pelo laser. As moléculas biológicas (membrana celular, citoplasma entre outras) produzem um aumento em seu estado energético podendo ocorrer a proliferação, diferenciação ou sínteses de proteínas. Esse efeito químico é conhecido como fototerapia. Após esse fenômeno pode-se produzir o colágeno, crescimento de feridas, clareamento de manchas, crescimento capilar entre outros. Por estes motivos a terapia a laser é considerada também um tratamento não invasivo e de rápida recuperação. Carroll (2006).

A sua ação terapêutica em contato com a pele é determinada basicamente por dois fatores: Interação entre os tecidos (alvos atingidos) e a emissão de luz, sendo este último o foco do trabalho.

De acordo com Ion (2005); Carroll (2006) e Kamisky (2009) quanto mais uniforme (*flat top*) ocorrer a distribuição da energia do feixe em determinado diâmetro (*spot*), maior será a eficácia no tratamento, pois preserva as células vizinhas do calor provocado pelo pulso. Caso ocorra um acréscimo na concentração

da energia em um pequeno ponto do *spot*, sua irradiância (W/cm^2) e fluência (J/cm^2) são aumentadas podendo ocasionar a carbonização do tecido.

Grossi (2009) e Carroll (2006) relatam que em tratamentos dermatológicos há pelo menos três fatores que estão envolvidos com os problemas ocasionados na pele do paciente devido ao uso do aparelho laser.

Para o primeiro o tratamento pode não ser eficaz. Já o segundo esta relacionada a erro operacional nos procedimentos, pois dependendo do tempo e energia em que o tecido for submetido a radiação pode ocorrer a carbonização do mesmo. Por último, a má distribuição espacial da energia do feixe pode acarretar tanto danos térmicos ao tecido, bem como resultados ineficazes.

Considerando a importância dessa aplicação na dermatologia, Patriota (2007) e Osório (2002) afirmam que existem quatro propriedades importantes da luz laser que merecem atenção. A primeira é a alta potência, regulada pelo médico dependendo do tipo de pele e aplicação. A segunda característica é possuir um único comprimento de onda (monocromática). A terceira é a coerência, na qual permite que a propagação da luz esteja em fase (forma periódica e ordenada). Por último, a propriedade de colimação possibilita que a emissão da luz seja propagada no espaço de forma estreita e paralela.

A coerência e a colimação do feixe devem estar o mais “calibrado” possível permitindo que haja a menor divergência em sua propagação. Para sua calibração existem dois métodos: a técnica de forma direta (aparelhos óticos) e a técnica de forma indireta (materiais fotossensíveis).

Referente à primeira Roundy (2010) demonstra um sistema comercial conhecido como *Laser Beam Profile*, no qual um sensor (*Charge Coupled Device*) (CCD) capta o feixe emitido determinando seus parâmetros em tempo real por meio da intensidade dos *pixels*.

Segundo Araujo et al. (2009) outra técnica também utilizada é a *knife edge* (borda da lâmina). Uma lâmina opaca é fixada a uma mesa deslocadora. Atás da lâmina coloca-se um detector de energia para capturar a energia transmitida. Em seguida, realizam-se deslocamentos transversais ao eixo de propagação do feixe e a energia capturada é registrada em função do deslocamento. Após estes procedimentos determina-se o perfil transversal gaussiano do feixe.

Para a segunda, existem métodos que utilizam materiais fotossensíveis capazes de gravar informações quando estimulado por uma fonte de calor,

permitindo a caracterização do feixe, porém com algumas restrições. Não informam com clareza o perfil transversal e longitudinal, não são aplicáveis para qualquer comprimento de onda e na maioria dos casos a inspeção de qualidade é realizada de forma visual pelo especialista.

Para medir a qualidade (M^2) do feixe existem duas maneiras distintas. A primeira é por meio da energia na qual depende da potência, tempo de pulso, etc. No entanto, para a segunda, a forma geométrica é considerada, exigindo a determinação de alguns parâmetros.

Considerando tais referências tem-se como objetivo caracterizar o feixe de laser *Neodymium doped Yttrium Aluminium Garnet* (Nd:YAG – 1064 nm). Esse tipo de laser é muito utilizado no tratamento de lesões vasculares, como por exemplo, estrias, varizes, mancha do vinho do porto entre outras.

Em princípio, foram investigados materiais comerciais que permitam registrar e caracterizar a forma geométrica do feixe. Isso se fez necessário, pois durante o processo de calibração realizado por meio da queima do papel, há grande dificuldade na questão relacionada a energia do equipamento laser. Quando utilizados valores de energia acima do valor mínimo ($20\text{J}/\text{cm}^2$) do equipamento, bem como uma distância muito próxima a saída do laser, o papel se torna ineficiente para a caracterização desse tipo de laser, pois o mesmo sofre carbonização. Após determinado o material responsável pelo registro do feixe, buscou-se de uma ferramenta alternativa para auxiliar os profissionais na calibração por meio da utilização de técnicas de Processamento Digital de Imagem (PDI) através da plataforma Matrix Laboratory (MATLAB 2010a).

Segundo a norma *International Organization for Standardization* (ISO 11146) o processo de medição da qualidade do feixe não é trivial, pois é necessário determinar os raios em diferentes posições no espaço com o intuito de adquirir a sua cintura, requerendo o uso de aparelhos óticos para este fim. Além disso, esse parâmetro se refere a análise do foco do feixe, não possuindo relevância nas aplicações dermatológicas. Lembrando que a distribuição espacial da energia e a colimação são as características de maior importância para esse tipo de tratamento.

Em contrapartida, como alternativa para a determinação deste fator e das demais propriedades pode-se calcular por meio do modo Transversal de Propagação Eletromagnético (TEM_{pl}) apresentado por SIEGMAN (1986).

Para isso, deve-se primeiramente adquirir o perfil transversal do feixe, permitindo extrair os parâmetros necessários para a sua caracterização.

Essas metodologias serão responsáveis pela extração de características dos parâmetros relacionados ao feixe, estabelecendo por fim uma maior subjetividade nos dados, maior exatidão e agilidade nas análises quando comparadas à inspeção por meio da visualização humana.

1.1 Objetivos do Trabalho

Este trabalho tem como objetivo utilizar técnicas de processamento de imagens para calibração de feixe laser em aplicações dermatológicas. Isso é justificável, pois devido à sensibilidade do equipamento, instabilidades provocadas na estrutura da cavidade do laser e perturbações decorridas nas operações de manuseio pelos médicos podem ocasionar a descalibração do mesmo. Por isso, deve-se periodicamente realizar a calibração evitando avarias e resultados ineficazes durante o tratamento.

Tendo em vista métodos clássicos para a calibração de feixes laser, tomou-se como base técnicas que caracterizam a forma geométrica através do registro em materiais fotossensíveis.

O trabalho foi dividido em quatro etapas, na primeira o objetivo é investigar materiais que possam caracterizar de maneira semelhante e/ou mais eficaz que o papel fotossensível o perfil transversal do feixe de laser Nd:YAG com comprimento de onda igual a 1064 nm. Nessa etapa, os testes foram inteiramente realizados com a utilização de um equipamento comercial nas dependências da empresa INDUSTRA Technologies LTDA situada na cidade de São Carlos, estado de São Paulo.

A segunda parte do trabalho tem como objetivo desenvolver e/ou utilizar algoritmos por meio de técnicas de PDI com a utilização da plataforma MATLAB R2010a, tendo como propósito extrair características referentes ao diâmetro do feixe, ângulo de divergência e estimativa da cintura do feixe dos materiais utilizados para este fim.

A terceira parte do trabalho tem como objetivo utilizar o método *knife edge* (“borda da lâmina”) que será responsável pelas medições dos parâmetros relacionados ao diâmetro, divergência e cintura do feixe. Estes serão considerados como valores referenciais, permitindo a comparação e verificação entre as medidas extraídas na segunda etapa por meio das técnicas de PDI.

Por fim, deve-se classificar o feixe laser em duas classes (calibrado e descalibrado) por meio da utilização de redes neurais artificiais.

1.2 Motivação do Trabalho

Este trabalho foi motivado devido à crescente procura de pessoas por tratamentos dermatológicos baseados a equipamentos a laser. Isso tem ocorrido devido aos resultados serem satisfatórios e principalmente pelo método não ser invasivo.

Um dos parâmetros de extrema importância para a eficácia do tratamento dermatológico é a calibração do feixe de laser. Isso se deve, pois o conceito da fototermólise seletiva descrita por Anderson (1983) tem por objetivo isolar um local específico do tecido durante a aplicação evitando que as células vizinhas sejam expostas a radiação do laser.

Nas aplicações dermatológicas a ponteira do laser em relação ao tecido do paciente deve permanecer de forma perpendicular bem como a distância mais próxima possível da saída da luz. Isso garante que a radiação ocorrida durante o pulso seja totalmente entregue ao tecido, tornando o tratamento mais eficaz sem perdas significativas de energia decorrentes das propriedades óticas da pele. Osório (2002).

A primeira contribuição deste trabalho é o descobrimento e utilização de um polímero (poliacetal) para registrar a forma geométrica dos feixes laser Nd:YAG (1064 nm) com maior confiabilidade perante o papel fotossensível. Este se tornou importante, pois durante o processo de calibração realizada com o papel, há grande dificuldade na questão relacionada a energia do equipamento laser. Quando utilizado valores de energia acima do valor mínimo ($40\text{J}/\text{cm}^2$) do equipamento, bem como uma distância muito próxima a saída do laser, o papel se torna ineficiente para caracterização desse laser, pois o mesmo sofre carbonização.

A segunda e principal contribuição deste trabalho é o desenvolvimento de um método de calibração de feixe laser por meio da utilização de processamento de imagem como fonte de recurso alternativo, sem que haja a dependência de equipamentos que são vendidos comercialmente que utilizam sensores óticos e CCD para este fim.

Este trabalho não só contribui para um método alternativo de calibração para o laser Nd:YAG (1064 nm) mas também permite utilizar o mesmo procedimento para a calibração de uma ampla gama de valores do espectro eletromagnético, inclusive o laser de CO₂, no qual seus atuais equipamentos comerciais para este fim possuem um alto custo.

Com esses processos permite determinar as medições dos parâmetros do feixe de forma semiautomática, com maior exatidão e rapidez quando comparados aos métodos e análises realizadas por meio da visualização humana.

1.3 Organização do Trabalho

Esta dissertação de mestrado foi dividida em cinco capítulos. No primeiro capítulo foram apresentados conceitos gerais da interação do laser na pele, bem como os métodos de calibração do mesmo. Posteriormente, foram abordados os objetivos gerais e específicos e também as contribuições e justificativas deste trabalho.

O segundo capítulo apresenta as revisões bibliográficas referente ao tema. Foram apresentadas as diferenças entre as técnicas existentes para a calibração do feixe de laser. Detalharam-se os parâmetros relacionados ao feixe laser, tais como o diâmetro, cintura e divergência.

No terceiro capítulo é apresentada a metodologia desenvolvida por meio de duas etapas: A primeira etapa mostra a investigação de materiais para o registro do feixe. Na segunda etapa foram utilizadas técnicas de processamento de imagem por meio de aquisição de imagem, pré-processamento, segmentação, extração de características visando adquirir a parametrização e por fim, a classificação (calibrado ou descalibrado) de feixes laser por meio de Redes Neurais Artificiais multicamadas (*Multi Layer Perceptron* (MLP)).

No quarto capítulo são apresentados e discutidos os resultados obtidos por meio de técnicas de PDI em relação aos valores referenciais, bem como as métricas (circularidade, contraste, erro quadrático médio, coeficiente de variância entre outras) utilizadas para a classificação do feixe. Por fim, no quinto capítulo é descrita a conclusão, bem como a continuidade da pesquisa para a defesa da dissertação de mestrado.

No APÊNDICE A são apresentados a metodologia e resultados iniciais do trabalho, nos quais foram essenciais para a continuidade do método. Entretanto, no APÊNDICE B são apresentadas as tabelas dos resultados extraídas por meio das técnicas de processamento de imagem.

1.4 Publicações

IV Workshop da Pós-Graduação (EESC/USP)

PECORARO, W.; RODRIGUES, E. L. L. Desenvolvimento de Sistema de Calibração de Laser para Aplicações Médicas com Auxílio de Processamento de Imagens. In: IV WORKSHOP DA PÓS-GRADUAÇÃO (EESC/USP), 2011, São Carlos. Resumos. São Carlos: EESC/USP, 2011.

VIII Workshop de Visão Computacional (INF/UFG)

PECORARO, W.; RODRIGUES, E. L. L. Técnicas de Processamento de Imagens para Auxílio na Calibração de Laser para Aplicações Dermatológicas. In: VIII WORKSHOP DE VISÃO COMPUTACIONAL, 2012, Goiânia. Anais. Goiânia: INF/UFG, 2012.

V Workshop da Pós-Graduação (EESC/USP)

PECORARO, W.; RODRIGUES, E. L. L. Calibração de laser dermatológico por meio de técnicas de processamento de imagem. In: V WORKSHOP DA PÓS-GRADUAÇÃO (EESC/USP), 2012, São Carlos. Resumos. São Carlos: EESC/USP, 2012.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A palavra LASER vem do acrônimo *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* que traduzido para a língua portuguesa significa Amplificação de Luz por Emissão Estimulada de Radiação.

Sua criação teve início no ano de 1901 a partir da teoria quântica de Plank (1901). Passados 17 anos, Einstein (1917) propôs o conceito de emissão estimulada de radiação. Isso foi realizado a partir da excitação dos fótons em nível atômico, produzindo vários fótons idênticos que se propagam na mesma direção, com o mesmo comprimento de onda e a mesma fase.

Somente em 1953, Townes (1999a) retomou a idéia da criação do laser e criou um sistema chamado *Microwave Amplification for Stimulated Emission Radiation* (MASER), ou seja, Amplificação de Micro-ondas por Emissão Estimulada de Radiação.

Finalmente no ano de 1960, o físico Theodore Maiman construiu o primeiro Laser baseado em rubi que produzia luz vermelha com comprimento de onda igual a 694 nm (Maiman, 2000).

Em 1961, Javan, Bennet e Herriot (1961) criaram o primeiro laser a gás constituído de Hélio-Neônio com comprimento de onda igual a 543 nm (luz verde). Neste mesmo ano o laser de Nd:YAG com comprimento de onda no espectro infravermelho igual a 1064 nm foi desenvolvido por Johnson (1961). Decorridos três anos, Patel (1964) divulgou o laser de Dióxido de Carbono (CO₂) com comprimento de onda igual a 10.600 nm (infravermelho).

O Laser foi utilizado pela primeira vez na dermatologia no ano de 1963 pelo físico Goldman (1963), na qual utilizou o laser de rubi para tratar de uma doença de pele chamada melanoma.

Bolwerk et al. (1997) afirmaram que nos anos 90 o laser foi introduzido na maioria das indústrias automobilísticas visando a utilização nos cortes de chapas por meio da utilização de robôs. O crescimento do setor, confiabilidade, qualidade do feixe têm motivado o uso do laser no segmento industrial.

Nos últimos 20 anos, o laser vem fazendo parte da maioria dos setores tecnológicos, médicos, agrícolas, entre outros.

No ano de 2010 comemorou-se 50 anos após sua criação. Hoje, pode-se afirmar que as pesquisas realizadas até o momento contribuíram muito para os

avanços científicos e tecnológicos trazendo inúmeras vantagens nos tratamentos de anomalias, por exemplo. Portanto, a pesquisa não deve ser interrompida, pois a gama de sua utilização permite desvendar novas utilidades para a resolução de inúmeros problemas.

2.1 Laser na dermatologia

Atualmente a utilização do laser na dermatologia tem crescido consideravelmente devido a procura por tratamentos estéticos. Isso se deve ao fato da sua eficácia e precisão nos tratamentos graças ao surgimento do conceito da fototermólise seletiva, descoberta por Anderson (1983). Quando aplicada certa quantidade de energia a um tecido alvo e um comprimento de onda adequado para tal tratamento, pode-se ocasionar um dano ao tecido de forma controlada e gradual evitando ao máximo a destruição dos tecidos vizinhos à aplicação e gerando eficiência no tratamento.

O comprimento de onda selecionado pode estimular diferentes alvos (cromóforos), que são células responsáveis por absorvê-los. Exemplos desses são: a melanina, hemoglobina, água, tatuagem, entre outros. A Figura 2.2 mostra os comprimentos de onda *versus* absorção do laser para alguns tipos de laser.

Segundo Osório (2002) e Niemz (2003) a penetração da luz laser no tecido alvo pode ser descrita pela Lei de Lambert Beer, na qual se pode dizer que a intensidade do feixe vai diminuindo após certa profundidade alcançada nas camadas celulares.

O efeito biológico do laser sobre o tecido pode ocorrer na forma de absorção, reflexão, espalhamento e por transmissão, conforme Figura 2.1.

Figura 2.1 – Interação do laser na pele¹.

Os tecidos biológicos se comportam como meios absorvedores óticos não homogêneos. Sendo assim, considerando à lei de Fresnel, quando a luz penetra no tecido que possui índices de refração diferentes entre as camadas celulares, bem como comprimento de onda específico para cada tipo de cromóforo, pode ocorrer a colisão com as estruturas celulares provocando as alterações em sua direção de propagação. Esse fenômeno descreve o espalhamento do feixe, no qual vai se divergindo e atenuando a cada “colisão” celular, porém ao mesmo tempo em que sofre os desvios outras estruturas celulares podem ter a capacidade de absorver essa radiação.

A reflexão ocorre quando a luz é refletida da superfície do tecido com o mesmo ângulo de incidência. A transmissão ocorre quando nenhum dos fenômenos citados ocorre, permitindo que a luz incidida seja detectada do outro lado.

Para que o laser produza efeito terapêutico, o último e mais importante efeito da radiação laser é a absorção. Quando o tecido é estimulado por radiação os cromóforos absorvem o fóton do comprimento de onda específico emitido pelo laser. As moléculas biológicas (membrana celular, citoplasma entre outras) produzem um aumento em seu estado energético podendo ocorrer a proliferação, diferenciação ou sínteses de proteínas. Esse efeito químico é conhecido como fototerapia. Após esse fenômeno pode-se produzir o colágeno, crescimento de feridas, clareamento de manchas, crescimento capilar entre outros.

¹Imagem disponível em:
<http://www.astanzalaser.com/PageContent.aspx?PageContentKey=LasersAndSkin>. Acessada em: 10/10/2012.

De acordo com Meister (1985) e Judy (2000) para efeitos positivos de ablação (evaporação da célula alvo devido ao aquecimento térmico) e coagulação da pele os mesmos dependem do comprimento de onda e da energia por unidade de área recebida pelo feixe de laser. Antes de expor o paciente a radiação, deve-se inferir a densidade de potência (intensidade), responsável pelo dano térmico. Esse valor geralmente é expresso em W/cm^2 , ou seja, potência de saída da luz, por unidade de área.

Outro fator muito importante é a densidade de energia (dose ou fluência), expressa em J/cm^2 , na qual é responsável pela estimulação, inibição ou não manifestação após a aplicação do laser.

A luz colimada permite a aplicação da energia de forma pontual, com destruição tecidual seletiva e precisa.

Quando as células alvo são estimuladas pelo laser a região sofre um aquecimento. Com isso deve-se atentar a quantidade de energia e a área do feixe, pois se ambos não estiverem regulados, pode ocorrer aumento de temperatura das células alvo provocando a desnaturação desnecessária das proteínas da pele, bem como a carbonização do tecido. A Figura 2.2 ilustra os coeficientes de absorção para diferentes cromóforos em função do comprimento de onda.

Figura 2.2 – Coeficientes de absorção para diferentes cromóforos em função do comprimento de onda². Adaptado.

² Imagem disponível em: <http://ebm.ufabc.edu.br/wp-content/uploads/2011/10/aula-3-interacao-luz-com-a-mat%C3%A9ria-20121.pdf>. Acessada em: 22/07/2012.

Observando as curvas do gráfico, conclui-se que a melanina tem a capacidade de absorção na faixa do comprimento de onda do laser Nd:YAG (1064 nm), sendo que acima desse valor a água possui maior potencial de absorção.

Após a compreensão das teorias e os surgimentos dos equipamentos para tratamentos dermatológicos baseados a laser, a seguir são mencionados alguns trabalhos presentes na literatura.

Goldman (1967) demonstrou que a remoção de tatuagens com a utilização do laser de rubi teve êxito e afirmou também que haviam grandes chances no sucesso de tratamentos de câncer de pele, por permitir uma ação seletiva no tratamento.

Bagnato et al. (2010) desenvolveram um equipamento que identifica e trata as lesões provocadas pelo câncer de pele. Quando a luz laser interage com o tecido provoca uma reação fotoquímica, provocando a desnaturação das células cancerígenas. Houve a cura de 90% do total de 200 pacientes testados. Espera-se que através de um número maior de testes o equipamento possa ser implantado em hospitais do Brasil.

No trabalho de Sherwood et al. (1989) foram utilizados vários comprimentos de onda para tratamento de pigmento cutâneo. Nos testes foram incididos cinco comprimentos de onda, considerando a melanina como melhor opção para absorção na pele testada (pele de porco). Como resultado, a melanina respondeu melhor ao estímulo do comprimento de onda igual a 504 nm.

Friedman et al. (2004) selecionou 11 pacientes para tratamento de cicatrizes causadas por acne. O laser Nd:YAG foi utilizado em 3 sessões, com intervalos de 3 meses cada, e como resultado após aplicação, obteve-se uma melhora significativa de 23,3% para o primeiro mês, 31,6% para o terceiro mês e por fim 39,2% no sexto mês.

Em outro trabalho, Hochman (2011) menciona um problema chamado onicomicose. O mesmo é causado por fungos que se hospedam normalmente nas unhas, degradando-as, engrossando-as, etc. O autor citou que após o uso do laser Nd:YAG (1064 nm) em oito pacientes, houve melhora significativa em 7 deles. O mesmo concluiu que realizando esse procedimento com um número maior de

pacientes pode-se comprovar melhor a eficiência do tratamento, embora a mesma tenha sido satisfatória correspondendo a 87,5% de exatidão.

Após a apresentação de algumas aplicações com o uso da terapia a laser, conclui-se que para cada tipo de tratamento deve-se selecionar um laser com o comprimento de onda específico. Pode-se comprovar também, que os vários estudos e procedimentos terapêuticos têm promovido resultados e recuperação pós-operatórios dos pacientes de forma eficiente e satisfatória. Conclui-se ainda que ainda tem-se muito a investigar nessa área devido à ampla gama de aplicações que o laser proporciona.

Essa ampla gama de valores presentes no espectro eletromagnético pode ser evidenciada através da Figura 2.3. O laser pode atuar em três faixas distintas do espectro eletromagnético. Inicia-se na faixa do espectro visível com valores de 400 a 755 nm, sendo denominado de infravermelho próximo (Near Infra Red - NIR). Em seguida, têm-se os valores do infravermelho médio (Mid Infra Red - MIR) que estão definidos no intervalo de 1400 a 3000 nm. Por fim, os valores localizados no infravermelho distante (Far Infra Red - FIR) são determinados acima de 3000 nm.

Figura 2.3 – Espectro eletromagnético de radiação.
Fonte: OSÓRIO, 2002.

2.2 Características do laser

De acordo com Maiman (1996) e Bagnato (2001) o laser possui características diferentes da luz incandescente comum. Esta contém vários comprimentos de onda do espectro eletromagnético e a dispersam no espaço de forma não coerente e transmitem de forma não paralela com grande divergência.

Para se produzir um feixe de laser, o mesmo deve conter um meio ativo (Nd:YAG) na qual é excitado por meio de uma luz externa (lâmpada de *xenônio*) para que o mesmo gere radiação. Deve possuir também espelhos internos, que por meio da reflexão da energia são responsáveis pela amplificação, na qual foi gerada através da excitação do meio ativo.

A luz laser possui quatro características importantes, tais como:

- Monocromática: possui um único comprimento de onda específico. Isso ocorre devido aos fótons que são excitados e emitidos possuírem a mesma energia. Essa característica é importante para selecionar o comprimento de onda ideal para um tratamento em específico;
- Coerente: todas as ondas se propagam de forma síncrona na mesma fase de tempo e espaço;
- Colimada: a saída do feixe de laser é feita de forma estreita e paralela, com pouca divergência, alta precisão, podendo alcançar grandes distâncias;
- Alta intensidade: a energia pode ser armazenada em um pequeno ponto do spot e liberada em curtos períodos de tempo na ordem de megawatts.

2.1 Modo espacial do feixe

De acordo com Siegman (1986) e Welch (2011) para que um feixe tenha sua saída totalmente colimada e coerente ("*flat top*"), o mesmo deve propagar-se no espaço sem que haja difração, ou seja, a irradiância no diâmetro do feixe deve ser

uniformemente distribuída. Na prática, essa ocorrência não é possível, pois de acordo com a teoria fundamental da difração, duas ou mais ondas ao passarem por um orifício qualquer podem interagir-se, provocando mudanças em sua direção e velocidade.

Devido a esse fato, a forma geométrica mais comumente encontrada em feixes laser é a aproximação de uma gaussiana, com aproximadamente 86% da energia acumulada no interior do seu *spot* (tamanho da ponteira do laser). Com isso, assume-se este formato como Modo Transversal Eletromagnético (TEM_{00}) fundamental. A Figura 2.4 ilustra os dois modos citados anteriormente no plano (2D) e seu respectivo perfil no espaço (3D).

Figura 2.4 – Em (a) Flat top (Ideal) no plano e seu respectivo perfil em 3D (b); em (c) Gaussiana (Modo fundamental TEM_{00}), e em (d) sua representação em 3D.

Fonte: Website Thorlaser³.

Segundo Ishimaru (1978) e Meister et al. (2003), é possível determinar a distribuição espacial da energia do feixe decorrente da divergência e não coerência, por meio da sua propagação transversal no espaço. Para isso, existem dois modos que visam a sua caracterização, o modo longitudinal e o transversal.

³ Imagem disponível em: <http://www.thorlaser.com/Dosage.htm>. Acessada em: 10/02/2012.

Ambos descrevem o perfil do feixe de maneira distinta. A primeira descreve o pico de energia (intensidade), já o segundo descreve a distribuição de energia nos eixos X e Y tomando-se como referência o centro do mesmo.

Para determinar o modo transversal cilíndrico⁴, adota-se o fator TEM_{pl} na qual é descrito pelo polinômio de Laguerre. A variável p representa o número de anéis contados a partir do ponto central. l determina o número de ângulos em uma volta completa a partir do centro. Vale ressaltar que ângulos opostos são contados apenas uma vez. A Figura 2.5 demonstra alguns modos de geometria circular do feixe no espaço, já a Figura 2.6 demonstra três modos em 3D.

Figura 2.5 – Modos de propagação em 2D de um *spot* circular.
Fonte: Kogelnik, H. e Li, T.

---

⁴ Formato da ponteira do laser.

Figura 2.6 – Modos de propagação em 3D de um *spot* circular.
Fonte: WELCH, 1995.

Os modos são descritos por meio da intensidade de cada ponto r , e φ em coordenadas polares a partir do seu centro, conforme equação (2.1) e eq. (2.2).

$$\rho = 2r^2/w^2 \quad (2.1)$$

$$I_{pl}(\rho, \varphi) = I_0 \rho^l [L_p^l(\rho)]^2 \cos^2(l\varphi) e^{-\rho} \quad (2.2)$$

Em que, L_p^l é associado ao polinômio de Laguerre de ordem ρ e índice l . A variável w corresponde ao tamanho do raio do feixe Gaussiano.

Tomando-se por base os modos espaciais apresentados, outras ocorrências durante a propagação de feixes laser podem ocorrer. Esses modos podem ser indefinidos, devido ao problema ocasionado pela existência de interferências internas ao laser, bem como ao calor gerado em sua cavidade interna.

Outros fatores também são responsáveis por interferências nos modos transversais, tais como, a baixa frequência, baixo tempo de pulso e o componente do meio ativo do feixe. Esses parâmetros podem contribuir para a ocorrência de flutuações em sua intensidade durante a descarga produzida pelo mesmo. Com isso, os modos do feixe podem se sobrepor (multímodos) ou até mesmo não ser definido. CORWIN (1998)

2.2 Caracterização do feixe de laser

Para caracterizar um feixe laser torna-se necessário calcular os parâmetros em seu modo fundamental de oscilação TEM_{00} , ou seja, um feixe com distribuição de energia Gaussiana tomado com referência. Em outras palavras, esse modo representa o caso ideal, e define-se os parâmetros referentes a sua qualidade tendo como padrão este caso.

Um feixe laser a oscilar no modo fundamental produz uma função que pode ser descrita por uma onda esférico-gaussiana, ou seja, a onda possui uma distribuição de fase esférica e uma distribuição de amplitude gaussiana. Na Figura 2.7 é observado o perfil Gaussiano da energia (irradiância) em relação ao plano transversal de sua propagação. Foram demonstrados três formas gaussianas para três deslocamentos no eixo de propagação z . Fernandes (2002).

Segundo Meister et al. (2003), a caracterização do feixe de laser pode ser realizada de forma energética ou geométrica. A primeira depende de vários parâmetros tais como: energia, potência irradiância, fluência, entre outras.

No entanto, para a segunda os parâmetros necessários para descrevê-lo segundo definições da ISO 11146 são: diâmetro do feixe $W(z)$ como uma função da distância axial Z , diâmetro do feixe na cintura (W_0), divergência do feixe θ , distância Rayleigh Z_R e o fator de qualidade M^2 . A Figura 2.7 ilustra a distribuição de intensidade de um feixe laser gaussiano e seus principais parâmetros que serviram como base para os cálculos posteriores.

Figura 2.7 – Distribuição da intensidade de um feixe Gaussiano com a utilização de lente. $W(z)$: largura do feixe gaussiano como função da distância axial z ; W_0 : cintura do feixe; Z_R : distância Rayleigh; θ : divergência do feixe.

Fonte: Website Openspim⁵. Adaptado.

A escolha do método de caracterização de um feixe laser depende basicamente da aplicação. Em tratamentos dermatológicos a distribuição espacial da energia é um fator importante, na qual pode ser determinada por meio dos modos de propagação TEM_{pl} , não havendo a necessidade de calcular o fator M^2 . Isto é possível, devido as propriedades óticas da pele fazerem com que ocorram interferências na luz incidente, mudando a velocidade e direção de propagação do feixe. Ishimaru (1978).

Por outro lado, quando a precisão de feixes laser é necessária, o foco do mesmo torna-se imprescindível, necessitando calcular os valores de M^2 . Este tipo de

⁵ Imagem disponível em: http://openspim.org/SPIM_Optics_101/Theoretical_basics. Acessada em: 10/08/2012. Adaptado.

aplicação pode ser utilizada, por exemplo, em cortes cirúrgicos e operações de córnea.

2.2.1 Diâmetro do feixe (*spot size*)

A determinação do diâmetro do feixe $W(z)$ é um dos parâmetros mais importantes, pois o mesmo caracteriza a propagação transversal do mesmo no espaço. O diâmetro se relaciona com a densidade de potência (fluência) e para determiná-lo, pode-se utilizar como referência o próprio diâmetro do *spot* do laser. Parrish (1984).

Outra medida utilizada é o parâmetro D86. Esse valor é chamado de D86, pois se refere ao comprimento da “base” da curva gaussiana que contém aproximadamente 86% ou $\frac{1}{e^2}$ da intensidade máxima do feixe. Para se determinar essas medições devem-se efetuar duas medidas do diâmetro, uma para o eixo das abscissas e outra para o eixo das ordenadas.

Conforme a norma ISO 11146 pode-se também utilizar o método *Full Width at Half the Maximum* (FWHM) para o cálculo do diâmetro do feixe a partir de uma função gaussiana. Para melhor interpretação desse método, utilizaram-se valores hipotéticos de uma função gaussiana os quais estão demonstrados na Figura 2.8.

Figura 2.8 – Perfil transversal da amplitude da intensidade energética (normalizada) de um feixe gaussiano, em função do deslocamento⁶.

⁶ Imagem disponível em: <http://reductionism.net/seanic.net/ObservingTips/ObsgTips.html>. Acessada em 12/09/2013.

De acordo com o exemplo da Figura 2.8, o cálculo do diâmetro do feixe utilizando o método FWHM é determinado a partir de um “corte” efetuado na metade do valor da intensidade máxima localizada no eixo das ordenadas. Após a realização desse corte, determina-se através do eixo das abscissas a largura entre dois pontos (raízes) da função, os quais representam o valor do diâmetro procurado. Com o intuito em se demonstrar o método com exemplo numérico, o valor referente ao diâmetro do feixe para este caso é igual a 20 mm. Em contrapartida, com a utilização do fator D86 resulta no valor igual a 25 mm.

2.2.2 Cintura do feixe

A cintura do feixe w_0 descreve o diâmetro mínimo que o feixe pode ter ao longo do eixo de propagação (Figura 2.7). Nos modos fundamentais de operação normalmente a cintura se encontra muito próxima a saída do laser, apresentando valor muito baixo de divergência. Segundo a norma ISO 11146 para determinar esse parâmetro deve-se focalizar o feixe por meio de uma lente convergente e adquirir no mínimo 10 medições do raio em posições distintas do eixo de propagação e cinco vezes em cada posição. Sem a utilização da lente e das 10 aferições nas referidas posições, consegue-se apenas estimar o valor da cintura, pois pode tornar impreciso o valor da mesma devido as propriedades físicas dos materiais que compõe o laser, instabilidades energéticas ocorridas no interior da cavidade, entre outras possibilidades mencionadas anteriormente.

$$W_0 = \frac{2\lambda}{\pi\theta} \quad (2.8)$$

Em que,

W_0 : cintura do feixe;

λ : comprimento de onda do laser;

θ : ângulo de abertura do feixe.

2.2.3 Distância de Rayleigh

A distância de Rayleigh também se mostra importante na caracterização de feixe laser. O mesmo descreve o comportamento (aumento linear) da propagação do feixe a partir da cintura do feixe. Esse parâmetro quando ocorre no estado TEM₀₀ representa o feixe colimado, ou seja, apresenta características ideais para um feixe calibrado devido a pouca variação ocorrida em sua cintura. Contudo, a variação do seu raio pode ocorrer a partir da sua cintura, aumentando a divergência e também alterações em seu modo espacial de propagação.

A expressão que calcula este parâmetro está descrita na Eq.(2.8).

$$Z_R = \frac{\pi W_0^2}{\lambda} \quad (2.8)$$

Em que,

Z_R = distância Rayleigh;

W_0 = raio da cintura do feixe;

λ = comprimento de onda do laser.

2.2.4 Divergência

A divergência do feixe é de grande importância, pois assegura que durante a utilização do *spot* em determinada região do tecido não atinja as células circunvizinhas à aplicação. Kamisky (2009)

Segundo a norma ISO 11146 este parâmetro determina qual é a tendência do feixe a se espalhar durante sua propagação quando a distância for variada a partir do ponto Rayleigh.

Com base na Figura 2.7 primeiramente é calculado a abertura angular θ através da Eq.(2.3) a partir de duas distâncias diferentes em relação ao eixo de propagação do feixe, normalmente uma próxima a saída do laser (*near-field*) e outra

mais distante (*far-field*). Por último determina-se a divergência do feixe a partir da Eq.(2.4).

$$\theta = 2 \arctg \left(\frac{W_{(z_1)} - W_{(z_0)}}{2(z_1 - z_0)} \right) \quad (2.3)$$

$$\Theta = 2\theta \quad (2.4)$$

2.2.5 Circularidade

A norma ISO 11146 afirma que um feixe é considerado circular se o mesmo possuir um valor inferior a 1,15 após o cálculo entre a razão de seus diâmetros. Este procedimento deve ser realizado para duas medidas transversais no mesmo feixe, sendo perpendiculares entre si, ou seja, no eixo X e no eixo Y.

Como alternativa desse processo, calculou-se a circularidade por meio da utilização das (Eq.2.5), (Eq.2.6) e (Eq.2.7) da seguinte maneira:

$$Cc = (4 * \pi * Ac / P^2) \quad (2.5)$$

$$C_{img} = (4 * \pi * Ai / Per^2) \quad (2.6)$$

$$Razao = abs(C_{img} / Cc) \quad (2.7)$$

Em que,

Cc = circularidade da circunferência

Ac = área da circunferência

P = perímetro da circunferência

C_{img} = circularidade da imagem

Ai = área da imagem

Per = perímetro da imagem

2.2.6 Fator de qualidade M^2

De acordo com a norma ISO 11146 o fator de qualidade M^2 descreve o quão distante está o feixe de seu modo fundamental TEM₀₀.

Segundo afirmações de Siegman (1993) e da norma ISO 11146, o cálculo do mesmo depende do valor da cintura (W_0) do feixe e deve ser adquirido durante sua propagação no espaço. De acordo com a Figura 2.7 esse procedimento se torna dependente de uma lente convergente, pois sem a mesma a subjetividade no valor da cintura do feixe pode sofrer algumas discrepâncias.

Como método alternativo para prever a qualidade do feixe, o valor da cintura (W_0) foi apenas estimado por meio do método *knife edge*, pois não se utilizou a lente convergente na intenção de focalizar sua cintura. A Eq.(2.9) apresenta a formulação do fator de qualidade M^2 .

$$M^2 = \frac{\pi \cdot W_0 \cdot \Theta}{\lambda} \quad (2.9)$$

Sendo que,

W_0 : cintura do feixe;

Θ : divergência do feixe (2θ);

λ : comprimento de onda do laser.

Conforme descrito anteriormente por meio da Figura 2.7, para realizar a medição da qualidade, deve-se preliminarmente determinar a divergência Θ . Para que ocorra, são exigidos no mínimo dois valores distintos do diâmetro para o eixo de propagação do feixe.

No caso em que o valor de $M^2 = 1$ este representa o modo fundamental TEM₀₀ teórico, ou seja, a forma geométrica do feixe é gaussiana e considerada ideal. Quanto mais o valor de M^2 se distinguir de 1, pior será sua qualidade.

O calculo de M^2 deve ser efetuado para o eixo X das abscissas e também para o eixo Y das ordenadas do feixe, pois seu perfil geralmente não possui medidas simétricas. Com isso têm-se três situações na sua caracterização. A assimetria da

cintura do feixe é determinada quando $W_{0x} \neq W_{0y}$, há o astigmatismo na situação em que o eixo de propagação $Z_{0x} \neq Z_{0y}$ e por fim, quando $M_x^2/W_{0x} \neq M_y^2/W_{0y}$ apresenta divergência assimétrica.

2.3 Técnicas para caracterização do feixe

Para caracterizar o feixe de laser existem alguns métodos os quais são realizados de forma direta e indireta. Para a primeira a utilização de materiais óticos é necessária, como por exemplo, CCD, *Complementary Metal Oxide Semiconductor* (CMOS), Lentes, atenuadores, entre outros.

Em contrapartida, o segundo método dispensa o uso de equipamentos óticos, sendo normalmente utilizados materiais sensíveis ao calor, tais como a *Burn Paper* (queima de papel), *Reflected Laser Beam* (raio laser refletido) e *Acrylic Burn* (queima de acrílico). A Figura 2.9 ilustra exemplos de imagens relacionadas ao mesmo.

Figura 2.9 – (a) Burn Paper; (b) Reflected Laser Beam; (c) Acrylic Burn.
Fonte: Spiricon, Inc.

2.3.1 Queima de papel

Segundo afirmação de Asibu (2009) a caracterização do feixe de laser pode ser realizada com a utilização de papel fotossensível. A técnica nos permite dizer o quão assimétrico está o diâmetro do feixe no eixo transversal, mas descreve de maneira imprecisa a distribuição espacial de energia dentro de uma determinada área.

Com base na técnica empregada por Tamuri (2010), incidiu-se o feixe de laser Nd:YAG (1064 nm) pulsado em um papel fotográfico com níveis de tensão do condensador⁷ variando de 500 a 900 V, e em seguida, utilizou-se um scanner para digitalizar o conteúdo gravado na superfície do mesmo.

A intensidade dos pontos do feixe foi considerada como número de bits por *pixel*. Adotou-se a altura como a profundidade do orifício criado, já a largura passou a ser o diâmetro do feixe.

No próximo passo por meio da utilização do software “*Matrox Inspector*” determinou-se o perfil transversal do feixe. A Figura 2.10 evidencia o método descrito.

(a)

⁷ Permite manter ou alterar a voltagem interna da cavidade do laser, acarretando em diferentes níveis de energia na saída.

(b)

Figura 2.10 – (a) Demonstração do perfil em função da tensão; (b) Diâmetro do feixe em função da tensão.

Fonte: TAMURI, 2010.

Através da relação descrita na Figura 2.10(b), afirmou-se que quanto maior a tensão fornecida pelo condensador maior será a queima no papel, aumentando a área e a profundidade.

Segundo o autor o método se mostrou eficiente até 750V, pois a partir deste valor o diâmetro do feixe diminuiu. O mesmo ainda relatou que isso pode ter sido causado devido à instabilidade de energia da saída do laser. Por fim, foi concluído que mesmo havendo restrições para determinada faixa de valores de tensão, o método é relativamente eficiente para comprovar o comportamento do perfil transversal do feixe.

Em outro trabalho, Meister (2003) buscou determinar qual a influência dos modos espaciais do feixe quando irradiado no tecido.

Foram utilizados três aparelhos laser Er:YAG (2940 nm) de fabricantes diferentes. A primeira etapa consistiu em aplicar vários disparos (laser 1 e laser 2) com diferentes níveis de energia e tempo de pulso em um papel térmico (Sony UPP-110HD).

Na Figura 2.11 estão representadas as marcações do feixe, bem como seus modos transversais.

Figura 2.11 – Para o Laser 1 e Laser 2 os modos representados na parte superior são provenientes da queima no papel, abaixo estão seus respectivos modos após identificação e comparação com modos existentes na literatura.

Fonte: MEISTER, 2003. Adaptado.

Após esses procedimentos, o fator TEM_{pl} das marcações foi analisado por meio do software Maple V. Após essa etapa o autor verificou que a variação dos parâmetros da energia e do tempo de pulso dos lasers, está intimamente relacionada com a modificação dos modos estruturais.

Após constatar os modos pelos passos anteriores, na última etapa, um terceiro laser foi aplicado na superfície dental na tentativa de verificar o comportamento de sua estrutura geométrica, conforme ilustrado na Figura 2.12, extraída por meio de um microscópio.

Figura 2.12 – Modo TEM_{31} aplicado na superfície dental por meio do laser 3.

Fonte: MEISTER, 2003.

Segundo a teoria mencionada pelo autor, para que uma aplicação do feixe tenha a distribuição espacial de energia uniforme em esmalte dental, após a detecção do modo, a fluência deve ser de $10\text{J}/\text{cm}^2$. Este fator foi utilizado para caracterizar o “laser 3”. Este teste resultou em um fator TEM_{31} com área irradiada igual a $2,26\text{ mm}^2$ a qual corresponde a menos da metade do fator TEM_{00} ($0,5\text{ mm}^2$).

Após a realização de vários testes empíricos de fluência, o autor concluiu que o método é limitado para energias muito altas, pois pode ocorrer a queima do papel e/ou sobreposição dos modos, ocasionando discrepância nas medidas. No entanto, o mesmo se mostrou eficiente para determinar o perfil transversal do feixe, dispensando o uso de equipamentos óticos.

2.3.2 Queima de acrílico

Segundo Asibu (2009) o material mais utilizado para esta técnica é o acrílico⁸ transparente.

Esse polímero teve a capacidade de absorver o comprimento de onda do laser de CO_2 na qual possui o valor de 10.600 nm do espectro eletromagnético. Essa característica e a baixa condutividade térmica foram responsáveis por registrar o feixe com boa qualidade.

Em Caristan (2004) o mesmo apresenta a maneira como se mede a qualidade de um feixe no acrílico. Esse material é comumente utilizado para o laser de CO_2 , na qual se irradia a superfície, registrando a distribuição espacial de energia do feixe. A Figura 2.13 ilustra esse resultado.

---

⁸ Possui espectro de absorção eletromagnética a partir de 2800 nm .

Figura 2.13 – Demonstra os parâmetros utilizados para análise da qualidade.
Fonte: CARISTAN, 2004.

A sua caracterização é realizada por meio do diâmetro e assimetria, sendo seus principais parâmetros definidos por:

D_1 e D_2 : diâmetros do feixe;

θ_1 e θ_r : ângulos que determinam a curva gaussiana;

S : assimetria

Segundo o autor é um modo econômico e de fácil análise pelo especialista.

Em outro trabalho, Foley e Townsend (2010) caracterizaram um feixe laser de CO_2 por meio da queima do polímero (Plexiglas), na qual é mostrado na Figura 2.14.

Figura 2.14 – Amostra irradiada com o feixe de CO₂ e as anotações referentes aos parâmetros de energia e tempo.

Fonte: FOLEY e TOWNSEND, 2010.

Antes que o material fosse irradiado, o mesmo foi pesado. Em seguida o feixe foi incidido no mesmo, anotando-se o tempo de exposição. O ultimo passo foi pesar a peça marcada e anotar o valor do diâmetro (mm) marcado.

Na fase de análise a quantidade na queima do acrílico foi relacionada com a intensidade do feixe. Vários outros parâmetros foram relacionados com o valor teórico da intensidade de feixes gaussianos ($1/e^2$) para avaliar a qualidade do feixe.

O autor concluiu que o método se mostrou eficiente para a caracterização de feixe de CO₂, mostrando uma porcentagem de 82,5% contra 86,5% do valor teórico da intensidade do feixe.

2.3.3 Equipamentos ópticos

No trabalho de (Sheu; Chang, 2007) foi desenvolvida uma técnica para medir a distribuição de intensidade do feixe de He-Ne por meio da utilização de um pinholé⁹. Antes da aquisição do feixe utilizaram-se espelhos para colimar o feixe permitindo a medição da sua cintura. Para a captura da energia foi utilizada uma

---

⁹ Pinhole: Esta técnica permite medir o perfil transversal do feixe por meio de um orifício contido em um anteparo na qual é deslocado inúmeras posições ao longo do eixo horizontal do feixe. Após a varredura gera-se um gráfico relacionando a posição do orifício em função da irradiância.

fibra ótica, bem como um medidor de energia que posteriormente foram enviadas ao osciloscópio, extraindo o seu perfil transversal.

Como resultado final foi medido a cintura do feixe e comparado com o valor teórico obtendo apenas 5% de erro, chegando-se a conclusão da eficiência do método proposto. A Figura 2.15 mostra o diagrama esquemático do sistema.

Figura 2.15 – Acima o diagrama esquemático do protótipo e abaixo a foto da montagem.
Fonte: SHEU; CHANG, 2007.

2.3.4 Técnica borda da lâmina (*knife edge*)

A técnica borda da lâmina é uma das técnicas mais simples e econômica para a caracterização de feixes laser. Essa técnica requer de um anteparo (lâmina – *knife edge*) fixado a uma mesa deslocadora (*Translation stage*) com micrômetro (*micrometer*) e um detector de potência ou energia (*detector*). O esquema da técnica pode ser visto na Figura 2.16. RYPMA (2010).

Figura 2.16 – Diagrama esquemático da técnica *knife edge*¹⁰.

A lâmina (*knife edge*) é deslocada perpendicularmente ao eixo de propagação do feixe (*Laser Beam*) e a energia capturada pelo detector é registrada em função do deslocamento. Há duas maneiras de iniciar a medição dos dados, ou o feixe se encontra totalmente obstruído pela lâmina ou o mesmo está totalmente exposto ao detector.

Primeiramente iniciou-se a coleta dos dados com o feixe totalmente exposto ao detector. Na medida em que a lâmina é deslocada no eixo transversal, a potência registrada é traduzida em uma função integral, descrevendo o perfil do feixe. A Figura 2.17 descreve a função integral desse processo.

---

¹⁰ Imagem disponível em: <http://www.laserfocusworld.com/articles/2010/02/beam-characterization.html>
Acessada em 25/10/2013. Adaptado.

Figura 2.17 – Curva integral referente aos dados coletados por meio do detector¹¹.

Derivando a curva gerada pela captura dos sinais da intensidade *versus* deslocamento, obtêm-se a posição da lâmina que descreve os valores do diâmetro do feixe (Figura 2.18). Este pode ser calculado por meio do método FWHM (abordado no capítulo 2), os quais serão extraídos entre os valores X1 e X2.

Figura 2.18 – Curva da derivada da função integral¹².

¹¹ Imagem disponível em: <http://www.laserfocusworld.com/articles/2010/02/beam-characterization.html>
Acessada em 25/10/2013. Adaptado.

¹² Imagem disponível em: <http://www.laserfocusworld.com/articles/2010/02/beam-characterization.html>
Acessada em 25/10/2013. Adaptado.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Para o desenvolvimento deste trabalho, conforme exposto na definição do objetivo, foram adotadas técnicas de processamento de imagem e Redes Neurais Artificiais para a calibração de feixe laser em aplicações dermatológicas.

Visando determinar os parâmetros necessários para calibração do feixe de laser, o desenvolvimento da proposta foi dividido em quatro fases.

A primeira fase consistiu na busca por materiais que absorvessem o comprimento de onda 1064 nm, visando registrar a forma geométrica do feixe semelhante e/ou mais precisa perante o papel fotossensível.

Na segunda, foram adquiridos os valores de referência para o cálculo dos parâmetros do feixe por meio da técnica *knife edge*.

Na terceira, concentrou-se na implementação de técnicas de processamento de imagem que foram desenvolvidas por meio da plataforma MATLAB versão R2010a. Esta foi responsável pelo pré-processamento, segmentação e extração dos vetores de características das imagens, bem como os cálculos necessários para a calibração do feixe referentes ao diâmetro, ângulo de divergência e estimativa da cintura. Essa escolha foi baseada na fácil manipulação, interpretação e rapidez nas implementações.

Na quarta etapa, foi utilizada a Rede Neural Artificial *Multi Layer Perceptron* (MLP) para realizar a classificação do feixe (calibrado ou descalibrado).

Vale ressaltar que alguns dos resultados iniciais referentes às duas primeiras etapas deste trabalho encontram-se no APÊNDICE A e citado em Pecoraro et al. Estes resultados foram fundamentais para a continuidade da metodologia proposta.

Por fim, os resultados adquiridos por meio das técnicas de PDI foram apresentados no APÊNDICE B.

3.1 Testes dos materiais

Tomando-se por base as técnicas de calibração existentes na literatura, descritas no Capítulo 1, optou-se por utilizar as técnicas *burn paper* e *acrylic burn* visando extrair a forma geométrica do feixe, sem que haja dependência de equipamentos comerciais que utilizam sensor CCD e ótica. Em atenção a essas informações foram investigados materiais que se comportassem de forma semelhante ou mais precisas que as técnicas utilizadas com o uso de papéis fotossensíveis¹³.

Os testes a laser foram executados nas dependências da empresa INDUSTRA Technologies LTDA, situada na cidade de São Carlos, SP.

Na primeira etapa foram realizados diversos testes utilizando materiais comerciais de fácil aquisição e que absorvessem o espectro infravermelho (1064 nm). Todos foram irradiados com densidade de energia igual a $150\text{J}/\text{cm}^2$, frequência de 0,5Hz e pulso de 30ms, almejando provocar a maior ablação possível da superfície dos mesmos para que a geometria do feixe fosse evidenciada com maior clareza. A distância da ponteira do laser em relação às amostras foi padronizada em 150 mm.

Após a exposição dos materiais à radiação, alguns não foram registrados pelo feixe laser, sendo estes *Ultra High Molecular Weight* (U.H.M.W), Poliacetal branco e azul, Nylon branco, Poliéster leitoso, Poliuretano, vermelho e verde, silicone transparente e leitoso, sendo assim desnecessário mostrá-los nesse trabalho.

Para uma melhor interpretação e visualização, os diversos materiais testados que obtiveram o registro do feixe foram rotulados com a sigla (M1) como Material 1, (M2) como Material 2 e, assim sucessivamente.

Abaixo estão mencionados os materiais registrados após a incidência do feixe:

- M1: Cloreto de Polivinila (PVC) (transparente, branco e leitoso);
- M2: Poliacetal (POM) preto;

---

¹³ Utilizou-se papel de FAX de marca Maxprint com depósitos de grafite em sua superfície.

- M3: TetraPAK¹⁴;
- M4: Filmes Fotográficos;
- M5: Filmes Finos compostos de alumínio, Silício, Quartzo etc.
- M6: *Digital Versatile Disc* (DVD);
- M7: Acrílico branco, fumê e transparente;
- M8: Etil Vinil Acetato (EVA) preto e azul;
- M9: Poliuretano.

A Figura 3.1 mostra todos os resultados.

Figura 3.1 – Imagens dos materiais testados com o feixe laser.

¹⁴ Empresa multinacional que fabrica embalagens com quatro camadas em sua composição, sendo uma delas o alumínio.

3.2 Registro do feixe

Após identificar que o POM apresentou o melhor resultado, este foi adotado como material apropriado para os demais testes desse trabalho.

O procedimento do registro do feixe foi realizado tanto no papel fotossensível, quanto no material que obteve o melhor resultado dentre os testados anteriormente.

Antes de realizar o registro do feixe no POM, o mesmo precisou ser preparado através dos seguintes processos:

Inicialmente, foram cortadas amostras do POM com espessura, diâmetro maior e diâmetro menor (10x100x90 mm), respectivamente, por meio de um torno industrial. Em seguida, foi necessário o polimento da superfície para remover irregularidades que possam influenciar na sua geometria.

Posteriormente, foi elaborada a montagem do protótipo para a realização dos disparos nos materiais selecionados, conforme Figura 3.2.

Figura 3.2 – Montagem da aplicação do método: (a) aplicação no POM e (b) aplicação no papel fotossensível.

Como medida de proteção da exposição da lente as sujidades provindas da queima do material, foi colocada uma placa de quartzo na ponteira do laser, já que esta que não provoca distorções na propagação do feixe.

A distância (d) do material POM em relação à ponteira do laser foi definida em quatro distâncias diferentes, sendo 150 mm, 300 mm, 450 mm e 600 mm. O mesmo procedimento foi realizado para o papel. Embora os testes tenham sido realizados para as quatro distâncias, foram consideradas apenas as duas primeiras para determinar os parâmetros pretendidos, já que a partir de 300 mm tanto o papel quanto o POM se tornam incapazes de registrar o feixe.

Portanto, nas etapas que envolvem as técnicas de processamento de imagem serão utilizadas somente as distâncias de 150 e 300 mm.

Os parâmetros ajustados no equipamento para essa aplicação foram os seguintes:

Laser: Nd:YAG;

Comprimento de onda: 1064 nm;

Diâmetro do *spot*: 6 milímetros;

Frequência de pulso: 0,5 Hertz;

Tempo de pulso: 30 milissegundos;

Densidade de energia:¹⁵ para o POM: 150J/cm²;

Densidade de energia para o papel fotossensível: 40J/cm².

Após ajustados tais parâmetros, foram aplicados vários disparos nas duas amostras com o feixe calibrado. Na tentativa de diminuir as oscilações de energia de pulso para pulso, foi convencionada a incidência da radiação sempre a partir do quarto disparo. Visando comparar padrões diferentes em relação ao calibrado, foi efetuado propositalmente a descalibragem do mesmo, repetindo-se as etapas anteriores descritas no capítulo 2.

---

¹⁵ Esse parâmetro pode ser alterado de acordo com o valor desejado para determinada aplicação em específico (faixa de 40W/cm² a 150W/cm²).

3.3 Aquisição dos valores referenciais (*knife edge*)

A segunda etapa consiste na aquisição dos valores referenciais por meio da técnica borda da lâmina (*knife edge*) descrita no capítulo 2 com as mesmas distâncias aplicadas na etapa de registro do feixe.

Montagem experimental

O laser utilizado foi o Nd:YAG com comprimento de onda igual a 1064 nanômetros. Os parâmetros ajustados no equipamento para essa aplicação foram os seguintes:

Diâmetro do *spot*: 6 milímetros;

Frequência de pulso: 0,5 Hertz;

Tempo de pulso: 30 milissegundos;

Densidade de energia: $150\text{J}/\text{cm}^2$.

Para esse teste foi utilizado o equipamento *knife edge* cedido pelo instituto de Física da USP, São Carlos. A montagem experimental e as variáveis referentes aos cálculos necessários para a aquisição dos valores referenciais de calibração podem ser visualizadas na Figura 3.3.

Figura 3.3 – Montagem da técnica *knife edge*.

Em que,

d : distância entre a saída (ponteira) do feixe laser e o anteparo;

$Z(d)$: valores referentes as quatro distâncias d (150mm, 300mm, 450mm e 600mm);

Dimensões da lâmina: (L:35 A:12 C:5) mm;

Diâmetro da área coletada do detector de energia: 20 mm.

Coleta dos dados

Antes de iniciar as medições, foi definida a exposição total do feixe no detector de energia, ou seja, sem obstrução do anteparo durante a propagação do feixe no espaço. A primeira medida realizada foi para Z(150) com o anteparo disposto de forma ortogonal em relação ao eixo das abscissas. Ao ligar o equipamento laser foi necessário ajustar os níveis energéticos dos pulsos. Para isso, foram disparados pelo menos 20 pulsos para que os mesmos tenham o mínimo de oscilações possíveis durante a coleta dos dados.

Após o ajuste do equipamento, foram efetuados quatro disparos, sendo que apenas o valor referente ao último pulso foi anotado, minimizando as oscilações internas decorridas das propriedades físicas do laser.

Realizadas essas definições, o próximo passo foi disparar o pulso e anotar o valor da energia coletada no detector através do multímetro. Antes de o próximo disparo ser efetuado, foi realizado um único deslocamento no anteparo de 0,5 mm, por meio do parafuso micrométrico da mesa deslocadora. Feito isso, anotou-se o segundo valor da energia capturada. Esse processo se repetiu para os demais pontos com passos de 0,5mm até o completo bloqueio do feixe.

Os dados obtidos para as outras três distâncias restantes foram determinadas pela mesma sequência dos passos efetuados anteriormente.

Os dados coletados foram inseridos em uma tabela na forma de coluna e em seguida, os mesmos foram normalizados com valores entre 0 e 1. Com a utilização do MATLAB foram implementadas as formulações referentes ao diâmetro, divergência e cintura do mesmo.

3.4 Aquisição de imagem

A terceira etapa desse trabalho foi a aquisição das imagens referentes as formas geométricas do feixe registrada para os dois tipos de materiais (papel e POM).

Ao analisar o registro dos feixes nas amostras relacionadas ao POM, foi constatada a necessidade de obter fontes e/ou equipamentos de iluminação que

sejam apropriados para aumentar o nível de contraste das mesmas, pois tais amostras apresentam baixo contraste, dificultando os processos de segmentação.

Assim sendo, foram testados vários tipos de fontes de iluminação. São elas: *spots*, *flashes* de câmeras digitais, lâmpadas de halogêneo, lâmpadas de incandescência, lâmpadas fluorescentes, luz *Light Emitting Diode* (LED), luz solar entre outras.

Cada tipo de iluminação citada foram posicionadas frente à amostra e analisadas tanto em conjunto quanto separadas para diversas posições e ângulos de incidência variando de 0 a 180 graus. Entretanto, todas as maneiras dispostas das fontes não se mostraram eficientes para a correção de baixo contraste, pelo contrário, os níveis de contraste se tornaram saturados devido à reflexão gerada pela iluminação na superfície do POM.

Para a solução desse problema foram realizados alguns testes através de equipamentos fotográficos, tais como, câmeras digitais de alta resolução, *flashes*, luz de fundo e preenchimento, difusores, rebatedores entre outros, pertencentes a um estúdio fotográfico.

O melhor resultado obtido quanto a níveis de contraste foi por meio da utilização de difusores de luz translúcido¹⁶, porém este método foi realizado para o tamanho total da amostra (Figura 3.4) e não para os registros individuais presentes na mesma, já que a aproximação da câmera emite sombra na superfície da peça.

Figura 3.4 – Amostra inteira do POM após a realização de disparos.

---

¹⁶ Difusores de luz têm como função suavizar a luz transmitida.

Frente a esse resultado foi necessário a construção de um protótipo de um mini estúdio fotográfico semelhante ao profissional, porém para pequenos objetos. Para tanto, os materiais necessários para a construção do mesmo foram:

- Tecido Não Tecido (TNT) branco;
- Espuma Vinílica Acetinada (EVA);
- 1 Luminária com lâmpada fluorescente de 60 Watts de potência;
- Régua;
- Estrutura de caixa de papelão;
- Câmera fotográfica de modelo Canon S5is;
- Tripé.

Figura 3.5 – montagem do protótipo para aquisição das imagens.

Com a utilização desse protótipo foi garantida a uniformidade da iluminação sobre a amostra, evitando sombras e consequentemente, maior aproximação da amostra em relação à câmera minimizando avarias durante a fase de segmentação.

Para capturar as imagens dos registros no POM e no papel foi utilizado uma câmera digital de modelo CANON S5is na função super macro¹⁷ e dimensão igual a 2048 x1536 *pixels* com armazenamento em 8 bits. No passo seguinte, foi ativada a função “*grid*” (grades no visor) da câmera digital.

Em seguida, foi padronizada a distância das amostras em relação à lente, valor este testado e adotado igual a 4 cm.

Por último, tendo a finalidade de alinhar os registros dos feixes no centro da lente, foram efetuados deslocamentos na amostra de forma manual. O primeiro foi realizado no sentido horizontal tomando como referência o guia fixo (régua) e para o alinhamento vertical o tripé foi utilizado. Esses procedimentos possibilitaram a não ocorrência de diferenças nos tamanhos de cada imagem registrada pela câmera.

Esse foi o principal método adotado para a captura de todas as imagens (registros do feixe), que posteriormente, foram utilizadas para as demais etapas deste trabalho. Na Figura 3.6 estão representados alguns registros capturados por meio do método citado anteriormente.

Figura 3.6 – Imagem original dos feixes: (a) papel e (b) POM.

Conforme mencionado na etapa de registro do feixe a base de dados deste trabalho é composta de 240 imagens entre feixes calibrados e descalibrados para as duas distâncias (150 mm e 300 mm) em ambos materiais.

---

¹⁷ Permite aproximar de objetos pequenos com alta definição.

A fim de melhor interpretação dos procedimentos, as imagens foram divididas em dois grupos, um referente a distância de 150 mm que foi chamada de F150 e outra para 300 mm, chamada de F300. Tanto as imagens do grupo F150 quanto as do grupo F300 possuem o mesmo número de subdivisões e quantidade de amostras.

A partir da primeira subdivisão dos grupos, 60 delas são referentes ao papel e as 60 restantes são para o POM. Dentre essas subdivisões, 30 imagens são calibradas e 30 descalibradas, conforme (Figura 3.7).

Figura 3.7 – Fluxograma referente ao processo de separação dos dados do banco de imagem.

A fim de demonstrar os resultados da aquisição das imagens, foi ilustrado um único registro (calibrado e descalibrado) para cada tipo de material, no entanto, para os cálculos finais dos parâmetros necessários para a calibração do feixe, todas as 240 imagens do banco foram computadas.

3.5 Pré-processamento

Todas as imagens adquiridas das amostras se encontram no espaço de cor RGB (red; green; blue) com dimensão igual a 2048 x1536 *pixels*. A fim de extrair somente a região de interesse (ROI) da imagem foram realizados recortes manuais

através da ferramenta *photoscape*¹⁸. Os valores das ROI foram fixadas e extraídas com dimensão igual a 300x300 *pixels* para as imagens referentes a aplicação da distância igual a 150mm. O mesmo procedimento foi realizado para as imagens do grupo F300, porém com valor igual a 400x400 *pixels*.

Após essa etapa, foi necessário realizar a conversão do espaço de cores RGB para a escala de cinza, função “*rgb2gray*” do MATLAB, utilizando como entrada para a etapa seguinte da metodologia. Na Figura 3.8 estão representados os resultados desse processo.

Figura 3.8 – Imagens após pré-processamento. Em (a) feixe calibrado no POM; (b) feixe calibrado no papel; (c) feixe descalibrado no POM; (d) feixe descalibrado no papel.

3.6 Segmentação

A fase de segmentação foi extremamente importante para este trabalho, pois a mesma está diretamente relacionada com a extração de características da região de interesse da imagem (Gonzalez R. C.; Woods R. E.; Eddins S. L, 2010).

Inicialmente foram testados diversos algoritmos clássicos da literatura com intenção em segmentar a imagem, ou seja, separar a imagem do registro do feixe em relação ao fundo com boa precisão. As aplicações destes algoritmos realizados de forma direta não obtiveram resultados satisfatórios, sendo necessária a combinação entre técnicas de PDI diferentes.

Observado o histograma da imagem original do POM após a conversão de RGB para níveis de cinza, foi identificada a necessidade em utilizar métodos que permitam distinguir as distribuições dos níveis de cinza da imagem.

¹⁸ Ferramenta gratuita para edição de imagens.

Através da Figura 3.9 pode ser notado que as distribuições de níveis de cinza da imagem se encontram acumulados, indicando o baixo nível de contraste.

Figura 3.9 – Histograma imagem original do POM. Em (a) feixe calibrado; (b) feixe descalibrado.

Com isso foi necessário utilizar métodos para distribuir esses níveis de intensidade. Posteriormente, foram realizados diversos testes com operadores globais com o intuito de distinguir o fundo da imagem, permitindo binarizar a imagem. Quando as imagens possuem histogramas não-bimodais, os mesmos escondem as informações da imagem junto ao fundo da mesma. Tendo observado essa informação, utilizou-se a técnica de textura através do método da entropia local, função “*entropyfilt*” do MATLAB.

A entropia mede o conteúdo de informação de uma imagem. Essa técnica permite realizar a divisão dos níveis de cinza da imagem em duas partes a fim de minimizar a interdependência entre elas. Os valores de saída indicam o valor da entropia para cada ponto da imagem, fazendo analogia ao método, o fundo foi considerado preto e a ROI da imagem como branca. Gonzalez (2003).

Na Figura 3.10 pode-se visualizar o resultado após a aplicação do método.

Figura 3.10 – Aplicação da entropia no POM. Em (a) feixe calibrado; (b) feixe descalibrado.

Após a aplicação da entropia, foi percebida uma melhora significativa na distinção dos níveis de cinza. Através do histograma bimodal a separação da ROI em relação ao fundo se tornou mais simples. A Figura 3.11 e Figura 3.12 mostram os pontos de corte (linha em amarelo) no histograma.

Figura 3.11 – Limiar de corte realizado nas imagens do POM. (a) feixe calibrado; (b) feixe descalibrado.

Figura 3.12 – Limiar de corte realizado nas imagens do papel. Em (a) feixe calibrado; (b) feixe descalibrado.

O próximo passo foi determinar a binarização da imagem. A função utilizada para isso foi o “*graythresh*” do MATLAB o qual corresponde ao método de Otsu.

Esse método converte uma imagem em tons de cinza para uma imagem binária, definindo como corte (*threshold*) o mínimo valor entre o vale da distribuição

da intensidade de cinza. Os *pixels* brancos representam a região do feixe e os *pixels* pretos o fundo. O resultado pode ser evidenciado na Figura 3.13.

Figura 3.13 – Processo de binarização. Em (a) calibrado no POM; (b) calibrado no papel; (c) descalibrado no POM; (d) descalibrado no papel.

Contudo, vale ressaltar que o processo de segmentação realizado para as imagens do papel também foram realizadas com os mesmos procedimentos realizados para o POM, porém sem a necessidade de utilizar a entropia para este propósito.

No passo seguinte foi aplicada a técnica conhecida como *Flood*, função “*imfill*” do MATLAB. Esta é responsável por “tapar buracos” presentes no interior da imagem binária de interesse por meio de operações morfológicas (*holes*), tornando a região homogênea.

Em conjunto com a etapa anterior foram removidas estruturas não pertencentes à região de interesse com a utilização da função “*bwareaopen*” do MATLAB. Valores inferiores a 10.000 *pixels* foram determinados e removidos empiricamente visando a eliminação das áreas externas à ROI. A Figura 3.14 demonstra o resultado final do processo de binarização.

Figura 3.14 – Aplicação da técnica *flood*. Em (a) calibrado no POM; (b) calibrado no papel; (c) descalibrado no POM; (d) descalibrado no papel.

Para melhor evidenciar a precisão do processo de segmentação pode-se observar através da Figura 3.15 as regiões determinadas em relação às imagens originais.

Figura 3.15 – Região segmentada do feixe em relação a imagem original. Em (a) calibrado no POM; (b) calibrado no papel; (c) descalibrado no POM; (d) descalibrado no papel.

3.7 Extração de características

Nesta etapa o objetivo principal é a parametrização dos valores necessários para a caracterização de feixe laser. Após a revisão na literatura de métodos relacionados a técnicas de caracterização, foi levantada a hipótese de encontrar um método alternativo com uso de materiais comerciais que sejam suficientes para registrar o feixe, contribuindo para o auxílio de especialistas na calibração de feixes laser por meio da utilização de técnicas de processamento de imagem. O primeiro parâmetro encontrado foi a técnica de textura (contraste e energia). Após a etapa de segmentação foi possível adquirir os valores do diâmetro, divergência, cintura, circularidade, assinatura, perfil da borda do feixe entre outros.

3.7.1 Diâmetro do feixe

O primeiro parâmetro analisado foi o diâmetro do feixe. Para isso foram utilizados dois métodos diferentes.

A primeira foi para obtenção dos dados referenciais e a segunda para os dados do feixe registrado no papel e no POM, por meio de processamento de imagem.

Deve-se mencionar que todos os valores do diâmetro calculados para as quatro distâncias pré estabelecidas na primeira metodologia, e duas distâncias para a segunda, foram realizados da mesma maneira para os dois eixos (X e Y) de propagação.

Diâmetro referencial

A determinação dos valores referenciais do diâmetro do feixe por meio da técnica borda da lâmina foi realizada por meio de três etapas.

A primeira consistiu na determinação da curva integral a partir dos pontos capturados durante a fase da coleta de dados de energia. Esses valores foram normalizados entre 0 e 1 e inseridos em uma tabela para cada deslocamento realizado. Em seguida foi utilizada a função “*polyfit*” do MATLAB que tem como característica retornar os coeficientes do polinômio de ajustes com a utilização do método dos mínimos quadrados.

Após a realização dos testes de forma empírica foi obtida a equação de terceira ordem referente a curva gerada por meio dos dados coletados. A Figura 3.16 mostra esse resultado.

Figura 3.16 – curva integral obtida por meio do detector.

Na segunda etapa, foi calculada a derivada da função integral adquirida anteriormente. A função “*polyder*” do MATLAB foi usada para extrair os coeficientes do polinômio referentes a curva derivada.

Em seguida, visando determinar os pontos da curva da derivada, foi utilizada a função “*polyval*” do MATLAB, o qual é responsável por determinar os valores de um polinômio $y=f(x)$ dado o valor de x . Para o caso em questão, os valores de x são referentes a posição do deslocamento da lâmina e $f(x)$ são os coeficientes da curva derivada de segunda ordem. A Figura 3.17 mostra o resultado.

Figura 3.17 – Curva derivada referente a curva integral de intensidade.

Por último, a fim de determinar a metade do valor da função derivada (FWHM), foi necessário realizar um “corte” na função referente ao eixo das ordenadas. Primeiramente foram encontrados os valores máximo ($V_{\text{máx}}$) e mínimo ($V_{\text{mín}}$) da função, conforme Figura 3.17.

Antes de se determinar a soma dos pontos $V_{\text{máx}}$ e $V_{\text{mín}}$, foi necessário atribuir o valor absoluto para o $V_{\text{mín}}$, já que este pode conter números negativos.

Em seguida, foi determinado o somatório dos pontos e dividiu-se por dois. Por fim, subtraiu-se o $V_{\text{máx}}$ do resultado obtido na operação anterior, resultando no corte desejado da função. A Figura 3.18 mostra esse método (FWHM).

Figura 3.18 – Determinação do diâmetro pelo método FWHM.

Foi necessário determinar os coeficientes da curva, com o corte realizado pela etapa anterior, para que posteriormente sejam obtidas as raízes da função quadrática por meio da função “*roots*” do MATLAB. Através dos valores das raízes, foi possível extrair o diâmetro do feixe.

Diâmetro do papel e POM

A segunda metodologia para a aquisição do diâmetro do feixe foi baseada nas técnicas de processamento de imagem. Após a etapa de segmentação, foi determinado o diâmetro tomando-se os dois pontos do centro de massa como referência. Em seguida, um dos pontos foi fixado enquanto o outro foi deslocado do

início da borda (valor 1 = branco) até encontrar o valor 0 (preto). Essa medição foi aferida para os eixos das ordenadas e abscissas. A Figura 3.19 mostra o diâmetro ($2 \times \text{raio}$) encontrado demarcado em verde.

Figura 3.19 – Diâmetro ($2 \times \text{raio}$) do feixe. Em (a) eixo X calibrado no POM; (b) eixo X calibrado no papel; (c) eixo Y calibrado no POM; (d) eixo Y calibrado no papel; (e) eixo X descalibrado no POM; (f) eixo X descalibrado no papel; (g) eixo Y descalibrado no POM; (h) eixo Y descalibrado no papel.

3.7.2 Divergência

Segundo a norma ISO 11146 a divergência determina qual é a tendência do feixe a se espalhar durante sua propagação. Para a aquisição deste parâmetro são necessários pelo menos dois valores de diâmetros, que são obtidos através de duas distâncias distintas na direção do seu eixo de propagação.

Divergência referencial

Para a divergência referencial foram considerados os quatro valores dos diâmetros obtidos no processo da borda da lâmina. Através desses dados foi realizada a interpolação, construindo a reta que representa o aumento do diâmetro

do feixe. Em seguida a equação dessa reta foi obtida para que posteriormente fosse calculado o ângulo de inclinação da mesma, determinando assim sua divergência.

Divergência do papel e do POM

Já para a obtenção da divergência dos registros do feixe no papel e no POM foram utilizadas as técnicas de PDI. Inicialmente foi calculado o ângulo θ através da Eq.(2.3) a partir de duas distâncias estabelecidas na metodologia anterior. Por último foi determinado a divergência do feixe a partir da Eq.(2.4).

3.7.3 Cintura do feixe

A cintura do feixe para este trabalho foi apenas estimada, pois na montagem do método *knife edge* não foi utilizada lente convergente para focalizar a cintura.

Não foi calculada também a média de valores de energia do feixe capturada pelo detector. Além disso, ocorreram avarias de alguns resultados do diâmetro do feixe, principalmente para os feixes descalibrados, devido à instabilidade na cavidade interior do laser, bem como variações energéticas em sua saída. Sua cintura foi calculada por meio das definições (Eq. 2.8) mencionadas no capítulo 2.

3.7.4 Circularidade

Primeiramente foi determinado o centro de massa da imagem segmentada.

Em seguida, foi determinado o diâmetro da imagem a partir do centro de massa determinado no passo anterior. Por último, criou-se uma circunferência ideal (magenta) a partir do mesmo centro estabelecido na etapa inicial.

A partir desse método foi definido a circularidade através da razão dos valores da região segmentada (verde) pelos valores da circunferência ideal (magenta). (Figura 3.20).

Figura 3.20 – Circularidade: comparação da área do feixe em relação a circunferência ideal. Em (a) calibrado no POM; (b) calibrado no papel; (c) descalibrado no POM; (d) Comparação descalibrado.

3.7.5 Perfil do feixe

O perfil da borda do feixe foi descrito por meio da técnica de assinatura (Gonzalez, R. C.; Woods, R. E., 1992). A partir do centro de massa do feixe foi “traçado” uma linha até a borda do mesmo (fronteira entre os *pixels* brancos e pretos), em sentido anti-horário, variando de grau em grau até 360 graus (volta completa na imagem segmentada). Após a aplicação do método foi possível visualizar o comportamento da borda do feixe no POM e no papel (azul), na qual foi comparado com a circunferência ideal (verde), evidenciados na Figura 3.21. Essa técnica foi tomada como referência para as métricas de distância euclidiana (DE), erro quadrático médio (EQM), desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV).

(a)

(b)

(c)

(d)

Figura 3.21 – Perfil da borda dos feixes. Em (a) calibrado no POM; (b) calibrado no papel; (c) descalibrado no POM; (d) descalibrado no papel.

3.7.6 Diferença na borda do feixe

Para evidenciar o comportamento da borda do feixe em relação à circunferência ideal, foi subtraído o valor da imagem binarizada pelo valor da circunferência ideal. Esse método está ilustrado na Figura 3.22.

Lembrando que esse método evidencia somente a diferença da borda do feixe em relação a um padrão, diferente da divergência que seriam necessárias pelo menos duas medidas em diferentes posições, conforme descrito na seção 3.7.2.

Figura 3.22 – Diferença na borda do feixe em relação ao ideal. Em (a) calibrado no POM; (b) calibrado no; (c) descalibrado no POM; (d) descalibrado no papel.

3.7.7 Conversões de unidade

Visando determinar a conversão de unidades de *pixel* para milímetro (mm) (μm), foi utilizada uma fita métrica como referência. Em seguida, com o uso do mouse foi adotado dois pontos, o primeiro como 1 cm e o segundo como 2 cm. Na Figura 3.23 pode ser evidenciada a fita métrica utilizada como referência.

Figura 3.23 – Escala utilizada como referência para a realização da conversão de unidades.

3.7.8 Descritores de Textura

Segundo Haralick (1973) a textura é uma das características mais importantes para reconhecer objetos em imagens, o qual pode descrever a suavidade, rugosidade e regularidades. Podem ser distinguidas por variações dos valores de pixels de forma regular ou aleatória. As características de uma imagem podem ser medidas por meio de matrizes de co-ocorrência (tabulações de diferentes combinações dos valores de intensidade dos pixels de uma imagem) dos níveis de cinza.

Foram definidas quatorze medidas texturais derivadas das matrizes de co-ocorrência, sendo o contraste, entropia, energia entre outras.

Baseado nessas informações foi utilizado a função “*graycoprops*” do MATLAB com os parâmetros “contrast” e “energy”. Ambos descrevem a mudança súbita dos níveis de cinza da imagem e a homogeneidade, respectivamente fornecendo valores entre 0 e 1. Com esses parâmetros foi possível distinguir a diferença textural dos feixes calibrados em relação aos descalibrados no POM. Quando os valores de energia são altos, a imagem apresenta valores mais constantes dos níveis de cinza. No entanto quando os valores de contraste são altos, a imagem apresenta alto contraste.

3.8 Calibração do feixe

Após a etapa de extração de características e parametrização dos fatores relacionados a caracterização do feixe, foi necessário analisar o comportamento das mesmas. Foram testadas empiricamente e adotadas dez métricas, são elas: área do feixe, circularidade, diâmetros X e Y, distância euclidiana, erro quadrático médio (EQM), diferença entre a borda ideal e experimental, desvio padrão (DP), coeficiente de variação (CV), técnicas de textura (contraste e energia). Todas as métricas realizadas foram mostradas por meio de tabelas e discutidas no capítulo 4 (resultados e discussões).

Tomando como base o fator da circularidade (APÊNDICE B) para todos os feixes em ambos materiais, foi observado que os valores referentes ao papel possuem oscilações, ou seja, não mantém um padrão para os calibrados e

descalibrados, ao contrário dos valores para o POM, que acima de um determinado valor se comportam como calibrado e abaixo deste como descalibrado. Quando analisado a relação das métricas em conjunto torna uma tarefa complicada, justificando a inserção de rede neural artificial (RNA).

Por se tratar de um problema de reconhecimento de padrões foi empregado RNA para classificação do feixe por meio da utilização de *Multi Layer Perceptron* (MLP), com arquitetura *feedforward* e treinamento efetivado de forma supervisionada, ou seja, para cada amostra apresentada a rede deve-se mostrar a respectiva saída desejada. Silva et al. (2010).

Para a classificação do feixe laser por meio de RNA foram computados apenas os valores das métricas referentes ao POM (F150). Foi considerado apenas esses dados, pois os valores referentes a F300 quando inseridos na entrada da rede apresentaram uma porcentagem de acerto abaixo de 60%.

Vale lembrar que os valores extraídos para F300 foram necessários apenas para se extrair os parâmetros da divergência e da cintura do feixe, já que os mesmos dependem dos valores do diâmetro com pelo menos duas distâncias diferentes.

O passo seguinte consistiu na verificação das melhores métricas, para isso foram testadas empiricamente diversas topologias variando de 1 a 30 neurônios na camada neural escondida. Foi utilizado também em paralelo todas as combinações possíveis das métricas, sendo que apenas as mais relevantes (porcentagem de acerto acima de 60%) foram utilizadas como entrada para as topologias candidatas da RNA.

Para melhor entendimento, abaixo foram criadas siglas (CE-CNE-CS) para as topologias candidatas da rede neural MLP.

CE: Camada de Entrada → possui oito entradas, sendo a primeira delas o valor -1 de bias e as demais para circularidade, DE, EQM, DP, CV, contraste e energia. Todos os valores foram normalizados entre 0 e 1;

CNE: Camada Neural Escondida → $n = 5, 10$ e 15 neurônios, pesos sinápticos e bias iniciados aleatoriamente entre 0 e 1. Função de ativação tangente hiperbólica.

CS: Camada de Saída → 1 neurônio, responsável pelo resultado da rede, sendo que o valor {1} indicará que o feixe está calibrado, ao passo que o valor {0} indicará que o feixe está descalibrado. Função de ativação linear

A mostra a arquitetura e a topologia da rede.

Figura 3.24 – Arquitetura da RNA.

O algoritmo de treinamento utilizado na fase de aprendizagem foi o *backpropagation* com a utilização do algoritmo de otimização Levenberg-Marquardt pelo método da Bayesiana (função “*trainbr*” do MATLAB). Hagan (1997).

Foram estipulados os valores de 0,05, 0,1 e 0,75 para a taxa de aprendizagem (TA), critério de parada com época igual a 1000, termo *momentum* (M) com 0,1, 0,5 e 0,9 e precisão requerida igual a 10^{-6} .

A fim de aumentar a generalização da rede devido a pouca quantidade de amostras (total de 60, sendo 30 calibrados e 30 descalibrados), bem como selecionar a melhor topologia candidata, foi necessário realizar a validação cruzada.

O primeiro passo foi separar de forma aleatória os conjuntos de treinamento e conjunto de teste (valor este desconhecido da rede). Com a utilização da função “*crossvalind (holdout)*” do MATLAB, foi determinado de forma randômica três divisões diferentes para esses conjuntos, conforme abaixo.

Divisão 1: 90% para o conjunto de treinamento e 10% para o conjunto de teste.

Divisão 2: 85% para o conjunto de treinamento e 15% para o conjunto de teste.

Divisão 3: 80% para o conjunto de treinamento e 20% para o conjunto de teste.

Após essa divisão, os conjuntos de treinamento foram considerados como o total de amostras (54, 51 e 48, respectivamente) e novamente foram distribuídos de forma aleatória para cada caso.

Em seguida, com o intuito de separar em subconjuntos de treinamento e validação, foi utilizada a função “*crossvalind*” do MATLAB por meio do método 10-*k-fold*. Com isso o conjunto de treinamento passou a ser dividido em 10 partes, cada uma contendo 10 % das amostras. A primeira parte corresponde ao conjunto de validação e as demais ao conjunto de treinamento. Na próxima iteração, a segunda parte se refere a validação e as demais ao treinamento. Repetiu-se esse processo até que todas as partes foram separadas para serem treinadas e validadas.

O resultado final desse processo pode ser evidenciado como:

Conjunto de validação igual a 10%

Topologia 1 (T1-10) → (8-5-1) 90% conjunto de treinamento

Topologia 2 (T2-10) → (8-10-1) 90% conjunto de treinamento

Topologia 3 (T3-10) → (8-15-1) 90% conjunto de treinamento

Conjunto de validação igual a 15%

Topologia 1 (T1-15) → (8-5-1) 85% conjunto de treinamento

Topologia 2 (T2-15) → (8-10-1) 85% conjunto de treinamento

Topologia 3 (T3-15) → (8-15-1) 85% conjunto de treinamento

Conjunto de validação igual a 20%

Topologia 1 (T1-20) → (8-5-1) 80% conjunto de treinamento

Topologia 2 (T2-20) → (8-10-1) 80% conjunto de treinamento

Topologia 3 (T3-20) → (8-15-1) 80% conjunto de treinamento

Para avaliar o desempenho das topologias candidatas os testes foram realizados variando os valores da taxa de aprendizagem (TA) e do termo momentum (M). Para cada topologia foi fixado a TA em 0,05 variando o M em (0,1, 0,5 e 0,9).

Na próxima etapa foi utilizada a TA igual a 0,5, variando o termo M em (0,1, 0,5 e 0,9). Por último, foi fixado a TA em 0,75 e o termo M foi variado em (0,1, 0,5 e 0,9).

Com isso foi obtido um total de 9 variações para cada parte separada na fase do *10-k-fold*. Para todas essas 9 variações foram repetidos os treinamentos em 5 vezes, resultando em 45 treinos para cada amostra apresentada a rede. Como o total de conjunto é igual a 10 (*10-k-fold*), tem-se então o total de 450 treinamentos realizados para cada topologia.

Para avaliar o desempenho da melhor topologia candidata após esse processo foram utilizadas as métricas da média da porcentagem de acerto frente aos valores de saída da rede (% acertos), média do número de épocas (épocas) e média do erro quadrático médio (EQM). Após as análises desses três fatores, o que obteve maior relevância para a seleção da melhor topologia candidata foi a média da taxa de acertos.

Por último após determinar a melhor topologia candidata, foi realizado o teste com os subconjuntos nunca apresentados a rede (adquiridos nas três primeiras divisões das amostras). Com isso foi possível determinar a calibração do feixe em termos de (% acertos), bem como a capacidade de generalização da RNA adotada.

As análises dos dados para a fase de segmentação foram necessárias para determinar a precisão e o erro dos valores dos parâmetros em relação aos valores referenciais adquiridos.

Para a fase de classificação (utilização de RNA) foram utilizados os parâmetros e as métricas calculadas e adquiridas na etapa de extração de características (área do feixe, circularidade, diâmetros X e Y, distância euclidiana, erro quadrático médio (EQM), diferença entre a borda ideal e experimental, desvio padrão (DP), coeficiente de variação (CV), técnicas de textura (contraste e energia) e posteriormente, computadas com maior valor de porcentagem de acerto frente à saída da rede.

3.1 Considerações finais

O Capítulo 3 apresentou a metodologia que foi utilizada neste trabalho para a calibração de feixe laser por meio de técnicas de processamento de imagem. As etapas apresentadas foram a aquisição do polímero responsável pelo registro do feixe, aquisição das imagens, pré-processamento, segmentação e extração de características. Por fim foi apresentada a classificação do feixe laser (calibrado / descalibrado) por meio de RNA.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos referentes as etapas da metodologia proposta. Estes são apresentados através de três fases. Na primeira são apresentados os valores referenciais, na segunda os resultados das técnicas de processamento de imagem, e por fim a classificação do feixe por meio dos resultados obtidos com a utilização da RNA.

4.1 Valores referenciais

Os valores referenciais conforme exposto na metodologia deste trabalho foi determinado por meio da técnica *knife edge*. Primeiramente foram determinados os valores dos diâmetros (Diâm X e Y) para as quatro posições distintas no espaço de propagação. Ambos foram determinados tanto para o feixe calibrado quanto descalibrado. A tabela 4.1 mostra esses resultados.

Tabela 4.1 - Valores dos diâmetros referenciais

Valores dos diâmetros referenciais				
	Calibrado		Descalibrado	
Distâncias	Diâm X	Diâm Y	Diâm X	Diâm Y
150	5,8	5,8	12,1	15,2
300	8,6	7,2	17,4	16,7
450	14,0	8,5	11,2	12,1
600	14,0	10,4	16,0	12,3

Analisando a Tabela 4.1 tomou-se como ponto de referência o primeiro valor do diâmetro no eixo X para o feixe calibrado (Diâm X = 5,8). Pode-se observar que os demais valores dos diâmetros se comportam de maneira crescente, o que era esperado, pois com o aumento da distância durante a propagação pode ocorrer duas situações, ou o laser permanece constante (colimado) ou o mesmo sofre divergência.

Entretanto, para os feixes descalibrados não ocorreu o mesmo comportamento. Observando os dois diâmetros nos eixos X e Y (11,2 e 12,1) referentes a distância igual a 450 mm, percebe-se que o valor dos mesmos foram

menores que os calculados para a distância de 300 mm. Essa discrepância nas medidas pode ter sido ocasionada por dois fatores.

Quando o feixe está descalibrado, ocorrem diversos fenômenos (mencionados no capítulo 2) em sua cavidade interna, podendo produzir instabilidades energéticas em sua saída, ou seja, a cada pulso gerado pelo laser pode acarretar alterações nos nível de energia. Outra possibilidade é que durante o experimento realizado com o *knife edge* não foi realizada a coleta das médias da intensidade dos pulsos sendo considerada apenas uma única medida da energia, coletada sempre a partir do quarto disparo.

Tendo em vista essas avarias ocorridas para os feixes descalibrados, a fim de estabelecer os valores padrões dos diâmetros e posteriormente compará-los com os obtidos por meio de PDI, foram considerados apenas os dois primeiros valores dos diâmetros referentes as distâncias de 150 e 300 mm. Entretanto, para o cálculo da divergência os quatro pontos foram utilizados.

Após a aquisição dos valores dos diâmetros foi possível extrair a divergência do feixe calibrado e descalibrado para os dois eixos (X e Y). No primeiro passo foi realizada a interpolação dos quatro pontos referentes aos valores dos diâmetros em relação às distâncias do eixo de propagação. Em seguida, por meio de um gráfico atribui-se a linha de tendência para estimar a melhor reta entre os pontos interpolados. Para isso foi utilizado o método dos mínimos quadrados, determinando por fim a equação que rege a reta.

Na Figura 4.1 e Figura 4.2 é evidenciado o resultado desse processo para o feixe calibrado e descalibrado, respectivamente.

Figura 4.1 - Divergência referencial calibrado.

Figura 4.2 - Divergência referencial descalibrado.

O último passo para determinar a divergência referencial foi através do cálculo do ângulo de inclinação da reta com a utilização da equação da reta.

$$(y - y_0) = m(x - x_0) \quad (4.1)$$

Em que, y_0 e x_0 foram considerados como zero, sendo assim foi calculado apenas a seguinte relação: $m = \frac{y}{x}$

Observa-se na Figura 4.1 o comportamento do diâmetro do feixe em relação à propagação. A curva em vermelho (eixo X) mostra que o perfil do feixe se comporta de maneira simétrica em relação a curva azul (eixo Y). Isso se justifica, pois os valores obtidos para os diâmetros se comportam de maneira linear e praticamente constante. Através da Figura 4.2 pôde ser observada as oscilações nos valores do diâmetro do feixe, acarretando instabilidades no comportamento da curva bem como avarias nas medições dos parâmetros.

Após a determinação dos valores dos diâmetros, foram obtidos por meio das formulações descritas no capítulo 2 os valores do ângulo de abertura do feixe (Θ), a divergência (Θ) e a cintura (W_0). Tabela 4.2 a seguir mostra esses resultados.

Tabela 4.2 - Valores dos parâmetros referenciais

Valores dos parâmetros referenciais				
Calibrado	Θ (âng)	Θ (div)	cintura W_0	Θ graus
Eixo X	0,02	0,05	0,03	2,60
Eixo y	0,01	0,02	0,07	1,15
Descalibrado				
Eixo X	0,00	0,01	0,23	0,34
Eixo y	0,01	0,02	0,08	1,03

Observando os resultados para o eixo x calibrado, foi obtido $\Theta = 0,05$ e cintura = 0,03, enquanto que para o eixo y obteve-se um valor de $\Theta = 0,02$ e cintura = 0,07, quase o dobro dos valores do eixo x. Isso mostra que feixes laser, mesmo considerados calibrados podem apresentar assimetria (astigmatismo neste caso) nas características de seu perfil, porém neste trabalho essa informação não será considerada, já que o objetivo principal é desenvolver e investigar métodos alternativos para calibração.

4.2 Processamento de imagem

Após a obtenção dos valores referenciais, os mesmos foram utilizados para comparar com os valores obtidos pelo método proposto.

Parâmetros relacionados ao POM

Os valores dos diâmetros tanto para o POM calibrado quanto para o POM descalibrado foram obtidos após a extração de características na etapa da metodologia. O valor para cada diâmetro foi determinado pela média dos valores dos 30 feixes calibrados e também para os 30 feixes descalibrados. A Tabela 4.3 mostra esse resultado.

Tabela 4.3 - Valores dos diâmetros do POM

Valores dos diâmetros do POM				
	Calibrado		Descalibrado	
Distâncias	Diâm X	Diâm Y	Diâm X	Diâm Y
150	7,6	7,8	7,1	7,7
300	9,4	9,8	9,5	9,9

Observando a Tabela 4.3 e fazendo a mesma analogia aos valores dos diâmetros referências, pôde ser percebido que os valores do diâmetro se comportam de maneira semelhante aos referenciais. Em outras palavras, a cada variação da distância, o diâmetro do feixe aumenta proporcionalmente para ambos os eixos. Por exemplo, observando os resultados para o eixo x calibrado, foi obtido $\text{DiâmX} = 7,6$, enquanto que para o eixo y obteve-se um valor de $\text{DiâmY} = 7,8$.

Comparando estes resultados aos valores dos diâmetros referenciais (Tabela 4.1) ($\text{Diâm X} = 5,8$ e $\text{DiâmX} = 5,8$), foi constatado que embora os valores não estejam tão próximos houve grande semelhança nas proporções dos eixos entre os mesmos.

Estes resultados foram considerados encorajadores, permitindo comparar os próximos parâmetros relacionados a calibração do feixe.

Após a obtenção dos valores dos diâmetros foi possível determinar também a divergência do feixe da mesma maneira que foi realizada para os valores referenciais, porém com apenas duas distâncias dos diâmetros.

Na Figura 4.3 e Figura 4.4 é mostrado o comportamento da reta para o feixe calibrado e descalibrado, respectivamente.

Figura 4.3 - Divergência no POM calibrado.

Figura 4.4 - Divergência no POM descalibrado.

Através da Figura 4.3 percebe-se que a divergência do feixe se comporta de maneira crescente e linear mesmo contendo algumas diferenças em seus valores quando comparados com os valores referenciais. Na Tabela 4.4 estão apresentados os resultados dos parâmetros para o POM calculados durante a metodologia.

Tabela 4.4 - Valores dos parâmetros do POM

Valores dos parâmetros do POM				
Calibrado	Θ (âng)	Θ (div)	cintura W_0	Θ graus
Eixo X	0,01	0,02	0,06	1,41
Eixo y	0,01	0,03	0,05	1,51
Descalibrado				
Eixo X	0,02	0,03	0,04	1,76
Eixo y	0,02	0,03	0,05	1,72

Parâmetros relacionados ao papel fotossensível

Os resultados dos parâmetros encontrados para o papel também foram determinados de maneira semelhante ao do POM. Com isso os resultados dos diâmetros são apresentados na Tabela 4.5.

Tabela 4.5 - Valores dos diâmetros do papel

Valores dos diâmetros do papel				
	Calibrado		Descalibrado	
Distâncias	Diâm X	Diâm Y	Diâm X	Diâm Y
150	6,2	6,8	6,6	7,1
300	6,4	8,1	7,2	8,4

Após a obtenção dos valores dos diâmetros, têm-se na Figura 4.3 e Figura 4.4 a tendência da curva para o feixe calibrado e descalibrado, respectivamente.

Após a apresentação dos valores dos diâmetros foi possível determinar a divergência do feixe da mesma maneira que foi realizada para os valores referenciais e para o POM.

Na Figura 4.5 e Figura 4.6 é mostrado o comportamento da divergência do feixe calibrado e descalibrado no papel, respectivamente.

Figura 4.5 - Divergência papel calibrado.

Figura 4.6 - Divergência papel calibrado.

Observando a Tabela 4.6 e fazendo a mesma analogia aos valores dos diâmetros referências, percebe-se que os valores do diâmetro se comportam de maneira semelhante aos referenciais.

Tabela 4.6 - Valores dos parâmetros do papel

Valores dos parâmetros do Papel				
Calibrado	Θ (âng)	Θ (div)	cintura W_0	Θ graus
Eixo X	0,00	0,00	0,74	0,10
Eixo y	0,01	0,02	0,08	1,03
Descalibrado				
Eixo X	0,00	0,01	0,19	0,40
Eixo y	0,01	0,02	0,08	1,01

Por exemplo, observando os resultados para o eixo x calibrado, obteve-se (DiâmX = 6,2), enquanto que para o eixo y obteve-se um valor de (DiâmY = 6,8). Comparando estes aos valores dos diâmetros referenciais (Tabela 4.1) (Diâm X = 5,8 e DiâmY = 5,8), constata-se que embora os valores não estejam tão próximos, ambos apresentam certa correlação.

Em contrapartida, quando os valores da divergência referentes ao eixo x para o feixe calibrado são comparados em relação aos valores referenciais, estes apresentaram um valor alto de erro. Esta análise pode ser reforçada observando os resultados para o eixo x calibrado, no qual foi obtido ($\Theta = 0,00$), enquanto que para o eixo y obteve-se um valor de ($\Theta = 0,02$). Comparando estes aos valores da divergência referenciais (Tabela 4.2) ($\Theta = 0,05$ e $\Theta = 0,02$), percebe-se a discrepância dos resultados.

Na primeira parte foi analisado o comportamento do diâmetro do feixe em relação à distância de propagação, bem como a aquisição dos valores dos parâmetros relacionados a caracterização geométrica do feixe.

Após as análises dos parâmetros e algumas comparações entre eles, foi necessário identificar qual material obteve os melhores resultados dos parâmetros frente aos valores referenciais e também em relação aos parâmetros encontrados pela técnica de PDI, para que posteriormente o mesmo pudesse ser utilizado no processo de calibração por meio da utilização de RNA.

Algumas considerações também se mostraram importantes na decisão, tais como a circularidade, na qual foi considerada um dos fatores de maior relevância, pois a mesma obteve faixas similares para um determinado valor de referência (0,85) com mais notoriedade para o POM do que o papel. Os valores da circularidade para os feixes no papel não se comportaram dentro de uma faixa de valores definida, complicando assim a identificação do comportamento do feixe.

Outro problema constatado no papel foi a queima não uniforme em sua superfície, gerando subjetividades nas medidas dos seus parâmetros. Foi constatado também discrepâncias nos valores da divergência referentes ao eixo das abscissas para o papel calibrado.

Vale mencionar que o POM também sofreu algumas variações em suas medidas, porém o mesmo apresentou um comportamento mais estável (linear) para a quantidade total das amostras dos feixes.

A ocorrência desse fato pode ser justificada, pois a absorção de energia no POM foi radiada a um tempo de pulso igual a 30 ms, contribuindo com a degradação lenta do material, tornando assim a área registrada com valores acima dos referenciais. Para um melhor refinamento dos dados aconselha-se avaliar a inflamabilidade do material para determinar a transferência de calor quando exposta a radiação laser.

Frente a esses resultados foram adotados e utilizados os parâmetros do POM como entrada da rede neural artificial.

4.3 Calibração do feixe

Conforme mencionado no terceiro capítulo, foram testadas diversas configurações, porém as mais relevantes foram apresentadas a seguir por meio de tabelas.

Analisando os resultados de cada uma das topologias realizadas foi utilizado como principal critério para a escolha da melhor topologia candidata a que obteve o maior valor da porcentagem de acertos classificadas pela rede. Em caso de empate foi obtido, o menor erro quadrático médio, o menor número de épocas e também o menor número de neurônios na camada intermediária.

Para o entendimento dos resultados foram criadas algumas simbologias:

Conjunto de treinamento: se refere as partes do conjunto de treinamento adquirido por meio da técnica *10-k-fold*. Para todos os casos, existem 10 conjuntos com a mesma quantidade de amostra cada (numerados de 1 a 10). Quando o treino ocorre para um deles, o que “sobrou” é referente ao conjunto de teste para a validação da rede;

TA: Taxa de Aprendizado; valores iguais a 0,05, 0,1 e 0,75;

M: termo *Momentum*; valores iguais a 0,1, 0,5, 0,9;

Topologia (a-b-c):a;b;c se referem ao número de neurônio na camada de entrada, número de neurônio na camada intermediária e número de neurônio na camada de saída, respectivamente.

Antes de iniciar a análise dos resultados, vale lembrar que a rede foi treinada e avaliada para três divisões diferentes, conforme a seguir.

Divisão 1: 90% para o conjunto de treinamento e 10% para o conjunto de teste.

Inicialmente foram construídas várias tabelas com a intenção em determinar o melhor resultado dentre as topologias candidatas. Para isso foi realizado o seguinte procedimento.

Sabe-se que os termos TA e M possuem um total de 9 combinações. Sendo assim, para cada 9 combinações efetuadas em uma amostra de treinamento, obtêm-se o total de 9 valores para a porcentagem de acerto da rede. Esse procedimento também foi realizado para os demais conjuntos de treinamento, obtendo assim 90 valores para a taxa de acerto.

Após analisar e constatar o maior valor da taxa de acerto dentre todos os conjuntos de treinamento, foram construídas as demais tabelas apresentadas nesse trabalho.

A seguir para a divisão 1 foram apresentadas três tabelas com os melhores resultados para cada topologia analisada.

Tabela 4.7 - taxa de acertos para a configuração (8-5-1)

Topologia 8-5-1 conjunto de validação igual a 10%					
Conjunto de Treinamento	TA	M	% Acertos	Época	EQM
5	0,05	0,1	88,5	221	0,019
5	0,05	0,5	87,1	206	0,012
5	0,05	0,9	85,9	297	0,012
5	0,1	0,1	88,6	241	0,014
5	0,1	0,5	87,0	271	0,014
2	0,1	0,9	83,2	158	0,004
2	0,75	0,1	86,3	167	0,004
5	0,75	0,5	87,3	343	0,018
5	0,75	0,9	85,9	206	0,011

Tabela 4.8 - taxa de acertos para a configuração (8-10-1)

Topologia 8-10-1 conjunto de validação igual a 10%					
Conjunto de Treinamento	TA	M	% Acertos	Época	EQM
2	0,05	0,1	87,3	415	0,004
2	0,05	0,5	88,0	389	0,008
5	0,05	0,9	87,5	316	0,016
5	0,1	0,1	88,2	243	0,016
2	0,1	0,5	85,7	357	0,003
5	0,1	0,9	86,7	302	0,013
5	0,75	0,1	87,7	266	0,016
5	0,75	0,5	87,7	323	0,019
5	0,75	0,9	87,4	306	0,014

Tabela 4.9 - taxa de acertos para a configuração (8-15-1)

Topologia 8-15-1 conjunto de validação igual a 10%					
Conjunto de Treinamento	TA	M	% Acertos	Época	EQM
2	0,05	0,1	87,9	490	0,012
5	0,05	0,5	85,9	460	0,012
5	0,05	0,9	86,3	421	0,015
5	0,1	0,1	88,3	354	0,019
2	0,1	0,5	85,5	427	0,007
6	0,1	0,9	87,6	807	0,012
5	0,75	0,1	88,0	435	0,020
6	0,75	0,5	86,8	797	0,011
6	0,75	0,9	86,8	935	0,011

Tabela 4.10 - Melhor topologia dentre as três para o conjunto de validação igual a 10%

Topologia	TA	M	Época	EQM	% Acertos	Conjunto de Treinamento
8-5-1	0,1	0,1	241	0,014	88,6	5
8-10-1	0,1	0,1	243	0,016	88,2	5
8-15-1	0,1	0,1	354	0,019	88,3	5

Verifica-se através da Tabela 4.7, Tabela 4.8 e Tabela 4.9 que para as configurações (8-5-1), (8-10-1) e (8-15-1) que o melhor desempenho obtido (marcado em cinza) é com a taxa de aprendizagem de 0,1, e termo momentum igual a 0,1 pois fornece o maior valor de taxa de acertos (Tabela 4.10) .

Observa-se também que o conjunto de treinamento número 5 esteve presente em todas as topologias, acarretando a melhor generalização da rede. O número de época e EQM também foram os menores, determinando assim a melhor generalização para a rede.

Divisão 2: 85% para o conjunto de treinamento e 15% para o conjunto de teste.

Para a divisão 2, os procedimentos foram os mesmos realizados na divisão 1, porém o que os diferem são as quantidades de amostras para o conjunto de treinamento e conjunto de validação, 85 e 15%, respectivamente.

Para a divisão 2 foram apresentadas três tabelas (Tabela 4.11, Tabela 4.12 e Tabela 4.13) com os melhores resultados para cada topologia analisada.

Tabela 4.11 - taxa de acertos para a configuração (8-5-1)

Topologia 8-5-1 conjunto de validação igual a 15%					
Conjunto de Treinamento	TA	M	% Acertos	Época	EQM
3	0,05	0,1	82,6	458	0,030
3	0,05	0,5	84,8	799	0,031
3	0,05	0,9	82,8	492	0,029
3	0,1	0,1	85,1	462	0,031
3	0,1	0,5	84,9	557	0,031
3	0,1	0,9	84,9	530	0,031
3	0,75	0,1	83,3	599	0,030
3	0,75	0,5	82,2	447	0,029
3	0,75	0,9	83,7	422	0,030

Tabela 4.12 - taxa de acertos para a configuração (8-10-1)

Topologia 8-10-1 conjunto de validação igual a 15%					
Conjunto de Treinamento	TA	M	% Acertos	Época	EQM
3	0,05	0,1	84,5	606	0,031
3	0,05	0,5	84,4	587	0,031
3	0,05	0,9	83,5	597	0,030
3	0,1	0,1	84,0	638	0,030
3	0,1	0,5	83,9	555	0,030
8	0,1	0,9	81,9	469	0,035
8	0,75	0,1	81,3	463	0,035
8	0,75	0,5	82,5	521	0,035
8	0,75	0,9	81,9	523	0,035

Tabela 4.13 - taxa de acertos para a configuração (8-15-1)

Topologia 8-15-1 conjunto de validação igual a 15%					
Conjunto de Treinamento	TA	M	% Acertos	Época	EQM
9	0,05	0,1	81,8	797	0,015
9	0,05	0,5	81,7	524	0,015
9	0,05	0,9	81,7	523	0,015
9	0,1	0,1	81,7	692	0,015
9	0,1	0,5	84,0	571	0,016
9	0,1	0,9	81,6	816	0,015
9	0,75	0,1	83,8	702	0,016
9	0,75	0,5	81,6	674	0,015
9	0,75	0,9	84,1	609	0,016

Tabela 4.14 - Melhor topologia dentre as três para o conjunto de validação igual a 15%

Topologia	TA	M	Época	EQM	% Acertos	Conjunto de Treinamento
8-5-1	0,1	0,1	462	0,031	85,1	3
8-10-1	0,1	0,1	638	0,030	84,0	3
8-15-1	0,75	0,9	609	0,016	84,1	9

Verifica-se através das (Tabela 4.11, e Tabela 4.13) que para as configurações (8-5-1), (8-10-1) e (8-15-1) o melhor desempenho obtido (marcado em cinza) é com a taxa de aprendizagem de 0,1, e termo *momentum* igual a 0,1 pois fornece o maior valor de taxa de acertos.

Observa-se também que o conjunto de treinamento de número 3 obteve a melhor generalização da rede. O valor de época e a topologia foram os menores entre as três, indicando menor esforço computacional. O valor de EQM também se mostrou satisfatório, pois se o mesmo fosse muito baixo estaria ocorrendo a condição de *overfitting*. Isso significa que a rede estaria viciada durante o treinamento perdendo o poder de generalização quando apresentado valores desconhecidos a mesma, tornando o erro na saída muito alto. Nunes et al. (2010).

Quando o processo é o inverso, ou seja, o número de épocas muito grande, pode haver inconsistência dos dados de entrada apresentadas a rede, bem como um número não adequado de neurônios.

Divisão 3: 80% para o conjunto de treinamento e 20% para o conjunto de teste.

Para a divisão 3, os procedimentos foram os mesmos adotados na divisão 1 e divisão 2, porém o que os diferem são as quantidades de amostras para o conjunto de treinamento e conjunto de validação, 80 e 20%, respectivamente.

Para a divisão 3 foram apresentadas três tabelas com os melhores resultados para cada topologia analisada.

Tabela 4.15 - taxa de acertos para a configuração (8-5-1)

Topologia 8-5-1 conjunto de validação igual a 20%					
Conjunto de Treinamento	TA	M	% Acertos	Época	EQM
3	0,05	0,1	89,9	982	0,041
3	0,05	0,5	88,8	1000	0,042
3	0,05	0,9	89,0	906	0,041
3	0,1	0,1	89,4	969	0,042
3	0,1	0,5	90,4	845	0,040
3	0,1	0,9	89,9	958	0,041
3	0,75	0,1	90,2	987	0,042
3	0,75	0,5	89,1	879	0,042
3	0,75	0,9	90,1	959	0,042

Tabela 4.16 - taxa de acertos para a configuração (8-10-1)

Topologia 8-10-1 conjunto de validação igual a 20%					
Conjunto de Treinamento	TA	M	% Acertos	Época	EQM
3	0,05	0,1	91,0	781	0,042
3	0,05	0,5	91,0	863	0,041
3	0,05	0,9	91,0	812	0,041
3	0,1	0,1	90,2	874	0,042
3	0,1	0,5	91,1	997	0,041
3	0,1	0,9	90,2	1000	0,042
3	0,75	0,1	90,5	979	0,042
3	0,75	0,5	88,8	946	0,042
3	0,75	0,9	89,6	1000	0,041

Tabela 4.17 - taxa de acertos para a configuração (8-15-1)

Topologia 8-15-1 conjunto de validação igual a 20%					
Conjunto de Treinamento	TA	M	% Acertos	Época	EQM
3	0,05	0,1	91,1	851	0,041
3	0,05	0,5	90,4	976	0,042
3	0,05	0,9	89,2	844	0,040
3	0,1	0,1	90,4	975	0,042
3	0,1	0,5	91,2	926	0,041
3	0,1	0,9	91,1	909	0,116
3	0,75	0,1	90,4	1000	0,041
3	0,75	0,5	91,1	974	0,041
3	0,75	0,9	90,4	857	0,042

Tabela 4.18 - Melhor topologia dentre as três para o conjunto de validação igual a 20%

Topologia	TA	M	Época	EQM	% Acertos	Conjunto de Treinamento
8-5-1	0,1	0,5	845	0,040	90,4	5
8-10-1	0,1	0,5	997	0,041	91,0	3
8-15-1	0,1	0,5	926	0,041	91,2	3

Verifica-se através da Tabela 4.15, Tabela 4.16 e Tabela 4.17 que para as configurações (8-5-1), (8-10-1) e (8-15-1) o melhor desempenho obtido (marcado em cinza) é com a taxa de aprendizagem de 0,1, e termo *momentum* igual a 0,5, pois fornece o maior valor na taxa de acertos.

Observou-se também que o conjunto de treinamento de número 3 obteve a melhor generalização da rede. Embora esta topologia tenha sido escolhida como a melhor dentre as três, o número de neurônios na camada intermediária é o maior.

Como inicialmente foi adotada a escolha da melhor topologia pela maior taxa de acerto, a mesma foi mantida, mesmo que a topologia (8-10-1) obteve valor na taxa de acerto próximo a topologia escolhida.

Observou-se também que quanto menor o número de amostras para o conjunto de treinamento, mais vezes a rede necessitou executar o processo de treinamento a fim de adquirir convergência, acarretando em um elevado número de épocas. Não foi o caso da topologia vencedora, mas se diminuir o conjunto de treinamento, as variáveis de entrada podem perder a relação com a saída desejada, acarretando em taxas de acerto muito baixas.

Os melhores resultados dentre as três topologias existentes para cada uma das três divisões foram separadas e colocadas em uma única tabela (Tabela 4.19).

Em seguida, de forma individual, todas foram treinadas com os respectivos conjuntos de treinamento. Para cada caso, foi utilizado o conjunto de teste nunca apresentado a rede (extraído na metodologia com a função *cvpartition* “holdout” do MATLAB), obtendo assim o reconhecimento dos padrões procurados.

Tabela 4.19 - Melhor topologia dentre todas as candidatas

% de treinamento	Topologia	TA	M	Época	EQM	% Acertos	Conjunto de Treinamento
90	8-5-1	0,1	0,1	322	0,2	67,2	5
85	8-5-1	0,1	0,1	694	0,031	79,9	3
80	8-15-1	0,1	0,5	844	0,0422	88,4	3

Através da análise da Tabela 4.19 a primeira topologia (8-5-1) obteve um valor baixo na taxa de acerto (67,2%), provavelmente decorrido da má escolha do conjunto de teste durante a técnica *k-fold*. Para a segunda topologia (8-5-1), observou-se que não obteve valores na taxa de acerto acima de 80%, apresentando também um possível conjunto de teste mal distribuído ou má generalização da rede.

Na última topologia (8-15-1) foi constatado que o melhor resultado apresentado quanto ao maior valor da taxa de acertos resultou em 88,4% de acerto.

Apesar de o banco de imagens possuir apenas 60 amostras (30 calibradas e 30 descalibradas) esse resultado se mostrou satisfatório apresentando um bom poder de generalização da RNA.

5. CONCLUSÕES

Neste trabalho foi apresentada a utilização de técnicas de processamento de imagem que tem por objetivo auxiliar na calibração do feixe de laser Nd: YAG de 1064 nm, utilizado em aplicações dermatológicas.

A partir da determinação do polímero poliacetal (POM) como elemento de registro, foi possível caracterizar o perfil transversal do feixe. A aquisição de imagens para os testes apresentados neste trabalho foram adquiridas por meio de uma câmera digital permitindo a realização das análises dos parâmetros necessários para a calibração do mesmo.

Com os resultados do POM apresentados no APÊNDICE B pôde-se afirmar que o valor médio da circularidade acima de 0,85 os feixes se comportaram como calibrados e abaixo deste como descalibrados. No entanto, para o papel as médias dos valores da circularidade se encontraram muito próximos (0,79 calibrado e 0,78 descalibrado), podendo ocorrer a subjetividade nas interpretações.

Com base nos resultados, chega-se a conclusão que o método é eficiente para seu propósito, pois permite a identificação dos parâmetros relacionados a área, circularidade, diâmetros, perfil da borda, assinatura, textura (contraste e energia), divergência e estimativa da cintura de maneira eficiente quando comparada aos valores de referência extraídos por meio da técnica *knife edge*.

Observou-se também que os parâmetros do POM comportaram-se com menor variação quando comparados aos valores do papel fotossensível, por isso o POM foi adotado como o material principal nas análises dos parâmetros necessários para a caracterização do feixe.

Com base nos resultados apresentados pela RNA, pode-se verificar que a mesma foi capaz de reconhecer os padrões calibrados e descalibrados com taxa de acerto igual a 88,4%.

Considera-se também que com a realização de testes com um número maior de amostras juntamente com a aquisição dos valores de referência com maior precisão e a investigação da inflamabilidade do POM quando exposto a radiação, obtenham-se os parâmetros necessários para a caracterização do perfil transversal do feixe laser, tornando-se possível a consolidação de uma proposta para a inspeção de qualidade de feixe laser para aplicação dermatológica, como um método de calibração alternativo. Com isso, é possível aumentar a eficiência,

rapidez e a exatidão nas medições dos parâmetros do feixe de laser quando comparado a análises por meio da visualização humana.

5.1 Trabalhos futuros

Seguem algumas propostas para continuação das pesquisas:

- Perfil tridimensional: investigar ou até propor equipamentos específicos que capturem o perfil tridimensional do feixe;
- Deve-se adequar ao projeto, sistemas óticos de alta resolução e aplicá-las as técnicas de Moiré, pois segundo Lino (2002) e Silva (2011) o método mostra ser eficaz para a geração de imagens tridimensionais.
- Ângulo de divergência: deve ser corrigido por meio do *knife edge* ou equipamentos óticos de maior precisão a fim de comparar com os resultados adquiridos por meio das técnicas de PDI.
- Intensidade: Valores no eixo longitudinal do feixe poderão ser determinados por meio da imagem 3D.
- M^2 : Após determinar a cintura do feixe este poderá ser determinado.
- Laser de CO_2 : aplicar o método desenvolvido em laser de CO_2 já que este se mostra promissor para outras faixas espectrais do infravermelho.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS¹⁹

¹⁹ Esta dissertação foi elaborada de acordo com as seguintes normas em vigor: Universidade de São Paulo. **Sistema Integrado de Bibliotecas da USP. Diretrizes para apresentação de dissertações e teses da USP: documento eletrônico e impresso Parte I (ABNT)** / Sistema integrado de Bibliotecas da USP ; Vânia Martins Bueno de Oliveira Funaro, coordenadora... [ET al.]. –2. Ed.rev.ampl. –São Paulo: Sistema Integrado de Bibliotecas da USP, 2009. 102 p. – (Cadernos de Estudos ; 9)

ANDERSON R. R.; PARRISH J. A.: Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed irradiation. **Science**, Nova York, v.220:, p.524-7, 1983.

ARAÚJO M. A., SILVA R., LIMA E., PEREIRA D. P., OLIVEIRA P. C., Measurement of Gaussian laser beam radius using the knife-edge technique: improvement on data analysis, **Applied Optics**, v.48, p.393-396, 2009.

BAGNATO V. S. Os fundamentos da luz laser. Física na escola. v.2, n.2, IFSC, São Carlos, 2001.

BOLWERK, M., JENSE, F.; FRAUENPREISS T. Slab laser advances boost welding quality. **EuroPhotonics**, California, v.2, n.1, p.30-31, 1997.

CARISTAN C. L. **Laser Cutting Guide for Manufacturing**, Michigan, 2004.

CARROLL L.; HUMPHREYS T. R., Clinical in dermatology: LASER-tissue interactions, **Jefferson Medical College of Thomas Jefferson University**, Philadelphia, ELSEVIER, p. 2-7, 2006.

EINSTEIN, A.: On the quantum theory of radiation. **Physikal Zeitschr**, v.18, p.121, 1917.

FERNANDES N.; PIRES M.; ABREU M., Caracterização de Feixes Laser, das definições às medições, **Conferência Nacional de Física**, DOP, INETI, 2002

FOLEY J. S.; TOWNSEND S. S.: Laser propagation analysis using Plexiglas™ burn samples, **Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers**, Canada, v.49, n.4, 2010.

FRIEDMAN P. M.; JIH M. H.; SKOVER G. R.; PAYONK G. S.; KIMYAI-ASADI A.; GERONEMUS R. G.: Treatment of atrophic facial acne scars with the 1064-nm Q-switched Nd:YAG laser: six-month follow-up study, **DermSurgery Associates**,

Department of Dermatology, v.140, n.11, p.1337-41, University of Texas Medical School, Houston, 2004.

GASVIK, K. J.: Optical metrology, ed. John wiley & sons, p.250-273, New York, 1995.

GOLDMAN L.: Biomedical Aspects of the Laser: The Introduction of Laser Applications into Biology and Medicine, **Springer**, Berlin, 1967.

GOLDMAN L.; BLANEY D. J.; KINDEL D. J.; KINDEL D. J. J.; FRANKE E. K.: Effect of the laser beam on the skin: preliminary report, **J. Invest Dermatol**, v.40, p.121-122, 1963.

GROSSI F. H.; Caracterização e padronização de um sistema dosimétrico termoluminescente para radiações ultravioleta e laser utilizando o CaSO₄:Dy. 2005 80 f. dissertação (mestrado) Tecnologia Nuclear- Aplicações. Ipen, São Paulo, 2005.

GONZALEZ R. C.; WOODS R.E.; EDDINS S.L.: Digital Image Processing Using MATLAB, 2nd ed., Gatesmark Publishing, USA, 2009.

GONZALEZ R. C.; WOODS R. E.; WESLEY A.: Digital Image Processing. SP: Edgard Blucher, 1992.

HAGAN F.: **Proceedings of the International Joint Conference on Neural Networks**, June, 1997.

HOCHMAN A. G.: Laser treatment of onychomycosis using a novel 0.65-millisecond pulsed Nd:YAG 1064-nm laser, **Journal of Cosmetic and Laser Therapy**, Morristown, USA, p.1–4, 2011.

ISHIMARU A.: Wave propagation and scattering in random media, Academic Press, 1978.

ISO 11146:1999 – Test methods for laser beam parameters – Beam width, divergence angle and beam propagation factor.

ION J. C.: Laser Processing of Engineering Materials: Principles, Procedure and Industrial Application, Oxford Reino Unido, **Elsevier**, cap.3, p.42-103, 2005.

JAVAN A.; BENNETT W. R. J.; HERRIOTT D. R.: Population inversion and continuous optical maser oscillation in a gas discharge containing a He-Ne mixture. **Physical Review Letters**, v.6, n.3, p.106-110, 1961.

JOHNSON, L. F.; NASSAU K.: Infrared fluorescence and stimulated emission of Nd^{+3} in CaWO_4 . **Proceedings of the IRE**, v.49, p.1704-1706, 1961.

JUDY M. M. **Biomedical Lasers**: The Biomedical Engineering Handbook. 2nd ed. Joseph D. Bronzino. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.

KAMINSKY S. K.: Aparelhos de laser e equipamentos correlatos. Edição Especial Dermatologia, **RBM ver. bras. med.**, São Paulo, v. 66, p. 20-32, jun 2009.

KANNATEY A. E.: Principles of laser materials processing, Hoboken, Nova Jersey, 2009.

KOGELNIK, H. e Li, T. Laser Beams and Resonators. Applied Optics. P. 1550-1567, 1966.

LINO A. C. L.: Técnica Óptica de Moiré Visando a Aplicação no Estudo de Superfícies Irregulares. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Engenharia Agrícola, UNICAMP, Campinas, 2002.

MEISTER J.; APEL C.; FRANZEN R.; GUTKNECHT N.: Influence of the special beam profile on hard tissue ablation Part I: multimode emitting Er:YAG lasers, **Lasers in Medical Science**, Londres, v.18, n.2, p.112-118, 2003.

MAIMAN T. H.: Stimulated optical radiation in ruby, Nature, v.187, p.493, 1960.

MAIMAN, T.H.: The Laser Odyssey. Blaine: Laser Press, p.103, 2000.

MESTER E.; MESTER A. F.; MESTER A.: **The biomedical effects of laser application**: Laser in Surgery and Medicine. v. 5, p.31-39, 1985.

NIEMZ, M.H. **Laser-tissue interaction**: fundamentals and applications. 3rd ed. Heidelberg: Springer, 2003.

OSÓRIO N.; TOREZAN A. R. Laser em Dermatologia, ROCA, 2002.

PATEL, C. K. N.; FARLANE M. C.; FAUST R. A.; W. L.: Selective excitation through vibrational energy and optical maser action in N_2 -CO₂, **Phys Rev**, v.13, p. 617-619, 1964.

PARRISH J. A.; DEUTSCH T. F.: Laser photomedicine, **IEEE J. Quantum Electron** v.20, p.1386-1396, 1984.

PASCHOTTA R.: Beam quality deterioration of lasers caused by intracavity beam distortions, **Optical Society of America**. Zürich, v.14, p.6069-6074, 2006.

PATRIOTA R. C. R.: Laser um aliado na dermatologia, **Rev. Med.**, v. 86, n.2, p.64-70, São Paulo, 2007.

PLANCK, M.: On the energy distribution law in the normal spectrum radiation. **Annalen der PhysiLeipzig**, Alemanha, v.4, p.553-563, 1901.

QUAN C.; FU. Y.; TAY C. J.; TAN J. M.: **Profiling of objects with height steps by wavelet analysis of shadow moiré fringes**, Applied Optics, Singapore, 2005.

ROUNDY C. B.: Current Technology of Laser Beam Profile Measurements Technical Report, **Spiricon** Inc, Logan, v.18, 1995.

RYPMA R.: **BEAM CHARACTERIZATION: Beam profiling rises to the challenge of increasingly sophisticated laser systems**. 02 jan. 2010. Disponível em: <http://www.laserfocusworld.com/articles/2010/02/beam-characterization.html>

Acessado em: 25 out. 2013.

SHERWOOD K. A.; MURRAY S.; KURBAN A. K.; TAN O. T.: Effect of wavelength on cutaneous pigment using pulsed irradiation, **J Invest Dermatol** , v.92, p.717-720, 1989.

SHEU F. W.; CHANG C. H.: Measurement of the intensity profile of a Gaussian laser beam near its focus using an optical fiber, **American Journal of Physics**, Nova York, v.75, n.10, p.956-959, 2007.

SIEGMAN A. E.; EDWARD L. G.: Defining, measuring, and optimizing laser beam quality, **Proceedings of SPIE**, California Stanford, v.1868, n. 5, p.2-12, 1993.

SILVA, M. V. G. Determinação das Dimensões Espaciais de Corpos Sólidos por Técnicas Ópticas de Moiré. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Engenharia Agrícola, UNICAMP, Campinas, 2011.

TAMURI A. R.; BIDIN N.; DAUD Y. M.: Beam spot of q-switched Nd:YAG laser based on raster graphic. Laser Technology Laboratory, Faculty of Science, Johor Malaysia, 2010.

TANZI E. L.: Lasers in dermatology: Four decades of progress, Washington DC: Institute of Dermatologic Laser Surgery, 2003.

THOMSON, J. J.: On the structure of the atom: an investigation of the stability and periods of oscillation of a number of corpuscles arranged at equal intervals around the circumference of a circle; with application of the results to the theory of atomic structure. **Philosophical Magazine**, v.7, n.39, p.237-265, 1904.

ZUECH N. **Understanding and Applying Machine Vision**, 2nd ed., Marcel Dekker, USA, 2000.

APÊNDICE A – TÉCNICAS E RESULTADOS INICIAIS RELACIONADAS A AQUISIÇÃO DE PADRÕES E COMPROVAÇÃO DAS TÉCNICAS PDI

Os resultados iniciais são apresentados nesse apêndice por meio de valores apresentados em tabelas, bem como imagens adquiridas após as etapas executadas na metodologia (capítulo 3). Conforme mencionado no capítulo 3 foi necessário a realização de testes iniciais para comprovar o quão próximo o material investigado era semelhante ao papel fotossensível.

Os valores dos dados referenciais para os cálculos dos parâmetros do feixe foram extraídos por meio de dois equipamentos de metrologia. Para as medições no papel e no POM utilizou-se o microscópio confocal OLS4000 LEXT da marca Olympus. A fim de ter como outra opção comparativa dos valores foi utilizado um perfilômetro de contato SURFPAK da marca Mitutoyo somente para o POM. O uso no papel foi inviável devido aos danos provocados pela agulha em sua superfície.

Com a utilização do microscópio, pode-se visualizar o “Feixe 1” calibrado no POM através da Figura 0.1 (a) . Na Figura 0.1(b,c) o número 1 representa o perfil do feixe no eixo Y e o número 2 é o perfil do feixe no eixo X (leitura invertida). Os valores obtidos estão evidenciados na Tabela 0.1.

(a)

Figura 0.1 - (a) Imagem do “Feixe 1” calibrado no POM adquirido por meio do microscópio confocal; (b) perfil do “Feixe 1” calibrado no eixo X; (c) perfil do “Feixe 1” calibrado no eixo Y.

A aquisição da imagem do “Feixe 1” calibrado no papel também é de extrema importância, pois possibilita analisar a veracidade dos dados comparados ao POM, conforme Figura 0.2 (a,b). Seus valores também estão demonstrados na Tabela 0.1.

(a)

(b)

Figura 0.2 - (a) Imagem do “Feixe 1” no papel adquirido por meio do microscópio confocal; (b) perfil do “Feixe 1” no eixo Y.

A varredura do feixe por meio do perfilômetro fornece apenas o perfil transversal com as coordenadas dos pontos iniciais e finais da curva (cor azul) em arquivos do tipo .jpg, representados na Figura 0.3(a,c).

Para adquirir tais coordenadas foi utilizado o aplicativo McLabEn64²⁰ possibilitando a interpolação (cor vermelho), na qual se determinou o perfil nos eixos X e Y do feixe, ilustrados através da Figura 0.3(b,d).

Em seguida, visando à determinação do valor do raio do feixe, assumiu-se o ponto de maior valor na coordenada Y à esquerda da curva. Um segundo ponto de maior valor no eixo Y foi assumido à direita da curva. Por fim, subtraiu-se o último ponto pelo primeiro e dividiu-se pela metade, adquirindo-se o valor desejado.

Comparado ao microscópio esse método também se mostrou eficiente, pois descreveu os resultados de forma satisfatória e semelhante. Os valores podem ser comparados através da Tabela 0.1.

(a)

(b)

²⁰

Aplicativo free disponível em: http://www.cmssoft.com.br/index.php?option=com_content&view=category&layout=blog&id=47&Itemid=84. Acessado em: 03/10/2011.

(c)

(d)

Figura 0.3 - (a) Imagem do perfil transversal no eixo X do “Feixe 1” calibrado no POM adquirido por meio do perfilômetro; (b) perfil transversal no eixo X após interpolação; (c) imagem do perfil transversal no eixo Y do “Feixe 1” calibrado no POM adquirido por meio do perfilômetro; (d) perfil transversal no eixo Y após interpolação.

Tabela 0.1 - Dados do microscópio e do perfilômetro

MICROSCOPIO		
CALIBRADO	RAIO X	RAIO Y
Feixe 1 POM(μm)	4476	4715
Feixe 1 papel(μm)	---	4213
PERFILÔMETRO		
CALIBRADO		
Feixe 1 POM(μm)	4102	4775

Embora os dados adquiridos pelo microscópio confocal sejam muito precisos, o processo de aquisição das imagens de um único feixe é muito lento, demorando cerca de 30 minutos para finalizá-lo.

Esse tempo deve-se ao fato de que a varredura da área de um único feixe demarcada no polímero é efetuada em passos de $0,4 \mu\text{m}$ de diâmetro, sendo que essa região é superior a $0,5 \text{ cm}$ de diâmetro. Ao final desse processo foram geradas

16 imagens e, para que a mesma pudesse representar uma única imagem, posteriormente, foram reenderizadas na qual exigiu um alto custo computacional.

Em contrapartida, o perfilômetro também determinou com precisão o perfil transversal do feixe mesmo sem obter a imagem completa.

De acordo com a literatura (seção 3.3), a energia do feixe pode sofrer variações de pulso para pulso, ocasionando discrepância nas medições. Para avaliar os resultados e tomando como base essa informação, na metodologia proposta foram utilizados três feixes calibrados no papel e no polímero, bem como três feixes descalibrados em ambos. Com isso foram estabelecidos os parâmetros da área do feixe, circularidade, raios, Erro Quadrático Médio (EQM) e a diferença no perfil da borda.

Esses resultados foram analisados por meio da comparação dos valores obtidos experimentalmente em relação aos referenciais.

Tabela 0.2 - Resultados dos parâmetros dos feixes

Feixes no Poliacetal								
Calibrado	Área	Circularidade	Raio circunf. ideal	Raio X	Raio Y	Diferença do Perfil	ERM	EQM
Feixe 1	13389	0,922	64,9	62	68	763	0,000213340	0,058100000
Feixe 2	13151	0,961	60,7	66	65	1648	0,000181050	0,046800000
Feixe 3	13424	0,952	65,2	64	67	900	0,000070561	0,006700000
Média	13321	0,945	65,05	64	67	1104	0,01550%	3,7%
Média(μm)	15566009	----	4517	4444	4630	76644	----	----
Feixes no Papel								
Descalibrado	Área	Circularidade	Raio circunf. ideal	Raio X	Raio Y	Diferença do Perfil	ERM	EQM
Feixe 1	11789	0,812	61,7	68	58	2482	0,000088545	0,010100000
Feixe 2	12228	0,894	62,6	55	66	2865	0,000328140	0,132200000
Feixe 3	12377	0,878	62,6	51	67	3226	0,000298340	0,112000000
Média	12131	0,861	63	58	64	2858	0,02383%	8,5%
Média(μm)	17092927	----	4347	4028	4421	198449	----	----
Feixes no Papel								
Calibrado	Área	Circularidade	Raio circunf. ideal	Raio X	Raio Y	Diferença do Perfil	ERM	EQM
Feixe 1	13271	0,941	64,6	67	64	656	0,000081201	0,009000000
Feixe 2	13370	0,948	64,8	62	67	790	0,000149410	0,030100000
Feixe 3	13431	0,925	65	64	68	504	0,000071482	0,006600000
Média	13357	0,938	65	64	66	650	0,01007%	1,5%
Média(μm)	15524057	----	4500	4468	4606	45139	----	----
Feixes no Papel								
Descalibrado	Área	Circularidade	Raio circunf. ideal	Raio X	Raio Y	Diferença do Perfil	ERM	EQM
Feixe 1	12381	0,760	62,7	72	52	3827	0,000237120	0,069200000
Feixe 2	12346	0,780	62,7	71	56	3615	0,000231120	0,070900000
Feixe 3	12212	0,866	62,3	67	56	1795	0,000245210	0,076900000
Média	12313	0,802	63	70	55	3079	0,02378%	7,2%
Média(μm)	16840737	----	4345	4861	3796	213819	----	----

Para facilitar o entendimento dos resultados, criaram-se legendas da seguinte maneira:

- FCPOM = Feixe Calibrado no Polímero
- FDPOM = Feixe Descalibrado no Polímero
- FCp = Feixe Calibrado no papel
- FDp = Feixe Descalibrado no papel

Ao observar os valores referenciais dos raios (eixo X e Y) para o “Feixe 1” FCPOM na Tabela 0.1 (4476; 4715 μm), quando comparados aos valores médios dos raios também em X e Y FCPOM (Tabela 0.2) (4444; 4630 μm), verificou-se que os erros encontrados para os respectivos raios são muito baixos (0,71% e 1,8%), respectivamente. Isso indica que os resultados adquiridos pela metodologia proposta possuem grande semelhança morfológica e exatidão nos dados quando comparadas aos valores referenciais.

A segunda análise se faz necessária comparar os valores adquiridos para os dois materiais, a fim de comprovar a utilização do novo material como método alternativo de calibração.

O parâmetro da circularidade presente na Tabela 0.2, destaca que a média dos valores para o FCPOM e o FCp também estão próximos, sendo este 0,945 e 0,938, respectivamente. Em seguida, foram analisadas da mesma maneira para os FDPOM e FDp, correspondendo respectivamente a 0,861 e 0,802. Isto foi muito significativo, pois indica semelhança morfológica entre os feixes obtendo 0,7% de erro. Outra característica importante identificada foi que acima do valor 0,9 os feixes se comportaram como calibrados e abaixo deste como descalibrado, quando comparados ao valor de circunferência ideal de valor igual a 1,0.

Para evidenciar o comportamento da borda do feixe, é exibida na Tabela 0.2 a média da diferença no perfil do feixe (assinatura) em relação à circunferência ideal.

Foi observado que a comparação entre FCPOM (1104 *pixels*) e FCp (650 *pixels*) embora um seja quase o dobro do outro, ambos possuem características similares. Essa discrepância ocorreu devido à queima do papel não possuir um comportamento uniforme devido a sua fragilidade e aos compostos de grafite depositados em sua superfície.

Enfim, atentando-se a média dos valores do EQM, constata-se que para as comparações entre FCPOM e FCp (3,720% e 1,523%) e entre FDPOM e FDP (8,477% e 7,233%) essas possuem valores relativamente baixos aceitáveis, quando assimilado em relação ao perfil da circunferência ideal .

Os dados subseqüentes descritos na Tabela 0.2 foram analisados de maneira semelhante aos demais parâmetros do feixe descritos anteriormente.

Devido a estes fatos, foi constatado que o método é aceitável na determinação desses e outros parâmetros relacionados ao feixe, encorajando a continuidade do trabalho por meio da metodologia proposta.

APÊNDICE B – TABELAS REFERENTES AS MÉTRICAS CALCULADAS POR MEIO DE PROCESSAMENTO DE IMAGEM.

Tabela B1 - Resultados calibrados POM

CALIBRADOS	Área	circularidade	Diam X	Diam Y	Dist Eucl	EQM	diferença	Desv PAD	CV	contraste	energia
feixe 1	62553	0,8733	285	289	66	0,0442	2548	3,1404	0,0223	0,4187	0,2267
feixe 2	60616	0,8809	281	280	67	0,0544	2564	3,32	0,024	0,3454	0,289
feixe 3	60554	0,8454	279	287	123	0,0129	4641	6,6137	0,0479	0,3088	0,2165
feixe 4	60744	0,8948	281	283	56	0,0312	2090	2,5299	0,0183	0,3861	0,2147
feixe 5	61177	0,9136	281	281	51	0,0374	1921	0,5159	0,0037	0,5645	0,2435
feixe 6	59547	0,8892	263	283	72	0,0179	2715	3,5316	0,0258	0,5853	0,2264
feixe 7	63886	0,8146	279	287	189	0,0612	7816	9,7153	0,0685	0,3464	0,2696
feixe 8	62815	0,8541	282	286	140	0,0135	5586	7,0059	0,0498	0,4937	0,2311
feixe 9	62264	0,8902	289	288	102	0,0321	3902	5,2231	0,0372	0,55	0,1967
feixe 10	59685	0,9036	273	281	68	0,0133	2537	3,3629	0,0245	0,3779	0,2577
feixe 11	61038	0,8087	271	289	97	0,0274	3728	4,6209	0,0333	0,4989	0,2443
feixe 12	59014	0,8693	267	279	77	0,0065	2947	3,7565	0,0275	0,3068	0,2902
feixe 13	59416	0,8295	265	282	150	0,0115	5598	7,5433	0,0551	0,2517	0,2469
feixe 14	61842	0,8633	268	282	111	0,0203	4294	5,4727	0,0392	0,1522	0,2615
feixe 15	62560	0,885	287	287	108	0,0566	4278	5,1822	0,0369	0,3918	0,2038
feixe 16	62852	0,8221	282	283	73	0,0421	3021	3,3127	0,0235	0,3359	0,2502
feixe 17	59749	0,8683	270	279	96	0,006	3534	5,0277	0,0366	0,3029	0,2624
feixe 18	60324	0,8421	270	279	147	0,0168	5669	7,7507	0,0562	0,2989	0,3536
feixe 19	60318	0,8421	264	279	127	0,0499	5054	6,6175	0,048	0,3078	0,3408
feixe 20	63394	0,8968	285	292	70	0,0565	2830	3,3873	0,0239	0,3227	0,2424
feixe 21	64409	0,8318	277	289	120	0,0237	4526	6,1451	0,0431	0,4006	0,2262
feixe 22	59732	0,8017	272	280	132	0,0015	4663	6,7212	0,049	0,3101	0,2491
feixe 23	60447	0,7806	277	282	105	0,0079	4114	5,3949	0,0391	0,3145	0,2401
feixe 24	59949	0,8259	271	285	75	0,0152	2858	3,6605	0,0266	0,2559	0,3084
feixe 25	63590	0,8108	289	288	99	0,0742	4221	5,1242	0,0361	0,3649	0,2425
feixe 26	61168	0,8104	268	281	97	0,0046	3617	4,7504	0,0342	0,3414	0,2408
feixe 27	59860	0,8034	271	284	132	0,0727	5150	6,2855	0,0458	0,3433	0,3042
feixe 28	60096	0,8852	262	258	103	0,0129	3932	5,2454	0,0381	0,3002	0,3417
feixe 29	59032	0,8464	268	283	93	0,0071	3439	4,3866	0,0322	0,1994	0,2559
feixe 30	63737	0,8898	280	283	94	0,0286	3997	4,7218	0,0333	0,1424	0,2811
MEDIA	61212,27	0,85243	275,233	282,967	101,33	0,02867	3926,333	5,002193	0,03599	0,3506367	0,2586
Arredondar	61212	0,85	275	283	101	0,0287	3926		0,036	0,35	0,26
%						2,9			3,6		
mm			7,55495	7,77473							

Tabela B2 – Resultados Descalibrados POM

DESCALIBRADOS	Área	CIRC. MAIOR RAI0	Raio X	Raio Y	Dist Eucl	EQM	diferenca	Desv PAD	CV	contraste	energia
feixe 1	57632	0,7349	248	283	140	0,0309	5076	6,8587	0,051	0,2182	0,3316
feixe 2	51992	0,7258	253	267	142	0,0021	4759	7,1779	0,0562	0,2992	0,4182
feixe 3	59123	0,7351	261	274	105	0,0023	3701	5,3303	0,039	0,2409	0,4285
feixe 4	59041	0,7624	261	273	129	0,0023	4837	6,5647	0,0481	0,302	0,2974
feixe 5	62787	0,7807	259	279	158	0,0874	6144	7,9434	0,0565	0,2086	0,3344
feixe 6	58179	0,7513	254	284	146	0,0034	5705	7,0153	0,0519	0,1441	0,3781
feixe 7	58797	0,7691	262	264	141	0,0663	6071	6,5049	0,0479	0,2239	0,5278
feixe 8	57317	0,7897	263	282	95	0,027	3531	4,5091	0,0336	0,3625	0,4092
feixe 9	56352	0,7867	264	272	96	0,0741	3585	4,4593	0,0335	0,3338	0,3773
feixe 10	53251	0,7635	241	259	149	0,0095	5358	7,6034	0,0587	0,2739	0,3241
feixe 11	60143	0,7669	269	283	117	0,0016	4313	5,9192	0,043	0,2785	0,3016
feixe 12	60632	0,7539	264	287	125	0,1025	5085	0,5473	0,0039	0,2402	0,4525
feixe 13	57595	0,7073	236	284	189	0,0298	7436	9,3514	0,0695	0,21	0,3748
feixe 14	58880	0,723	273	293	149	0,0209	5257	7,0311	0,0519	0,2887	0,3975
feixe 15	59974	0,7647	269	292	153	0,03	6048	7,7632	0,0565	0,3083	0,4013
feixe 16	58720	0,7487	266	278	137	0,1093	5282	6,7594	0,0498	0,3358	0,3504
feixe 17	56643	0,7222	251	282	145	0,0106	5314	7,1932	0,0539	0,2428	0,3277
feixe 18	56050	0,6715	271	279	197	0,0043	7508	9,7173	0,0734	0,1577	0,3666
feixe 19	59594	0,7318	268	278	193	0,0167	7186	9,9407	0,0725	0,3171	0,3839
feixe 20	58416	0,784	269	281	113	0,0541	4151	5,6576	0,0417	0,3441	0,3507
feixe 21	52945	0,7106	238	266	220	0,016	7940	10,9606	0,0853	0,2176	0,3528
feixe 22	57668	0,7353	255	283	155	0,0726	5352	7,7589	0,0579	0,3318	0,3475
feixe 23	58646	0,777	259	292	132	0,027	5163	6,5409	0,0482	0,3474	0,3066
feixe 24	57503	0,7819	266	278	133	0,0003	5092	6,5683	0,0488	0,3743	0,2863
feixe 25	58978	0,752	255	276	125	0,0076	4353	6,2267	0,0458	0,3237	0,3061
feixe 26	57426	0,714	262	286	170	0,0073	6165	8,8394	0,0656	0,2682	0,3124
feixe 27	59830	0,7439	261	285	118	0,0282	4427	5,4776	0,0399	0,3222	0,3705
feixe 28	60384	0,7798	272	289	127	0,0055	4385	6,4686	0,0469	0,19	0,5327
feixe 29	58407	0,7262	266	276	198	0,1018	7879	10,326	0,0762	0,2066	0,3162
feixe 30	58529	0,7856	277	274	160	0,0017	5976	8,1188	0,0598	0,2303	0,3122
MEDIA	58047,8	0,749316667	260,4	279,3	145,233	0,0318	5435,967	7,037773	0,05223	0,271413	0,365897
arredondar	58048	0,75	260	279	145	0,0318	5436		5,2	0,27	0,37
%						3,2					
mm			7,143	7,665							

Tabela B3 – Resultados Calibrado Papel

CALIBRADOS	Área	circularidade	Diam X	Diam Y	Dist Eucl	EQM	diferença	Desv PAD	CV	contraste	energia
feixe 1	49523	0,828	242	252	128	0,025	4647,000	6,753	0,054	0,774	0,090
feixe 2	48768	0,792	247	253	173	0,099	6131,000	8,561	0,069	0,605	0,103
feixe 3	47744	0,872	239	255	92	0,000	3054,000	4,669	0,038	0,674	0,119
feixe 4	46645	0,815	233	252	120	0,019	4135,000	6,217	0,051	0,527	0,154
feixe 5	46660	0,780	234	246	139	0,066	4900,000	7,203	0,059	0,594	0,126
feixe 6	49804	0,809	236	262	148	0,002	5013,000	7,841	0,063	0,739	0,096
feixe 7	44572	0,827	232	255	126	0,008	4387,000	6,319	0,053	0,649	0,120
feixe 8	42674	0,804	224	244	104	0,027	3338,000	5,401	0,047	0,609	0,133
feixe 9	43982	0,841	230	249	120	0,013	3707,000	6,034	0,051	0,657	0,138
feixe 10	42579	0,802	224	243	123	0,031	4259,000	6,119	0,053	0,627	0,120
feixe 11	45895	0,705	229	251	243	0,075	8367,000	12,812	0,107	0,679	0,104
feixe 12	44628	0,768	231	240	151	0,027	5255,000	7,853	0,066	0,713	0,115
feixe 13	44961	0,809	225	256	138	0,005	4694,000	7,069	0,060	0,765	0,104
feixe 14	43779	0,788	226	240	133	0,011	4628,000	6,947	0,059	0,736	0,118
feixe 15	42232	0,834	229	248	95	0,056	2997,000	4,843	0,042	0,666	0,143
feixe 16	44895	0,846	234	246	79	0,000	2576,000	3,957	0,033	0,692	0,122
feixe 17	44114	0,794	234	244	129	0,001	3972,000	6,347	0,054	0,686	0,120
feixe 18	42175	0,819	220	244	108	0,012	3309,000	5,435	0,047	0,715	0,120
feixe 19	44029	0,747	223	250	158	0,002	5094,000	8,108	0,069	0,560	0,127
feixe 20	36578	0,770	190	231	155	0,012	4586,000	8,067	0,075	0,560	0,146
feixe 21	41561	0,833	220	242	96	0,006	2964,000	4,675	0,041	0,496	0,164
feixe 22	41277	0,680	221	238	269	0,018	9049,000	13,797	0,122	0,497	0,150
feixe 23	41238	0,710	223	241	234	0,046	7777,000	12,317	0,109	0,650	0,139
feixe 24	42577	0,802	228	242	94	0,106	3011,000	4,703	0,041	0,530	0,137
feixe 25	42195	0,807	233	239	121	0,017	3934,000	6,130	0,053	0,601	0,127
feixe 26	42911	0,784	221	251	139	0,197	4137,000	7,127	0,061	0,580	0,136
feixe 27	43608	0,861	216	239	102	0,015	3077,000	5,161	0,044	0,571	0,159
feixe 28	41108	0,774	213	247	140	0,002	4488,000	7,420	0,065	0,557	0,170
feixe 29	42503	0,754	219	242	184	0,006	5878,000	9,406	0,082	0,510	0,166
feixe 30	44234	0,784	223	252	122	0,002	3829,000	6,199	0,053	0,483	0,159
MEDIA	43982	0,795	227	246	139	0,030	4573,100	7,116	0,061	0,623	0,131
Arredondar	43982	0,790	227	246	139	0,030	4573,000	7,120	0,061	0,620	0,130
%									6,100		
mm			6,236	6,758							

Tabela B4 – Resultados Descalibrado papel

DESCALIBRADOS	Área	ircularidad	Diam X	Diam Y	Dist Eudl	EQM	diferenca	Desv PAD	CV	contraste	energia
feixe 1	58753	0,7685	269	280	168	0,056	6179	8,6821	0,0639	0,6115	0,0849
feixe 2	53330	0,8186	242	275	116	0,082	3979	5,9374	0,0459	0,7398	0,0926
feixe 3	58199	0,8458	272	269	98	0,000	3587	4,8978	0,0362	0,731	0,0756
feixe 4	57372	0,8451	274	272	97	0,000	3586	4,6963	0,0349	0,9053	0,0694
feixe 5	48767	0,7698	240	261	157	0,133	5054	8,0609	0,0652	0,5347	0,1273
feixe 6	49876	0,81	237	257	154	0,001	4776	7,7728	0,0621	0,5342	0,1237
feixe 7	52297	0,8493	247	263	136	0,099	4471	6,8647	0,0536	0,6289	0,1035
feixe 8	54121	0,8665	251	260	96	0,067	3437	4,7502	0,0364	0,6633	0,0884
feixe 9	51866	0,7146	245	270	205	0,014	6464	10,6034	0,0832	0,5428	0,1115
feixe 10	48332	0,8197	250	252	98	0,022	3004	5,071	0,0411	0,649	0,0967
feixe 11	46519	0,8247	242	248	104	0,100	3514	5,2982	0,0439	0,691	0,0916
feixe 12	50023	0,8484	246	259	98	0,159	3451	4,9711	0,0396	0,5609	0,1075
feixe 13	47824	0,7767	232	246	148	0,072	4902	7,5426	0,0616	0,6733	0,0918
feixe 14	54395	0,8013	259	270	132	0,035	4732	6,7686	0,0517	0,725	0,0807
feixe 15	55425	0,8391	248	277	123	0,023	4367	16,0796	0,1363	0,5493	0,1151
feixe 16	45253	0,6666	238	243	307	0,399	10387	15,1588	0,1287	0,666	0,1047
feixe 17	45236	0,7041	249	245	299	0,077	9480	7,781	0,0652	0,851	0,0894
feixe 18	45386	0,7927	230	249	154	0,420	5008	7,8703	0,0654	0,7337	0,0934
feixe 19	46210	0,7837	226	254	156	0,035	5229	8,1246	0,0674	0,632	0,1023
feixe 20	46489	0,755	228	262	155	0,223	4831	8,1246	0,0674	0,7009	0,0942
feixe 21	50982	0,731	236	258	190	0,016	6135	9,7057	0,0767	0,5977	0,1053
feixe 22	48580	0,6606	233	249	303	0,047	9985	15,916	0,1297	0,645	0,1086
feixe 23	49899	0,7555	251	262	181	0,001	6365	9,1456	0,0731	0,6097	0,1113
feixe 24	49489	0,8153	244	255	119	0,291	3822	6,3006	0,0505	0,6424	0,1043
feixe 25	45542	0,6358	230	253	259	0,003	8287	13,5153	0,1138	0,5941	0,0987
feixe 26	47686	0,7856	218	253	179	0,273	6120	9,5466	0,0782	0,6767	0,0995
feixe 27	44534	0,8388	246	247	105	0,043	3477	5,4526	0,046	0,6943	0,109
feixe 28	43632	0,7971	223	250	129	0,089	4195	6,5927	0,0565	0,6018	0,1033
feixe 29	41626	0,7059	221	245	193	0,004	5648	10,1032	0,0883	0,5109	0,117
feixe 30	40616	0,7891	228	234	91	0,024	2750	4,5532	0,0403	0,4945	0,1313
MEDIA	49275,3	0,780497	241,8333	257,2667	158,3333	0,094	5240,7333	8,19625	0,06676	0,646357	0,101087
Arredondar	49275	0,78	242	257	158	0,0936	5241	8,20	0,067	0,65	0,1
%									6,7		
mm			6,648352	7,06044							