

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Jacilene Martins Medeiros

**Sistema Óptico de Projeção a Laser
para Análise da Superfície das Pregas
Vocais em Imagens Laringoscópicas**

Jacilene Martins Medeiros

**Sistema Óptico de Projeção a Laser
para Análise da Superfície das Pregas
Vocais em Imagens Laringoscópicas**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro de Ciências Exatas e Tecnologia da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Sistemas Elétricos e Eletrônicos

Orientador: Prof. Dr. Giuseppe Antônio Cirino

São Carlos - SP

2021



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Folha de Aprovação

Defesa de Dissertação de Mestrado da candidata Jacilene Martins Medeiros, realizada em 17/09/2021.

Comissão Julgadora:

Prof. Dr. Giuseppe Antonio Cirino (UFSCar)

Prof. Dr. Arlindo Neto Montagnoli (UFSCar)

Prof. Dr. Welyson Tiano dos Santos Ramos (UFVJM)

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

O Relatório de Defesa assinado pelos membros da Comissão Julgadora encontra-se arquivado junto ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.

À memória do meu pai, Manoel José Medeiros Sobrinho (1948-2019).

Agradecimentos

À Deus e a todos os meus mentores, que me guiam nessa jornada.

Ao meu orientador, prof. Dr. Giuseppe Antônio Cirino, pelo apoio, paciência, por não ter desistido de mim apesar das minhas extremas dificuldades e pelas grandes aprendizagens.

À todos meus professores da graduação, em especial aos que me ajudaram a chegar até aqui, Dr. Paulo Alliprandini Filho, Dr. Welyson Tiano dos Santos Ramos, Dr. Max Pereira Gonçalves, Dr. Fabiano Alan Serafim Ferrari, Dr. Marlon Luiz Hneda, Dr. Carlos Gabriel Pankiewicz e Dr. João de Deus Oliveira. Sem vocês eu não teria dado continuidade aos meus estudos.

Aos meus professores da Pós-Graduação, pelos ensinamentos, Dr. Luís Alberto Mijam Barêa, Dr. Giuseppe Antônio Cirino, Dra. Tatiane Cristina da Costa Fernandes e Dr. Helder Vinícius Avanço Galeti.

À UFSCar e todos os seus servidores, em especial a assistente em administração do PPGEE Valéria Danieli Motta, aos coordenadores do programa prof. Dr. Luís A. M. Barêa e prof. Dr. Samuel Lourenço Nogueira, a reitoria, todos os membros da Comissão de Pós-Graduação (CPG) e de outros conselhos, os técnicos em TI, bibliotecários, aos profissionais do restaurante universitário e da manutenção e limpeza.

Ao apoio financeiro para o desenvolvimento deste trabalho, oferecido pelo órgão de fomento CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior).

Aos meus colegas e amigos de luta, que estiveram comigo por toda essa caminhada, que me deram carinho e muita força para concluir essa etapa. Em especial a Ma. Patrícia

Raiana Albuquerque, Lucas Eduardo Ribeiro Duarte, Paulo Fernando Silva, Alex Ferreira Silva, Henrique Oliveira dos Santos, Edson Hernandes Francelino e João Vitor Barros.

Aos São-Carlenses que me ajudaram durante minha estadia na cidade, Amanda, Sofia, Rhanna, Robson, Fernanda, Adna, Wesley, os motoristas do ônibus e as tias do Dias supermercado.

Aos meus amigos da vida, pelo carinho, pelas boas conversas e orações. À Carlos Anderson, Fernanda Paiva, Angela Alves, Deybson Lucas, Adriele Mércia, Sandro Alves, Sandra Santos, Fernanda Santos e Maisa Medeiros.

Agradeço a minha família, pelo incentivo e orações, em que essas foram o que mais me fortaleceu para continuar nessa luta. À meu pai Manoel José Medeiros (Manel) (Em memória), por ter me ensinado o significado da palavra humildade e simplicidade. À minha guerreira mãe Idalina Alves Martins (Dada), por me mostrar a importância da luta e persistência. À minha irmã, Gerlúcia Martins Medeiros (Gi), por ter me dado muita paciência e me mostrar o valor do sorriso. Ao meu irmão Jailson Alves Martins (Bila), por me mostrar o sentimento de bondade e educação. Aos meus avós, Selvina, José (Em memória), Ventura (Em memória) e Gerosino (Em memória). Todo meu carinho a meus tios, Maria (Liu), Cida, Maura, Maurino (Nego), Manoel (Toca), Sônia, Miguel (Em memória), Cleide, Zilda, tia Maria, Geca e Natinho. À meus primos, Luciana, Adriano, Fabiano, Jeferson, Almeriane, Mauriane, Macksuel, Lavínia, Jhenifer, Stéfany, Álison, Celma e Célia. Ao meu cachorrinho Petrúquio, pelos momentos de alegria e carinho.

E por fim, agradeço a todos que me ajudaram por toda a minha caminhada e que por algum motivo não foram citados nesse texto.

*“Bom mesmo é ir a luta com determinação,
abraçar a vida com paixão, perder com classe e vencer
com ousadia, por que o mundo pertence a quem se atreve.
A persistência é o caminho para o êxito.”*
(Charles Chaplin)

Resumo

Ao compreender a produção acústica da voz humana e suas disfonias, fatores como características e dimensões das pregas vocais são relevantes. Estudos anteriores mostram que as imagens da superfície glótica, vistas por um laringoscópio, são moldadas de acordo com suas formas geométricas e tonalidades de cores e brilhos. No entanto, os exames clínicos em geral ainda são feitos de forma subjetiva e apresentam desafios, principalmente no que tange a detecção da posição de anomalias. Portanto, o objetivo deste trabalho de dissertação é propor um sistema óptico de projeção a laser, capaz de detectar as características da superfície das pregas vocais patológicas e estimar seus parâmetros quantitativos. Esse sistema compreende uma unidade de projeção a laser (UPL) atrelada a um videolaringoscópio de alta resolução, que em conjunto são capazes de projetar nas pregas vocais fotografadas uma matriz regular de pixels com dimensões de 12 x 12 spots de luz. Com essa metodologia, ao sobrepor a métrica de um elemento óptico difrativo (EOD) em imagens da superfície das pregas vocais, parâmetros como posição e dimensão podem ser quantificados. Afim de minimizar custos operacionais, o projeto do EOD da UPL foi simulado e embasado na teoria escalar da difração de Fourier. Esta pesquisa de mestrado analisou as imagens laringoscópicas de 3 pacientes, p_1 , p_2 e p_3 , com pólipos, cisto e leucoplasia, respectivamente. Além da simulação do sistema, para validar a proposta, foi desenvolvido um protótipo, com uma UPL comercial e moldes da superfície glótica de cada paciente. O processamento das imagens, da simulação e do protótipo, foi centrado no método semi-automático do divisor de águas. Portanto, com uma grade difrativa de 73 % de eficiência foi detectado dois pólipos, um cisto e uma leucoplasia com as dimensões de $9,73 \times 8,82 \pm 10^{-5}$ mm e $24,06 \times 8,97,73 \pm 10^{-5}$ mm; $4,12 \times 10,00 \pm 10^{-4}$ mm e $20,03 \times 16,30 \pm 10^{-5}$ mm, respectivamente. Este estudo demonstrou que o sistema proposto pode ser considerado uma ferramenta adequada para análise da superfície das pregas vocais no sentido de auxiliar, tanto no tratamento quanto no prognóstico de patologias, em busca de melhorar a qualidade de vida dos pacientes.

Palavras-chave: distúrbio de voz; laringoscopia quantitativa; sistema óptico de projeção a laser; método divisor de águas.

Abstract

When understanding the acoustic production of the human voice and its dysphonia, factors such as characteristics and dimensions of the vocal folds are relevant. Previous studies show that images of the glottic surface, seen through laryngoscopy technique, are shaped according to their geometric shapes and shades of color and brightness. However, clinical examinations in general are still performed subjectively and present challenges, especially regarding the detection of the position of anomalies. Therefore, the objective of this work is to propose an optical laser projection system, capable of detecting the surface characteristics of pathological vocal folds and estimating their quantitative parameters. This system comprises a structured white light source, a diffractive optical element (DOE) and a high-resolution camera, which together are able to project onto the photographed vocal folds a regular array of pixels measuring 12×12 light spots. Thus, by superimposing the DOE metric on vocal fold surface images, parameters such as position and dimension can be quantified. In order to minimize operating costs, the UPL DOE project was simulated and based on the scalar theory of Fourier diffraction. This master's research analyzed the laryngoscopic images of 3 patients, p_1 , p_2 and p_3 , with polyps, cyst and leukoplakia, respectively. In addition to simulating the system, to validate the proposal, a prototype was developed, with a commercial UPL and molds of the glottic surface of each patient. The image processing, simulation and prototype were centered on the semi-automatic method of the watershed. Therefore, with a diffraction grating of 73 % efficiency, two polyps, a cyst and a leukoplakia were detected with dimensions of $9.73 \times 8.82 \pm 10^{-5}$ mm and $24.06 \times 8.97 \pm 10^{-5}$ mm; $4.12 \times 10.00 \pm 10^{-4}$ mm and $20.03 \times 16.30 \pm 10^{-5}$ mm, respectively.. This study demonstrated that the proposed system can be considered a suitable tool for vocal fold surface analysis, either as a treatment or as prognosis of pathologies, seeking to improve the quality of life of patients.

Keywords: voice disorder; quantitative laryngoscopy; optical laser projection system; watershed method.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Rede semântica por temporalidade.	25
Figura 2 – Anatomia da laringe.	30
Figura 3 – Anatomia cartilaginosa da laringe.	31
Figura 4 – Anatomia muscular intrínseca da laringe.	32
Figura 5 – Disfunção vocal acometida pela laringite.	34
Figura 6 – Disfunção vocal acometida pela paralisia das pregas vocais.	35
Figura 7 – Disfunção vocal acometida pelos (a) nódulos e (b) pólipos vocais.	36
Figura 8 – Disfunção vocal acometida pelo edema de Reinke.	36
Figura 9 – Disfunção vocal acometida por cistos intra-cordais.	37
Figura 10 – Disfunção vocal acometida pela leucoplasia.	37
Figura 11 – Disfunção vocal acometida pela neoplasia.	38
Figura 12 – Videolaringoscopia de alta velocidade.	41
Figura 13 – Ondas eletromagnéticas planas monocromáticas.	44
Figura 14 – Comportamento difrativo de uma frente de onda.	46
Figura 15 – Estrutura de coordenadas para o modelo matemático de Fresnel pelo princípio de Huygens.	47
Figura 16 – Construção do princípio de Huygens-Fresnel.	47
Figura 17 – Comparativo do padrão de franjas entre a difração de Fresnel e de Fraunhofer.	49
Figura 18 – Arranjo experimental para técnica holográfica óptica.	49
Figura 19 – Planos necessários para a reconstrução de um elemento óptico difrativo.	50
Figura 20 – Ilustração da conversão da função de um elemento refrativo (a) para um EOD (b).	52
Figura 21 – Reconstrução óptica da unidade de projeção a laser a partir do holo- grama de Fraunhofer.	52
Figura 22 – Fluxograma do método iterativo de Fourier.	56
Figura 23 – Janela de reconstrução.	57

Figura 24 – Posiciona $f_{x,y}$ (J) em g_r	57
Figura 25 – Espaço das frequências complexas, (a) valores da amplitude e (b) valores de fase.	58
Figura 26 – Representação do espaço das frequências complexas da modulação de fase contínua.	59
Figura 27 – Operador de valores extras para modulação de fase binária com (a) 1 iteração ($\frac{j}{j_{max}} = 0,01$), (b) 25 iterações ($\frac{j}{j_{max}} = 0,25$), (c) 75 iterações ($\frac{j}{j_{max}} = 0,75$) e (d) 100 iterações ($\frac{j}{j_{max}} = 1$).	60
Figura 28 – Representação do espaço das frequências com modulação de fase quaternária.	61
Figura 29 – Representação de um objeto com o erro de amplitude compensado. . .	62
Figura 30 – Projeto de um EOD com modulação de fase binária, capaz de gerar uma matriz de 12×12 spots de luz. Essa matriz foi a que se adequou melhor aos resultados obtidos.	67
Figura 31 – Imagem original escolhida com sua irmã gêmea. (a) se tem a imagem original de intensidade $f_{x,y}$ com uma matriz de 6×12 pontos e em (b) se têm a imagem original e a sua imagem gêmea, em que juntas formam uma matriz de 12×12 pontos.	68
Figura 32 – (a) Configuração geral do sistema óptico de projeção a laser. Sendo $d = 8$ mm, altura do laser = 40 mm, t como a reta tangente, $\Omega \simeq 3^\circ$, $\beta \simeq 6^\circ$, $h = 200$ mm e $o = 140$ mm. (b) Configuração da triangulação a laser.	69
Figura 33 – Método divisor de águas. Em que (a) é o fluxograma do método, (b - d) representa o processamento do método, (e - i) demonstra o processamento controlado por marcadores e (j - m) representa a etapa da transformação do divisor de águas.	71
Figura 34 – Fluxograma do método de extração de cores RGB da superfície das pregas vocais patológicas.	74
Figura 35 – Método IFTA após 500 iterações. Em (a) mostra a máscara holográfica $G_{x',y'}^{*kl}$ e em (b) têm-se a imagem reconstruída $g_{x,y}$ e a sua irmã gêmea, formando a matriz de 12×12 spots de luz. As duas figuras resultaram em dimensões de 384×768 pixels.	78
Figura 36 – Parâmetros de avaliação da modulação de fase binária. Em (a) tem-se o erro médio quadrático (MSE), em (b) a relação sinal ruído (SNR) e em (c) a eficiência de difração (η).	79
Figura 37 – Máscara da grade difrativa ideal sobreposta a amostras dos 3 pacientes, com pólipos (a - b), cistos (d - e) e leucoplasia (g - h). Em que (c, f, i) mostram o comportamento do seus respectivos histogramas.	81

Figura 38 – Emprego do método divisor de águas na simulação computacional da UPL com o EOD ideal projetado. Sendo as linhas l, m e n, correspondentes a 25 %, 50 % e 75 % das pregas vocais, respectivamente. O segmento 'o' representa a linha central da abertura glótica. E por fim, os segmentos v e h representam a largura e a altura das patologias.	82
Figura 39 – Comportamento difrativo da matriz de spots de luz da UPL com EOD comercial. Formatos de (a) x, (b) cruz e (c) pontos. Sendo (d) um comparativo entre a matriz do projeto óptico do EOD simulado e a matriz do EOD comercial.	83
Figura 40 – Comportamento dos parâmetros do EOD comercial em relação ao espaçamento dos spots de luz em um molde de carne análogo ao de um paciente. As imagens mostram a proximidade da UPL/laser em relação a tela/molde de observação, com as distâncias (a, e) 50 mm, (b, f) 100 mm, (c, g) 150 mm e (d, h) 200 mm. Sendo o molde da superfície glótica dada em (i). O gráfico em (j) enfatiza a altura e o ângulo da UPL/laser no molde glótico em função dos espaçamentos dos spots de luz.	84
Figura 41 – Em (a - d) mostra a configuração do protótipo e em (f - g) o comparativo entre as superfícies glóticas dos pacientes e os moldes de carne. Sendo as patologias em (e) pólipos, (f) cistos e (g) leucoplasia.	85
Figura 42 – Spots de luz da UPL com EOD comercial sobrepostos a amostras dos 3 pacientes p_1 , p_2 e p_3 com (a - b) pólipos, (d - e) cistos e (g - h) leucoplasia, respectivamente. Sendo (c, f e i) seus histogramas.	86
Figura 43 – Emprego do método divisor de águas no protótipo simplificado do sistema óptico de projeção a laser. Sendo as linhas em l, m e n, correspondentes a 25 %, 50 % e 75 % das pregas vocais, respectivamente. O segmento 'o' representa a linha central da abertura glótica. E por fim, os segmentos v e h representam a largura e a altura das patologias.	87
Figura 44 – Objeto de entrada normalizado para o método IFTA (a) logo da Engenharia Física da UFVJM com dimensões de 128 x 128 pixels, (b) Fotografia do Tesla com dimensões de 64 x 128 pixels e (c) sigla do programa de pós-graduação da engenharia elétrica da UFSCar com dimensões de 128 x 64 pixels.	111
Figura 45 – Modulação de fase contínua (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída do logo, ambas com 256 x 256 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.	112

Figura 46 – Modulação de fase contínua (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída do Tesla, ambas com 64 x 128 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.	113
Figura 47 – Modulação de fase contínua (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída da sigla, ambas com 128 x 64 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.	113
Figura 48 – Modulação de fase binária (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída do logo, ambas com 256 x 256 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.	114
Figura 49 – Modulação de fase binária (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída do Tesla, ambas com 64 x 128 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.	115
Figura 50 – Modulação de fase binária (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída da sigla, ambas com 128 x 64 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.	115
Figura 51 – Modulação de fase quaternária (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída do logo, ambas com 256 x 256 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.	116
Figura 52 – Modulação de fase quaternária (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída do Tesla, ambas com 64 x 128 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.	117
Figura 53 – Modulação de fase quaternária (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída da sigla, ambas com 128 x 64 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.	117
Figura 54 – Em (a) mostra o comportamento da função rect e em (b) a função sinc.	121
Figura 55 – Comportamento da função comb.	123

Lista de tabelas

Tabela 1 – Valores dos parâmetros de avaliação do método IFTA.	80
Tabela 2 – Médias dos parâmetros analisados para os três pacientes p_1 , p_2 e p_3 da simulação e os moldes de carne do protótipo, correlacionados pelas patologias: pólipos, cistos e leucoplasia. Sendo as linhas em l, m e n, correspondentes a 25 %, 50 % e 75 % das pregas vocais, respectivamente. O segmento 'o' representa a linha central da abertura glótica. E por fim, os segmentos v e h representam a largura e a altura das patologias	88
Tabela 3 – Coordenadas do ponto P(X ; Y) referentes as posições das pregas vocais esquerdas (B) e patologias usando o ponto P do spot de luz como referência	89

Lista de siglas

EOD Elemento Óptico Difractivo

IFTA Algoritmo Iterativo da Transformada de Fourier

TF Transformada de Fourier

Sumário

1	INTRODUÇÃO	23
1.1	Motivação	23
1.2	Objetivos	26
1.2.1	Objetivo geral	26
1.2.2	Objetivos específicos	26
1.3	Organização da dissertação	27
2	VISÃO GERAL E DIAGNÓSTICO DE PATOLOGIAS	29
2.1	Aspectos gerais da laringe	29
2.1.1	Fisiologia e anatomia da laringe	29
2.1.2	Doenças que afetam a laringe	33
2.1.3	Diagnóstico de doenças da laringe	38
2.2	Considerações finais	41
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	43
3.1	A óptica da unidade de projeção a laser	43
3.1.1	Descrição óptica do comportamento da luz	43
3.1.2	Óptica difrativa	45
3.1.3	Holografia óptica	48
3.1.4	Holografia computacional	50
3.2	Técnica de projeto de um EOD	51
3.2.1	Descrição do EOD	51
3.2.2	Método Iterativo de Fourier	54
3.3	Considerações finais	63
4	MATERIAIS E MÉTODOS	65
4.1	Visão geral	65

4.2	Descrição de dados, software e hardware	65
4.3	Metodologia	67
4.3.1	Projeto óptico do EOD	67
4.3.2	Configuração do sistema óptico de projeção a laser	68
4.3.3	Processamento das imagens	70
4.4	Considerações finais	75
5	RESULTADOS	77
5.1	Aquisição de dados do projeto do EOD	77
5.2	Processamento das imagens	81
5.3	Considerações finais	90
6	CONCLUSÃO	91
6.1	Contribuições	91
6.2	Sugestões para trabalhos futuros	92
	REFERÊNCIAS	93

APÊNDICES 109

APÊNDICE A	–	APLICAÇÕES	111
A.1		Aplicações do método IFTA	111
A.1.1		Modulação de fase contínua	112
A.1.2		Modulação de fase binária	114
A.1.3		Modulação de fase quaternária	116

ANEXOS 119

ANEXO A	–	DEFINIÇÕES	121
ANEXO B	–	TEOREMAS	125

Capítulo 1

Introdução

A priori, é de suma importância averiguar o contexto que rege uma problemática incidida na sociedade, bem como a observância de fenômenos da natureza em que ela é inserida. Para tal, este capítulo aborda a motivação para a realização desta dissertação, os objetivos definidos no projeto e a explanação da organização do texto.

1.1 Motivação

A voz humana é a principal ferramenta do processo de comunicação social e carrega em si todas as características pessoais do indivíduo (KINKIRI; KEATES, 2020). Devido principalmente ao crescente panorama da população que usa a voz em suas profissões, investigar a cinemática das pregas vocais da laringe é de suma importância (BOHR et al., 2014). Em países industrializados, por exemplo, a economia depende diretamente de profissões baseadas em voz (SEMMLER et al., 2017). Para esses profissionais, como professores, repórteres, cantores, entre outros, ter uma voz saudável é indispensável e requer cuidados especiais, bem como a assistência de um profissional de saúde (KUMAI, 2019).

Em um sistema vocal saudável, o ar expirado pelos pulmões entra pelas pregas vocais da laringe e devido a sua estrutura aerodinâmica elas vibram, transformando os sinais em pulsos sonoros (TITZE; MARTIN, 1998). Porém, quando há excesso de esforço vocal os padrões das vibrações alteram-se causando disfonias, que tem como principais sintomas: a rouquidão constante, ardência na garganta e cansaço ao falar (KUMAR; PRASAD, 2019).

Pesquisas apontam que a limitação de comunicação dos pacientes com disfunção vocal causa um drástico impacto na qualidade de vida, com posterior decréscimo do estado físico,

mental, social e econômico (RUBEN, 2000). Além disso, dados mostram que em torno de 1,2 % da população mundial está enfrentando algum tipo de deficiência vocal (ISLAM; TARIQUE; ABDEL-RAHEEM, 2020). Portanto, as pessoas devem estar atentas aos mínimos e eventuais desgastes da voz para que possa ser feito o seu devido prognóstico (BERNARDONI, 2015).

Os exames laringoscópicos usados na detecção de patologias são técnicas invasivas que causam desconforto ao paciente, mas um diagnóstico tardio pode acarretar lesões como: nódulos vocais, edemas, fendas glóticas e cistos. Diante disso, houve uma busca pelo aumento da qualidade e expectativa de vida da população, em que pesquisadores têm desenvolvido tecnologias capazes de facilitar o diagnóstico precoce e o tratamento de indivíduos com deficiência vocal (CHANG; KARNELL, 2004; HUNTER; MAXFIELD; GRAETZER, 2020; KOUFMAN; BLALOCK, 1988; LAUKKANEN et al., 2008; SOLOMON, 2008; TITZE; HUNTER, 2015; WHITLING; LYBERG-ÅHLANDER; RYDELL, 2017).

Um dos grandes problemas a ser considerado é o fato de que as pregas vocais atualmente são analisadas pelos clínicos de forma subjetiva e qualitativa (SEMMLER et al., 2018). Todavia, compreender as características e padrões da fala é fundamental e auxilia no pré-diagnóstico de patologias, em conjunto com a laringoscopia e tratamentos medicamentosos (HOPPE et al., 2003).

Diante disso, houve algumas tentativas com o intuito de identificar padrões nas pregas vocais, bem como as consequências dos seus efeitos em lesões provenientes de disfonias vocais. Entretanto, lesões como cistos e pólipos são difíceis de detectar de forma visual (DUADI et al., 2020).

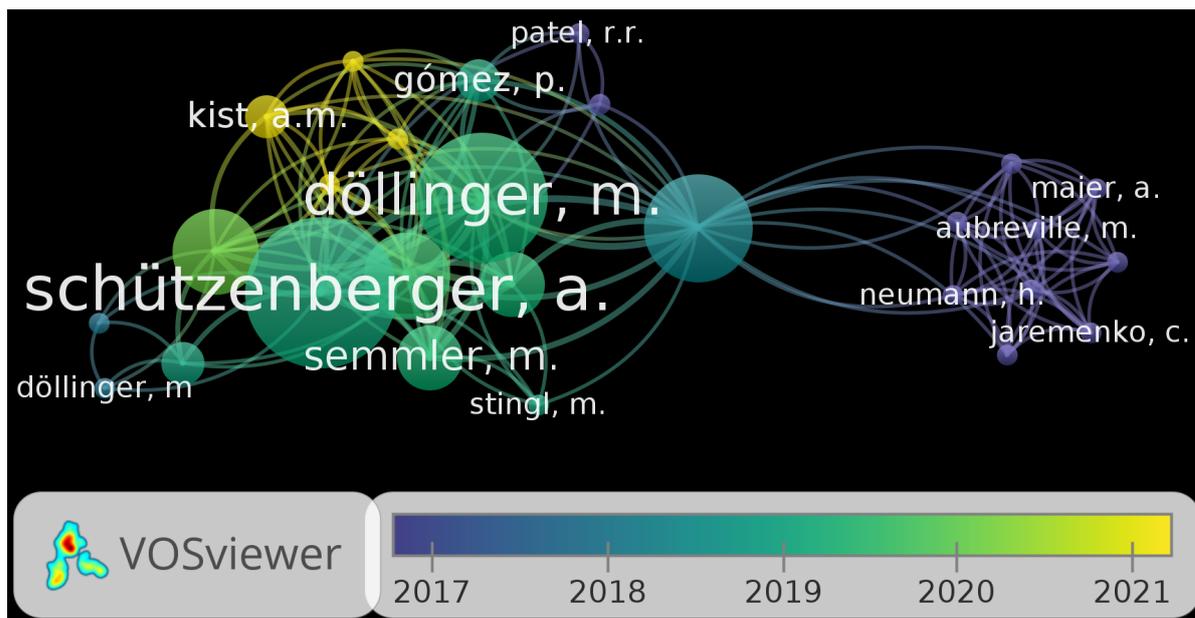
Assim, alguns métodos de imageamento e processamento de imagens, como o divisor de águas, têm sido usados para analisar as disordens vocais provocadas por patologias na laringe (PETERMANN et al., 2016). Em contrapartida, com o crescente avanço de materiais e dispositivos ópticos difrativos, os profissionais da medicina podem aproveitar esses mecanismos para refinar os métodos de detecção e parâmetros quantitativos da laringe. Parâmetros tais como as dimensões e posições de pregas vocais e patologias da superfície glótica.

Em um estudo bibliométrico envolvendo a literatura técnica revisada e publicada na base de dados SCOPUS® (nos últimos 5 anos), foi constatado que das 133 pesquisas científicas quantitativas centradas na laringe, 24 possuem estudos com as pregas vocais patológicas. Cerca de 4 trabalhos relacionam a desordem da voz e laringoscopia quantitativa. Dos 438 artigos centrados em elementos ópticos difrativos nenhum documento foi associado a desordem da voz, a laringe e/ou as pregas vocais. Foram encontrados 4260 estudos sobre sistemas ópticos difrativos, mas nenhum relacionado a desordem da voz e 1 relacionado a laringe. De 40539 pesquisas que usaram o modelo de imageamento divisor de águas, apenas 17 trabalhos têm alguma relação com a desordem da voz, 25

relacionados a laringe e/ou pregas vocais.

No geral foram encontrados (últimos 5 anos) 217 estudos científicos distintos que poderiam auxiliar direta ou indiretamente esta dissertação, sendo 17 deles conectados entre si, como mostra a Figura 1. Dentre esses estudos correlacionados, será exposto a seguir algumas pesquisas científicas inseridas no escopo deste texto.

Figura 1 – Rede semântica por temporalidade.



Fonte: Produzido pelo autor e gerado a partir da plataforma VOSViewer®

Dollinger et al. (2017) investigaram três algoritmos diferentes de otimização (Nelder – Mead, Particle Swarm Optimization e Simulated Bee Colony) e uma função de custo para análise da dinâmica das pregas vocais por videoendoscopia de alta velocidade. Os algoritmos mostraram ser promissores, mas apenas a função de custo foi satisfatória (DÖLLINGER et al., 2017).

Ammar (2019) investigou o uso de uma forma de onda baseada em fluxo óptico, a fim de quantificar objetivamente os parâmetros laríngeos (AMMAR, 2019). Schlegel et al. (2020) estudaram 12 parâmetros quantitativos para separar indivíduos saudáveis de patológicos usando aprendizado de máquinas e obtiveram uma precisão de 74,5 %, mas foi feito de forma manual e mostrou um alto grau de redundâncias (SCHLEGEL et al., 2020).

Drioli e Foresti (2020) desenvolveram uma estimativa não estacionária bayesiana dos parâmetros e estados do modelo biomecânico, para ajustar a posição das bordas e das dobras extraídas dos dados video endoscópicos de alta velocidade. Nesse método é fornecido um ajuste robusto e, teoricamente é capaz de prever a trajetória das pregas

vocais durante a fonação. Mas não foi possível analisar dados precisos desta trajetória (DRIOLI; FORESTI, 2020).

Kist et al. (2021) desenvolveram um software capaz de permitir a edição, correção de movimento, segmentação e análise quantitativa de dados da videoendoscopia de alta velocidade (HSV). Eles empregaram uma rede neural de aprendizado profundo para a segmentação da glote, com gravações in vivo e ex vivo de pregas vocais artificiais, baseados em sinais de áudio e vídeo. Mas apesar da simplicidade, o software ainda requer diretrizes manuais para alguns parâmetros investigados (KIST et al., 2021).

Kuo et al. (2021) desenvolveram um sistema de diagnóstico auxiliado por computador baseado em critérios objetivos para a detecção de lesões laríngeas. A precisão da detecção para pólipos de cordas vocais, cistos, leucoplasia, tumores e cordas vocais saudáveis foram de 93,15%, 95,16%, 100%, 96,42% e 100%, respectivamente (KUO et al., 2021).

Por meio da bibliometria foi constatado que há poucos estudos em análise quantitativa da superfície glótica da laringe. E em sua maioria as imagens estudadas possuem pregas vocais em um formato pouco assimétrico, sendo poucas as pesquisas que investigaram os parâmetros quantitativos com as pregas vocais patológicas, o que justifica esta pesquisa de mestrado. Em síntese, é evidente que o método proposto neste estudo pode ser explorado como uma ferramenta de interesse em pesquisas científicas.

1.2 Objetivos

Em sequência serão descritos os objetivos, geral e específicos, desta pesquisa de mestrado.

1.2.1 Objetivo geral

Propor um sistema óptico de projeção a laser, capaz de detectar as características da superfície das pregas vocais patológicas e estimar seus parâmetros quantitativos.

1.2.2 Objetivos específicos

Com o intuito de possibilitar o desenvolvimento desta pesquisa de dissertação os seguintes objetivos específicos foram atribuídos:

- ❑ Compreender as características e a cinemática das pregas vocais, bem como as técnicas atuais para o diagnóstico de patologias do trato vocal;
- ❑ Entender o comportamento de um elemento óptico difrativo (EOD) em uma unidade de projeção a laser (UPL);
- ❑ Desenvolver o projeto de um EOD capaz de gerar um padrão de pontos no campo de visão do sistema de imagens larigoscópicas patológicas em uma UPL;

- ❑ Validar a proposta desta pesquisa científica ao implementar uma estrutura protóptica do sistema óptico usando uma UPL comercial e moldes de imagens laringoscópicas patológicas;
- ❑ Empregar um método semi-automático baseado em processamento de imagens.
- ❑ Comparar os resultados obtidos no processamento das imagens, da simulação e do protótipo do sistema óptico proposto.

1.3 Organização da dissertação

O presente texto está organizado em seis capítulos, incluindo esse capítulo introdutório que apresenta de forma geral a relevância social e tecnológica do diagnóstico da voz, bem como os objetivos propostos neste trabalho de dissertação. No capítulo 2 são expostas as informações complementares para a compreensão fisiológica, patológica e diagnóstica das pregas vocais. No capítulo 3 é apresentada a revisão sobre o fenômeno da difração da luz e projeto do elemento óptico difrativo. O capítulo 4 mostra os materiais e métodos por trás da análise quantitativa de imagens laringoscópicas. Os resultados e as discussões são expostos no capítulo 5. E por fim, no capítulo 6 são abordadas as conclusões desta dissertação, contribuições e sugestões para trabalhos futuros.

Capítulo 2

Aspectos gerais da laringe

Com o advento de novas tecnologias, pesquisadores têm buscado por métodos e técnicas que aplicadas a algum sistema médico, sejam capazes de trazer uma melhor qualidade de vida para população. Tecnologias voltadas para o estudo de doenças da laringe é um exemplo, atreladas ao fato de que todos precisam ter pregas vocais saudáveis para uma boa comunicação. Este capítulo apresenta informações complementares relativas aos aspectos gerais da laringe.

2.1 Aspectos gerais da laringe

Um estudo detalhado sobre a aerodinâmica e a cinemática das pregas vocais pode ser capaz de contribuir para a melhoria na qualidade de técnicas em diagnósticos de doenças da voz, tal como a rapidez e precisão em seus prognósticos clínicos. Este capítulo abrange a fisiologia da laringe, algumas de suas patologias relacionadas as pregas vocais e tecnologias para análises clínicas da voz.

2.1.1 Fisiologia e anatomia da laringe

Medindo cerca de 4 cm de comprimento (em adultos) e localizado entre a faringe e a traquéia, o principal órgão do sistema humano responsável pela voz é a laringe (STEVENS, 2000). Esse órgão compreende o sistema fonador e ao ser integrado aos sistemas respiratório e digestivo, é responsável por proteger e controlar a passagem de ar e alimentos durante a respiração e deglutição (HEBEL; STROMBERG et al., 1976). Além disso, a principal função da laringe é controlar as pregas vocais (popularmente conhecida

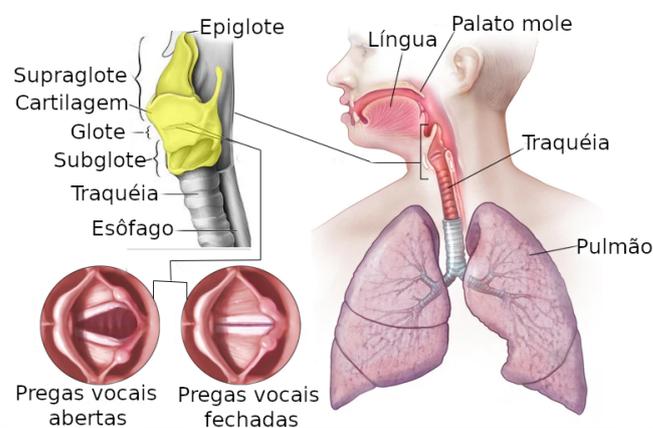
por cordas vocais), que consistem de duas massas musculares interpostas entre as partes inferior e posterior da laringe (SMITH, 1977).

Em uma voz saudável, o ar (gases) inalado durante a fonação permite que a epiglote (cartilagem) seja aberta, de forma que ele seja guiado pelas vias aéreas da cavidade interna da laringe e não pelo canal digestivo, evitando engasgos (SEMMLER et al., 2016). Por fluxo contínuo, o ar é direcionado as pregas vocais, circula pelos pulmões e após expandir e contrair o diafragma da caixa torácica, retorna ao seu trajeto inicial (ISLAM; TARIQUE; ABDEL-RAHEEM, 2020).

O escoamento de ar pelas pregas vocais gera vibrações, que por meio do trato vocal modula as suas frequências transformando-as em ondas sonoras e, portanto é capaz de criar e emitir sons específicos (LUND, 1987). A conversão da energia aerodinâmica da oscilação das pregas vocais em energia acústica só é possível quando as pregas estão quase ou totalmente fechadas (TITZE; JIANG; DRUCKER, 1988; TITZE; SCHERER, 1983; ECHTERNACH et al., 2013). Logo, o movimento das pregas vocais é importante para o processo de fonação normal, bem como a sua geração de oscilações periódicas e simétricas (INWALD et al., 2011).

Em aspectos anatômicos a Figura 2 mostra a estrutura básica da laringe, sendo a sua cavidade interna classificada em três partes: a superfície inferior da epiglote (supraglote), formada por pregas vocais falsas (vestibulares), a glote que é composta pelas pregas vocais verdadeiras e a parte inferior da cartilagem cricoide (subglote) (BURKS et al., 1980). Assim como muitos trabalhos na área e devido a sua relevância, esta pesquisa de dissertação prioriza o estudo da glote. Compreender a anatomia, fisiologia e aerodinâmica das pregas vocais permite melhorar os diagnósticos e tratamentos de várias complicações vocais (BURKS; VITA; LEONESSA, 2020).

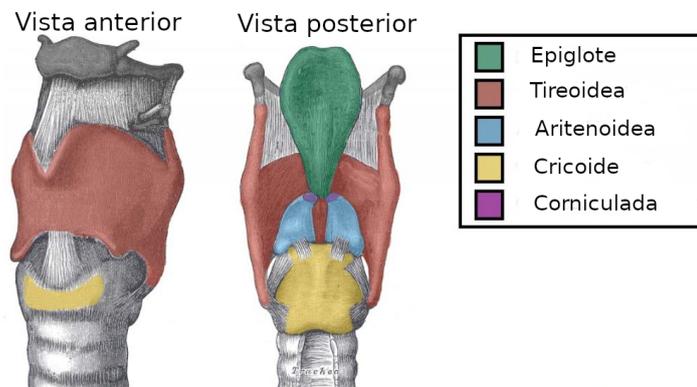
Figura 2 – Anatomia da laringe.



Fonte: Adaptado por Medeiros (2020)

A laringe é estruturada por cartilagens, que unidas por meio de ligamentos, membranas e mucosas alteram a posição dos seus membros durante a respiração, fonação e deglutição (BLITZER; SADOUGHI; GUARDIANI, 2015; PASCUAL-FONT et al., 2011). Ademais, a função das cartilagens é proteger as pregas vocais por meio de seus revestimentos (ROSEN; SIMPSON, 2008). Portanto, como mostra a Figura 3, essas estruturas compreendem a epiglote, tireoide, cricoide e aritenoide, detalhadas a seguir (STONE; NUTTALL, 1974; HIRANO, 1974).

Figura 3 – Anatomia cartilaginosa da laringe.



Fonte: Oliver e Sam (2020)

- ❑ Cartilagem epiglote: localizada no início da laringe, a epiglote tem o formato de uma folha. Sendo considerada flexível e a sua principal função é evitar a comunicação do sistema respiratório com o sistema digestivo;
- ❑ Cartilagem tireoidea: sendo considerada a maior da laringe, ela atua na proteção das pregas vocais;
- ❑ Cartilagem cricoide: em sua forma anelar, ela está situada abaixo da cartilagem tireoide, e tem a função de unir a laringe à traquéia;
- ❑ Cartilagem aritenoidea: em sua estrutura de pirâmide triangular, é composta por duas cartilagens, sendo uma com origem nas pregas vocais e outra iniciando nos músculos adutores.

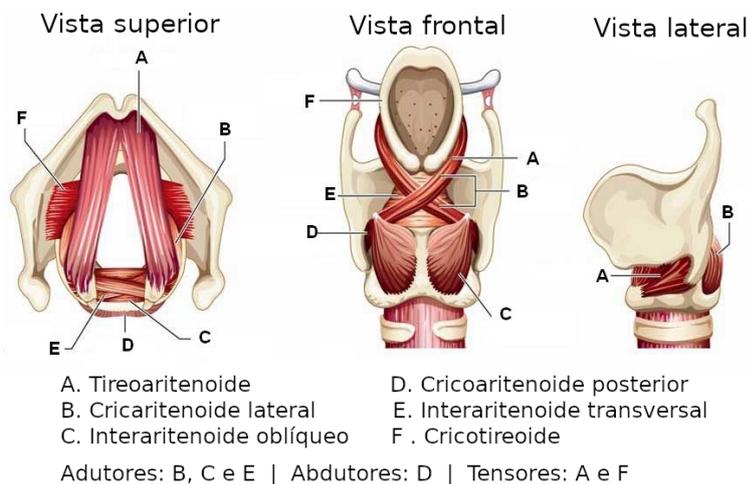
Para o funcionamento saudável do sistema vocal humano os movimentos fisiológicos das pregas vocais necessitam de um conjunto de músculos da laringe, que são capazes de controlar as suas propriedades mecânicas e geométricas, como a glótica. Eles são divididos em extrínsecos e intrínsecos, detalhados a seguir. (CHHETRI; NEUBAUER, 2015; DUFLO; THIBEAULT, 2007; ZHANG, 2016).

Os músculos extrínsecos são os externos da laringe, capazes de posicionar e estabilizar a laringe ao pescoço, bem como alongar as pregas vocais. Eles são divididos em supra-hioideo e infra-hioideo (FINK; DEMAREST, 1978), definidos a seguir.

- ❑ Os músculos supra-hioideos são localizados na região anterior do pescoço e tem a principal função de flexibilizar o osso hioide, o elevando e favorecendo os sons agudos, assim como atuar na depressão da mandíbula (KOOIJMAN et al., 2005; MENONCIN et al., 2010);
- ❑ Os músculos infra-hioideo são localizados na parte posterior do pescoço. Eles são conectados ao osso hioide inferior e sua principal função é auxiliar na depressão e fixar a laringe no pescoço, auxiliando em sons graves e agudos, além de influenciar na abertura da glote e laringe durante a inspiração e bocejo (BEHRMAN, 2005; ANGSUWARANGSEE; MORRISON, 2002).

Os músculos intrínsecos são os internos da laringe (maior relevância para este trabalho de dissertação), que exercem funções relacionadas a fonação. Como mostra a Figura 4, eles são classificados em adutores, abdutores e tensores, detalhados a seguir (HARRISON; HARRISON, 1995).

Figura 4 – Anatomia muscular intrínseca da laringe.



Fonte: Oliver e Sam (2020)

- ❑ Músculos adutores: são compostos pelos músculos cricoaritenóides laterais (B) e interaritenóides (oblíquos (C) e transversais (E)), atuam principalmente na modulação e modificação da voz, fazem o fechamento da glote e assim controlam a intensidade dos sons emitidos;

- Músculos abdutores: formados pelos músculos cricoaritenoides posteriores (D), atuam na respiração, abrindo as pregas vocais durante a inspiração;
- Músculos tensores: constituídos pelos músculos cricotireoides (F) e tiroarritneóides (A), atuam também na modulação e modificação da voz e são capazes de alongar e tensionar os ligamentos das pregas vocais, a fim de controlar a frequência dos sons emitidos.

De forma especial os músculos tensores controlam as tensões que compreendem e regulam o comprimento das pregas vocais (THIBEAULT, 2002; VOLIĆ et al., 2004; CLAASSEN; WERNER, 1992), assim como as posições e movimentos das cartilagens (HERBERT et al., 2018). É sabido e citado anteriormente que tais movimentos devem estar em boa harmonia com o trato vocal, a fim de se obter uma voz saudável. Caso contrário, podem surgir disfunções vocais, de modo que se não tratadas podem evoluir para sérias patologias, detalhadas a seguir.

2.1.2 Doenças que afetam a laringe

Durante a respiração pode surgir alterações anatômicas da laringe que venham a causar distúrbios funcionais nas pregas vocais e afetar a produção da voz (BYEON; CHA, 2020). Esse quadro afeta diretamente a qualidade de vida dos pacientes e pode estar ligado a fatores como o excesso de esforço na fala, abuso de drogas, lesões cerebrais, Alzheimer, Parkinson, câncer, entre outros fatores (TERVONEN et al., 2009).

Nos Estados Unidos cerca de 7,5 % de indivíduos adultos relatam distúrbios ou doenças da laringe, destes, entre 5,9 % a 22,1 % ao buscar por ajuda profissional reclamam da sua capacidade de produzir voz (disfonia) (ROY et al., 2005; COHEN, 2010). Além disso, ao longo da vida, cerca de um terço dos adultos apresentam disfonia, sendo mais agressiva em profissionais da voz, onde 53 % dos adultos disfônicos alegam ter impactos negativos em sua produtividade no trabalho (MIRZA et al., 2003; SMITH et al., 1994). Ademais, no geral, aproximadamente 83,3 % dos indivíduos adultos que procuram ajuda profissional apontaram a assistência recebida como sendo de grande valia para a melhoria da voz (ROY et al., 2005).

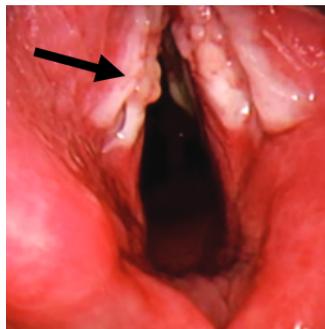
O termo disfonia está diretamente ligado a rouquidão, sintoma esse característico pela presença de irregularidades tais como rugosidade, aspereza, tensão, cansaço, falta de ar e etc. Além dos fatores oriundos citados, a disfonia pode estar atrelada a algumas condições clínicas diagnosticadas, como laringite, paralisia das pregas vocais, nódulos vocais, pólipos, edema de Reinke, cistos, leucoplasia e neoplasia (PATEL et al., 2011; DEGUCHI, 2011). As condições clínicas citadas são detalhadas, pois é fundamental conhecer alguns quadros clínicos para obtenção de melhores resultados no estudo das dinâmicas relativas as pregas vocais.

2.1.2.1 Laringite

A laringite é uma doença inflamatória das vias aéreas localizadas nas pregas vocais, como mostra a Figura 5 (CENTRE, 2018; KROUSE, 2008). Ela pode ser causada principalmente pelo uso excessivo da voz, infecção por microorganismos (vírus e bactérias) ou por alergia. Os sintomas típicos no diagnóstico da laringite são a rouquidão, dor de garganta, tosse, febre, pigarro e dificuldades para deglutir ou respirar (DEREBERY; BERLINER, 2000; REIDY; DWORKIN; KROUSE, 2003; CAMPAGNOLO; BENNINGER, 2019; TURLEY et al., 2011).

Exames laringoscópicos conduzidos em pacientes com laringite alérgica é possível detectar muco denso, hiperemia, edema das pregas vocais, além de sintomas de refluxo laringofaríngeo e asma (EREN et al., 2014; ROTH; FERGUSON, 2010; DWORKIN et al., 2009; RANDHAWA; MANSURI; RUBIN, 2010). Assim, o seu diagnóstico é desafiador e pesquisadores discutem as dificuldades em seu prognóstico (STACHLER; DWORKIN-VALENTI, 2017).

Figura 5 – Disfunção vocal acometida pela laringite.



Fonte: Centre (2018)

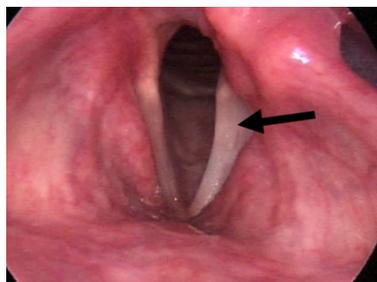
2.1.2.2 Paralisia

De caráter unilateral ou bilateral a paralisia das pregas vocais é causada por lesões que podem ser proveniente de interrupções nas inervações motoras e sinápticas em intervenções, como traumas cirúrgicos, infecções virais, câncer, entre outras (ROSENTHAL; BENNINGER; DEEB, 2007). Além disso, em torno de 30 - 40 % dos pacientes manifestam a patologia de forma unilateral e assintomática (MYSSIOREK, 2004), como mostra a Figura 6 (WOHLT, 2021).

Os seus principais sintomas no geral incluem rouquidão, fadiga na voz, perda da voz e falta de ar (COLLAZO-CLAVELL; GHARIB; MARAGOS, 1995). Por fim, a paralisia pode afetar a fonação, respiração e a deglutição, e mesmo sendo raro pode alcançar as

duas pregas vocais (bilateral), situação na qual necessita-se de cirurgia e reabilitação rígida (BURKS et al., 1980; TUCKER, 1980).

Figura 6 – Disfunção vocal acometida pela paralisia das pregas vocais.



Fonte: Wohlt (2021)

2.1.2.3 Nódulos e pólipos vocais

Os nódulos e os pólipos são lesões benignas das pregas vocais com as mesmas características histopatológicas, causadas por mudanças na mucosa da laringe com subsequente crescimento de “caroço”, devido ao mal uso das pregas vocais, tabagismo, infecções, entre outros (CHUNG et al., 2009; KARKOS; MCCORMICK, 2009; LECHIEN et al., 2019; MARTINS et al., 2011). Eles são mais comuns em jovens, mulheres e profissionais da voz e na maioria dos casos podem ser tratados com fonoterapia ou cirurgia para casos crônicos (THOMPSON, 2013; MUDD; NOELKE, 2018; BASTIAN; THOMAS, 2016).

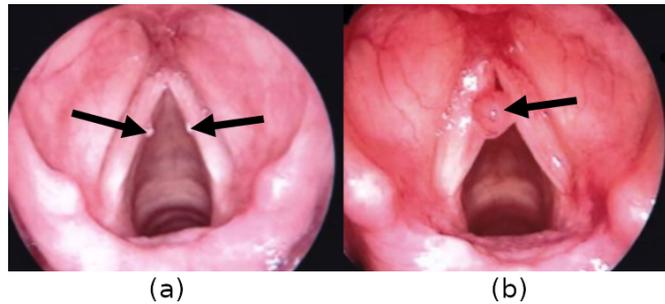
Mesmo sendo parecidos, como mostra a Figura 7, os dois distúrbios têm achados distintos (SASAKI, 2020). Os nódulos são menores que 3 mm e considerados bilaterais e simétricos nas duas pregas vocais e; os pólipos podem acometer uma ou as duas pregas vocais, sendo considerados assimétricos (HANTZAKOS et al., 2009; OATES; WINKWORTH, 2008; CHANDRAMOULI; SENGOTTUVELU; VIVEK, 2018).

Os nódulos são mais localizados na superfície das pregas vocais e os pólipos na porção interior delas, sendo que em 90 % dos pacientes, os pólipos são unilaterais (WALLIS et al., 2004). E por fim, os dois podem ser esbranquiçados ou avermelhados e terem uma consistência firme ou macia (BOHLENDER, 2013).

2.1.2.4 Edema de Reinke

O edema é uma lesão devido ao acúmulo de líquido no espaço Reinke, situado na parte inferior das pregas vocais verdadeiras (VOLIĆ; KIRINČIĆ; MARKOV, 1996) como mostra a Figura 8 (WOHLT, 2021). Esse espaço consiste de componentes fibrosos e elásticos, que formam uma superfície gelatinosa onde as pregas vocais vibram (MELO et al., 2003). Além disso, cerca de 10 % das patologias da laringe, a rouquidão é causada pelo

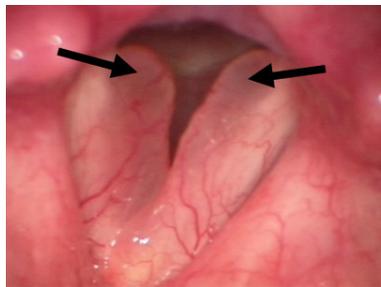
Figura 7 – Disfunção vocal acometida pelos (a) nódulos e (b) pólipos vocais.



Fonte: Sasaki (2020)

edema de Reinke (GOSWAMI; PATRA, 2003; FRITZELL; SUNDBERG; STRANGE-EBBESEN, 1982). Sendo mais comum em mulheres de meia idade e tabagistas, a voz do paciente fica mais grave e pode chegar a causar dificuldade para respirar, em casos mais avançados (MARCOTULLIO; MAGLIULO; PEZONE, 2002).

Figura 8 – Disfunção vocal acometida pelo edema de Reinke.

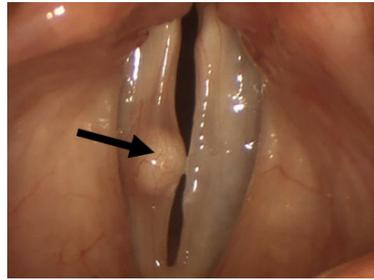


Fonte: Wohlt (2021)

2.1.2.5 Cistos intra-cordais e sucus vocais

Os cistos são lesões adquiridas ou congênitas que causam comprometimento vocal (CANALIS; MAXWELL; HEMENWAY, 1977), como mostra a Figura 9 (VOICE, 2021). Além dos cistos, existem os pseudocistos que aparecem na superfície epitelial das pregas vocais, enquanto os verdadeiros surgem em camadas mais profundas, podendo ser lesões abertas ou fechadas e sulcos em variadas formas (CANALIS; MAXWELL; HEMENWAY, 1977; DESANTO; DEVINE; WEILAND, 2015; HOLINGER et al., 1978; ÇOMUNOĞLU; BATUR; ÖNENERK, 2019). Dessa forma, o tratamento microcirúrgico, assim chamado, é o mais indicado na maior parte dos casos (NEWMAN; TAX; LAKER, 1984).

Figura 9 – Disfunção vocal acometida por cistos intra-cordais.

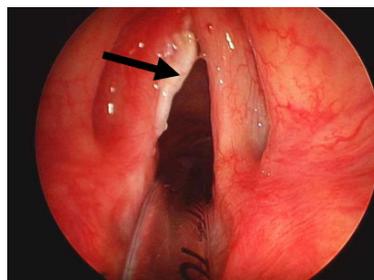


Fonte: Voice (2021)

2.1.2.6 Leucoplasia

São lesões brancas e espessas consideradas pré-malignas que devem ser monitoradas e/ou removidas para não evoluir para um câncer (FERLITO et al., 2012), como mostra a Figura 10 (HOFFMAN; ELLIOT; KLEIN, 2020). Elas podem ser vistas na superfície das pregas vocais, embora possa acometer toda mucosa das vias respiratórias superiores, decorrentes de irritação crônica, continuada e intensa (ÇOMUNOĞLU; BATUR; ÖNERK, 2019). Ademais, a leucoplasia acomete cantores e outras ocupações que levam o indivíduo a usar a voz excessivamente e, fumantes de cigarro estão sob risco de ceratose, onde a rouquidão é a reclamação principal (FERLITO et al., 2012). Além disso, em seu diagnóstico, a microscopia revela um tipo de epitélio escamoso espessado sem formato celular (GOODMAN, 1984).

Figura 10 – Disfunção vocal acometida pela leucoplasia.



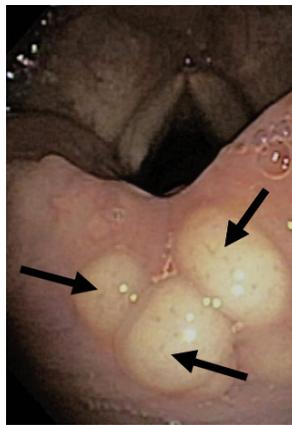
Fonte: Hoffman, Elliot e Klein (2020)

2.1.2.7 Neoplasia

Sendo a mais frequente, a neoplasia é uma das patologias mais frequentes do trato vocal. Consiste num tumor maligno da laringe, onde a sua principal causa é o consumo de drogas (tabaco e álcool), e os seus principais sintomas são a rouquidão, dor no ouvido e

dificuldades para respirar e engolir, tosse persistente, ferida na garganta que não cicatriza e nódulo ou massa na laringe (FERLAY et al., 2015), como mostra a Figura 11 (Júnior et al., 2019). Ademais, aproximadamente 98 % dos cânceres de laringe são originados em regiões da supraglote ou glote, sendo os cânceres glóticos três vezes mais comuns (KOROULAKIS; AGARWAL, 2020). Além disso, na Europa a taxa de incidência é de 10/100 (CHATENOUD et al., 2016). Até então, a cura só é possível no estágio inicial da doença, de modo que quanto maior as lesões e o estágio, mais arriscada é a cirurgia (CHEN et al., 2017; HOSSEINI et al., 2017; BOSSI et al., 2016; LAMPRI et al., 2015).

Figura 11 – Disfunção vocal acometida pela neoplasia.



Fonte: Júnior et al. (2019)

Todos os distúrbios vocais citados podem ser tratados, desde que sejam diagnosticados previamente e em estágios iniciais da patologia. Sendo assim, como referenciado anteriormente, aos mínimos desconfortos vocais deve-se procurar o profissional de saúde responsável. O médico otorrinolaringologista e/ou o fonoaudiólogo irão avaliar o paciente com técnicas e equipamentos específicos. A seguir, serão discutidas algumas das ferramentas mais empregadas no diagnóstico clínico das patologias citadas.

2.1.3 Diagnóstico de doenças da laringe

Uma voz saudável só é possível em meio a um controlado fluxo de ar em adequada ressonância com o trato vocal, pelo contrário surgem distúrbios que devem ser avaliados e diagnosticados pelo médico (otorrinolaringologista e/ou fonoaudiólogo), que usa procedimentos e instrumentos específicos (HIRANO, 1974; BROWN, 1996).

2.1.3.1 Laringoscopia

A princípio, o profissional de saúde deve fazer um exame detalhado com o intuito de investigar a laringe por meio de uma tecnologia por imagem. Uma das técnicas mais

usadas é a laringoscopia, que pode ser feita de duas maneiras: a laringoscopia indireta e a laringoscopia direta (COLLINS, 2014; PIETERS et al., 2015), detalhadas a seguir.

- ❑ Na laringoscopia indireta o médico usa pequenos espelhos com uma fonte de luz para iluminar a garganta, mas os movimentos das pregas vocais são extremamente rápidos, tornando impossível a sua visualização ao olho nú (PUCHNER et al., 2011; YAMAMOTO et al., 1997).
- ❑ Na laringoscopia direta o especialista usa um laringoscópio para visualização. Esse por sua vez é composto por um tubo rígido com uma luz fixa em uma de suas extremidades, que é inserido por meio do nariz até a garganta. Além da laringe a laringoscopia direta pode examinar superficialmente as cordas vocais dos pacientes, mas é uma técnica bem limitada (SETTON et al., 2019; ALARCON; MESA, 2004).

2.1.3.2 Outras ferramentas para diagnóstico vocal

A estroboscopia é uma ferramenta de avaliação clínica dos movimentos das pregas vocais que usa um estroboscópio contendo uma fonte de luz e uma câmera de vídeo (WOHLT, 2021). A câmera tira fotos das pregas vocais registrando várias fases de sua vibração, mas devido a complexidade vocal existem limitações. Na captura das vibrações essa técnica é lenta e em determinados casos é difícil o seu diagnóstico (DEJONCKERE et al., 1999).

Uma outra técnica que monitora e analisa a taxa de vibração e perturbação das pregas vocais é a eletrolaringografia (EGG) que tem a principal vantagem de não interferir nos processos fisiológicos. Apesar de ser um instrumento confiável, ela necessita que haja pelo menos contato parcial da prega vocal durante a vibração (DEJONCKERE, 1996).

A endoscopia é similar a laringoscopia e estroboscopia, no entanto ela tem uma grande vantagem de evitar incisões na pele, causando menos traumas e sequelas graves, porém a sua precisão é relativamente inferior comparada a outras técnicas (FOURCIN; ABBERTON; MILLER, 1995).

Além das citadas, existem outras técnicas usadas em imagens clínicas para diagnosticar a deficiência vocal, incluindo raios-X, tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética (MRI) e eletromiografia, mas elas são limitadas em termos de precisão e quantificação de dados (FRITSCH; CARLSON, 1980; KOUFMAN et al., 2001; MUNIN; MURRY; ROSEN, 2000).

2.1.3.3 Gravação de vídeo de alta velocidade

Um método que tem obtido bons resultados é a gravação de vídeo de alta velocidade, onde é possível gravar e fotografar os movimentos das pregas vocais com imagens de melhor qualidade (DEJONCKERE; VERSNEL, 2005). Pesquisas apontam que analisar

os movimentos das pregas vocais usando imagens de alta velocidade trazem uma melhoria nos diagnósticos de patologias (PATEL; DAILEY; BLESS, 2008; INWALD et al., 2011; MEHTA et al., 2010; PATEL et al., 2011), bem como na forma de manusear o equipamento (CHODARA; KRAUSERT; JIANG, 2012; SCHUTTE; ŠVEC; SRAM, 1997). Apesar de ter uma avaliação confiável, essa técnica tem a desvantagem do resultado não ser obtido em tempo real, pois é preciso observar vários quadros de imagens (DELIYSKI, 2007). Moore e colaboradores mostraram que foram necessários 27 minutos em um exame, gravado a uma taxa de 4000 quadros por segundo. Em suma, diante dessa técnica, pode ser reconhecido que a análise dos movimentos das pregas vocais torna-se mais fácil quando é possível quantificar as vibrações (TIMCKE; LEDEN; MOORE, 1958).

Desde a primeira análise de filme de alta velocidade, vários métodos de processamento de imagens foram propostos no intuito de quantificar o movimento vibratório das pregas vocais em imagens de alta velocidade (YAN et al., 2005; MEHTA et al., 2011; LOHSCHELLER et al., 2007; ZHANG et al., 2010; WITTENBERG et al., 1997; WESTPHAL; CHILDERS, 1983), como a quimografia em adultos (BONILHA et al., 2012; PIAZZA et al., 2012).

As técnicas de imagens laríngeas citadas têm sido utilizadas para estudar a complexa interação das pregas vocais (ROUBEAU; HENRICH; CASTELLENGO, 2009; CVETICANIN, 2012) ou para caracterizar a dinâmica de alguns distúrbios da voz (HERBST et al., 2014). No entanto, existem novas ferramentas e dispositivos para analisar a cinemática das pregas vocais com maior precisão que as citadas (BAILLY et al., 2018; DELIYSKI et al., 2019; GHASEMZADEH et al., 2020).

2.1.3.4 Videolaringoscopia de alta velocidade

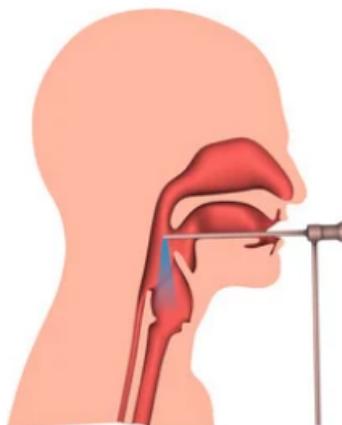
De forma geral as pregas vocais oscilam entre aproximadamente 100 e 350 vezes por segundo durante a fonação normal (PATEL et al., 2012). Como esses movimentos são rápidos, a dinâmica das pregas vocais é melhor capturada e visualizada pela videolaringoscopia de alta velocidade ou videolaringoestroboscopia de alta velocidade, sendo essa com taxas de quadros de gravação entre 4000 Hz e 20.000 Hz (DOELLINGER, 2009; PETERMANN et al., 2016; ECHTERNACH et al., 2013; WARHURST et al., 2014; PATEL; DUBROVSKIY; DÖLLINGER, 2014).

Atualmente, a videolaringoscopia de alta velocidade tem conseguido grandes feitos em relação ao distúrbio da voz, eficácia do tratamento de patologias e avaliação da qualidade de vibração das pregas vocais (SPEYER; WIENEKE; DEJONCKERE, 2004a; SPEYER; WIENEKE; DEJONCKERE, 2004b; SPEYER et al., 2005). Um fator fundamental para o sucesso dessa ferramenta é a vantagem da análise ser feita em tempo real, além de benefícios como o fornecimento de dados, em que é possível comparar a amplitude de vibração das duas dobras (ŠVEC; SCHUTTE, 1996).

Como esquematizado na Figura 12, a videolaringoscopia de alta velocidade fornece

uma visualização das vias aéreas (SEMMLER et al., 2017). Esse sistema de visualização consiste basicamente de lâminas para as vias respiratórias e uma pequena câmera de alta resolução na ponta do dispositivo com uma fonte de luz (BRIEFING, 2018). Além disso, ele têm a vantagem de facilitar a inserção segura de dispositivos médicos, como tubos gástricos e sondas (ZUNDERT; PIETERS, 2015).

Figura 12 – Videolaringoscopia de alta velocidade.



Fonte: Semmler et al. (2017, p. 2)

2.2 Considerações finais

Esse capítulo apresentou uma breve descrição a respeito dos aspectos gerais da laringe, em destaque a sua fisiologia e anatomia, a fim de compreender a cinemática das pregas vocais. Além disso, foi abordado uma revisão sucinta acerca de algumas patologias acometidas nas pregas vocais da laringe, com o intuito de estudar as suas estruturas, a posteriori. Por fim, foi exposto uma breve discussão acerca de técnicas e dispositivos empregados no diagnóstico de patologias laríngeas, comparando-as de forma a evidenciar os seus benefícios.

Capítulo 3

Revisão bibliográfica

Compreender o comportamento e o desenvolvimento do projeto de um elemento óptico difrativo é essencial para o tópico deste texto, o sistema óptico de projeção a laser. Portanto, essa revisão bibliográfica apresenta os principais trabalhos publicados na literatura.

3.1 A óptica da unidade de projeção a laser

Ao serem propagadas em determinados meios materiais, as ondas eletromagnéticas contidas na luz são capazes de descrever fenômenos como reflexão e refração baseados na óptica geométrica, contudo que a natureza vetorial da luz seja desprezada (WEINSTEIN, 1988; WOLF, 2004). Dessa forma, observar o comportamento da luz em meios difrativos usando apenas a óptica geométrica é limitante (SOIFER et al., 2002).

Entretanto, com a óptica difrativa é possível compreender fenômenos associados ao desvio de propagação da luz em materiais difrativos e aplicar técnicas que a controlam (MISSIG; MORRIS, 1995). A seguir, é feito um estudo acerca da óptica difrativa, enfatizando o comportamento da luz em meio material difrativo.

3.1.1 Descrição óptica do comportamento da luz

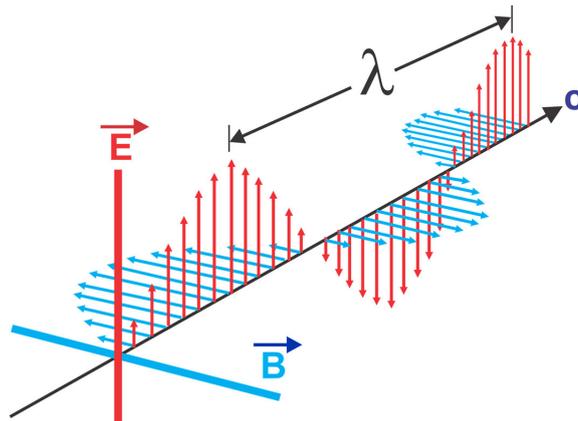
A óptica é o ramo da Física que estuda a propagação da luz e sua interação com a matéria (FEYNMAN, 2006). Desde a antiguidade, filósofos e cientistas se dedicaram a observar e explicar os fenômenos que envolvem a luz (AMBROSE et al., 1999). Alguns desses fenômenos ópticos podem ser mais comuns e, às vezes, necessitam de aparatos específicos para serem observados (BORN; WOLF, 2013). Outros fenômenos são sutis em suas observações e interpretações (LAWRENCE; BEAMS, 1928; CHANG, 2013).

Por meio de estudos de grandes cientistas foi possível mostrar que os raios luminosos no vácuo são contidos pela propagação de energia na forma de ondas eletromagnéticas (EMs) (LAX; NELSON, 1976). A teoria de James Clerk Maxwell descreve campos eletromagnéticos em termos de variações no espaço e tempo, em que é possível compreender a formação, emissão e propagação dessas ondas (WILSON; ROHLFS; HÜTTEMEISTER, 2009). De acordo com Maxwell, determinadas regiões do espaço, em que teoricamente não existe carga ou corrente, podem ser regidas pelas equações,

$$i. \nabla \cdot \mathbf{E} = 0, \quad ii. \nabla \cdot \mathbf{B} = 0, \quad iii. \nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad e \quad iv. \nabla \times \mathbf{B} = \mu_0 \epsilon_0 \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} \quad (1)$$

em que \mathbf{E} é o campo elétrico e \mathbf{B} o campo magnético (GRIFFITHS, 2005). Em termos ilustrativos, a Figura 13 mostra um exemplo particular e simplificado de ondas planas eletromagnéticas monocromáticas e polarizadas (INDUSTY, 2020).

Figura 13 – Ondas eletromagnéticas planas monocromáticas.



Fonte: Industy (2020)

A propagação se forma quando um campo elétrico \mathbf{E} produz um campo magnético \mathbf{B} , que por sua vez produz um campo elétrico e assim por diante. Ambos variam no tempo e espaço, mas com a frequência f e fase ϕ constantes (ondas planas) (WEINSTEIN, 1988). As ondas planas EMs monocromáticas podem ser classificadas em ondas transversais devido ao ângulo formado entre a direção de propagação e a sua perturbação (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2013). Independente do meio de propagação, algumas propriedades das ondas planas EMs monocromáticas podem ser observadas a seguir.

- Os campos \mathbf{E} e \mathbf{B} são perpendiculares entre si e perpendiculares a direção de propagação da onda incidida.
- O produto vetorial $\mathbf{E} \times \mathbf{B}$ aponta na direção de propagação da onda.

- Esses campos são compostos pela variação de ondas harmônicas senoidais transversais, que ao se propagarem em uma direção z do eixo positivo (dextrogiro), sem dependência de x e y são dadas por,

$$\tilde{\mathbf{E}}(z, t) = \tilde{\mathbf{E}}_0 \exp(i(kz - \omega t)), \quad \tilde{\mathbf{B}}(z, t) = \tilde{\mathbf{B}}_0 \exp(i(kz - \omega t)) \quad (2)$$

em que \tilde{E}_0 e \tilde{B}_0 são as amplitudes (complexas), o argumento $(kz - \omega t)$ da função é a diferença de fase da onda, sendo k o número de onda e ω a frequência angular dada por $2\pi f$, em que f é inversamente proporcional a um comprimento de onda λ (GRIFFITHS, 2005).

A amplitude de uma onda determina a intensidade de energia luminosa que essas ondas são capazes de radiar, ou seja, quanto maior a amplitude do raio luminoso, maior a sua radiação e quantidade de fótons incididos por unidade de tempo (LANDA, 2013). A frequência diz respeito ao período de tempo que uma onda leva para realizar uma oscilação completa. Já o comprimento de onda é dito como o espaço que a onda se propaga até findar a sua oscilação completa (KIM, 1965).

As ondas são suscetíveis a sofrer quaisquer tipos de fenômenos ondulatórios como reflexão, refração, difração, entre outros (TOWNE, 2014). Dentre esses fenômenos, a óptica geométrica pode explicar a reflexão e refração, por exemplo, mas sem considerar o caráter ondulatório da luz e nem mesmo a sua polarização (SOIFER et al., 2002; GOODMAN, 1984). Nessas condições, efeitos como difração e interferência não são evidenciados. Por isso, em meio a esforços de pesquisadores, foi desenvolvida a óptica difrativa. A seguir será descrito de forma sucinta os principais conceitos da óptica difrativa relevantes para esse trabalho de dissertação.

3.1.2 Óptica difrativa

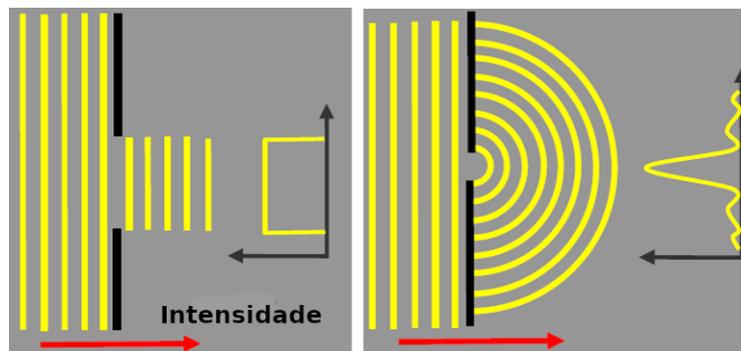
A óptica difrativa emprega técnicas que são capazes de compreender e modular os feixes de luz, com o intuito de desenvolver uma nova frente de onda. A seguir, será descrito alguns princípios do fenômeno de difração.

3.1.2.1 Difração

O fenômeno de difração está diretamente ligado ao comportamento ondulatório da propagação da luz, criada por uma distorção advinda de uma frente de onda quando incide sobre um obstáculo de dimensões na ordem de grandeza do seu comprimento de onda λ (COWLEY, 1995). Este obstáculo pode ser uma fenda, objetos opacos, entre outros, que ao obstruir uma frente de onda, essa tem suas amplitudes e fases modificadas (moduladas) (SOSKIND, 2011). Ao atravessar o obstáculo, uma parte das ondas causam interferências entre si gerando um determinado padrão de difração (ENGELBERG; LEVY, 2020).

O caminho de propagação seguido por uma frente de onda não obedece às leis da óptica geométrica, de forma que essa é desviada do obstáculo sem que haja mudanças no índice de refração do meio. A difração está diretamente relacionada ao comprimento de onda λ e a dimensão do objeto que ela incide. Dessa forma, quanto maior o valor de λ maior é a intensidade de difração (LI et al., 2006; ENGELBERG; LEVY, 2020). A Figura 14 mostra o comportamento e padrão de difração de uma frente de onda (TECHNOLOGY, 2021). É possível observar que quanto menor o orifício mais padrões de interferências são visíveis, e as ondas planas se comportam como ondas esféricas (GRIFFITHS, 2005). Esse comportamento pode ser detalhado pelo princípio de Huygens-Fresnel, mostrados a seguir.

Figura 14 – Comportamento difrativo de uma frente de onda.



Fonte: Technology (2021)

3.1.2.2 Princípio de Huygens-Fresnel

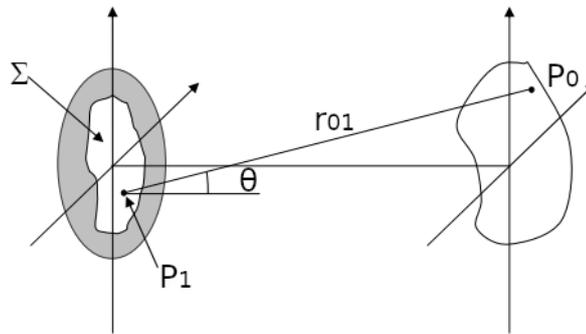
Os aspectos essenciais da difração podem ser explicados pelo princípio formulado pelo físico holandês Christian Huygens (1678) em conjunto com o físico francês Augustin-Jean Fresnel (GOODMAN, 2005; GRIFFITHS, 2005). Huygens propôs que cada ponto na frente de onda incidente por uma fonte, age de forma que seja criada ondas secundárias, que se espalham em várias direções. Ele ainda supôs que só as ondas capazes de seguir a direção da onda original, têm energia para gerar uma onda secundária (GOODMAN, 1984).

Fresnel explicou matematicamente que no princípio de Huygens a amplitude da onda incidente em certo orifício é dada pela soma (interferência) de todas as ondas secundárias provenientes dessa abertura (GOODMAN, 2005). Esse comportamento pode ser visto esquematicamente na Figura 15 e demonstrado pela equação,

$$U(p_0) = \frac{1}{j\lambda} \int \int_{\Sigma} U(P_1) \frac{\exp(jkr_{01})}{r_{01}} \cos(\theta) ds \quad (3)$$

em que $U(p_0)$ é o campo com superposições de frente de ondas $\exp(jr_0/r_0)$ originadas de ondas secundárias em um ponto P_1 , Σ têm relação com a abertura da fenda, λ é o comprimento de onda e k é o número de ondas ($k=2\pi/\lambda$) (GOODMAN, 1996)

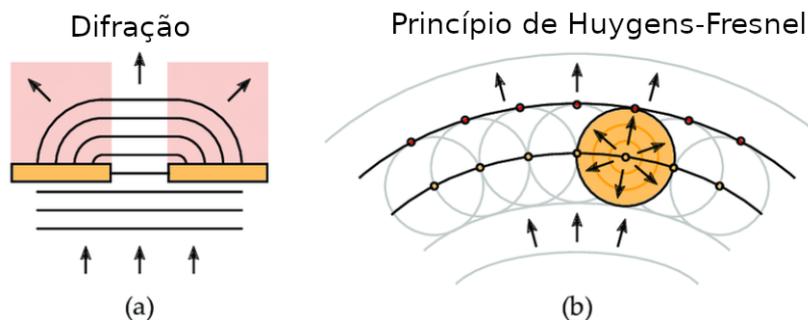
Figura 15 – Estrutura de coordenadas para o modelo matemático de Fresnel pelo princípio de Huygens.



Fonte: Goodman (1996)

A Figura 16 mostra a construção de Huygens-Fresnel, em que pode ser visto uma frente de onda inicial capaz de radiar ondas e formar uma espécie de "envelope", devido a interferência entre elas (PÄTZOLD, 2017). Esse princípio só pode ser compreendido pela teoria escalar da difração, de tal forma que é possível observar a natureza vetorial da luz. Para que essa teoria seja satisfeita, a abertura da difração deve ser grande comparado ao seu comprimento de onda e o padrão de difração não deve ser observado próximo a abertura (KOMRSKA, 1971; GOODMAN, 1996).

Figura 16 – Construção do princípio de Huygens-Fresnel.



Fonte: Pätzold (2017, p. 2)

Por consequência, um material óptico difrativo pode ser usado para formar essa nova frente de onda, com a finalidade de que sua propagação exiba um comportamento desejado (CIRINO, 2002).

Para melhores resultados, o padrão de difração de Huygens-Fresnel pode ser aproximado pelos princípios de Fraunhofer, em que aplicado a óptica difrativa de Fourier, Fraunhofer mostra que a curvatura da onda pode ser suavizada, como detalhada a seguir.

3.1.2.3 Princípios de Fraunhofer e a óptica de Fourier

A difração de Fraunhofer ocorre quando a frente de onda incidente e a frente de onda difratada são planas (FERREIRA et al., 2011). Para que isso ocorra, a distância da fenda até a fonte de ondas e a distância da fenda até o anteparo (plano de observação do padrão de difração) devem ser maiores que um comprimento característico da fenda (PATORSKI, 1983). À medida que aumenta a distância do anteparo à fenda, o padrão de difração muda gradualmente de difração de Fresnel para a difração de Fraunhofer (FRAHN, 1966).

No regime de Fraunhofer a relação entre a estrutura difrativa (descrita em termos de uma função de transmitância complexa) e o padrão de difração (descrito em termos de uma função de intensidade real) é dada exatamente pela transformada de Fourier.

Ao propagar-se no espaço livre, uma frente de onda sofre uma alteração de fase, denominado fator de fase quadrático $\exp[\frac{jk}{2z}(x^2 + y^2)]$. Para compensar esse fator de fase, introduz-se uma lente imediatamente após a estrutura difrativa (ou rede de difração), e observa-se no plano focal da mesma. Dessa forma, a distância é diminuída, trazida de um plano relativamente distante para o plano focal da lente, preservando a relação da transformada de Fourier entre os dois planos (GOODMAN, 2005).

A Figura 17 mostra o comportamento difrativo (franjas) resultante das interferências de ondas planas incidentes em uma fenda. Dessa forma, quanto mais próximo da fenda mais franjas são formadas e quanto mais se distancia o observador da fenda, melhor é descrito o padrão difrativo, em termos da transformada de Fourier. Esse comportamento pode ser visto por meio de técnicas holográficas, detalhadas a seguir.

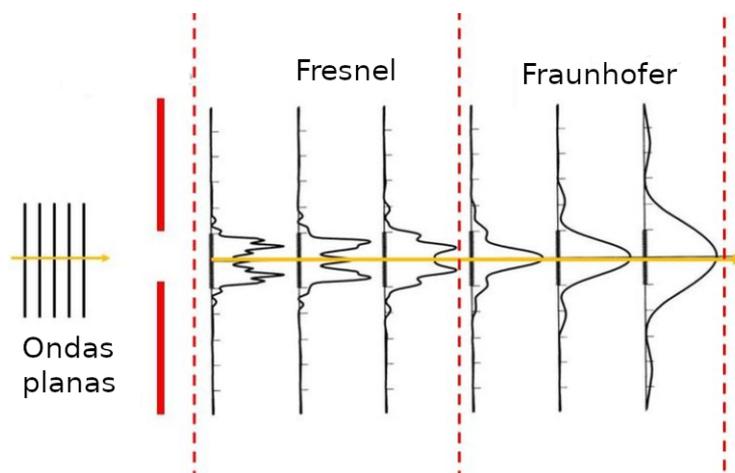
3.1.3 Holografia óptica

Nas técnicas convencionais de gravação de imagem, a distribuição de intensidade de um objeto é gravada na superfície de um material sensível a luz, como um filme fotográfico (BHATTACHARJEE; KRISHNAN, 2019). No entanto, no método clássico pode haver perdas significativas de informações da fase e amplitude, comparado ao objeto original (LOGOFATU et al., 2010).

Para resolver esse problema Gabor em 1948 desenvolveu uma técnica para reconstrução dos dados originados de frentes de onda, denotadas por holografia (MICÓ et al., 2009). Essa técnica consiste no uso do aparato experimental empregado na Figura 18.

Como pode ser observado, uma frente de onda plana, colimada e filtrada passa por um divisor de feixe. Dessa forma, um dos feixes (de referência) reflete no espelho e o outro reflete num objeto (imagem). Em determinados pontos, o feixe de referência e o feixe

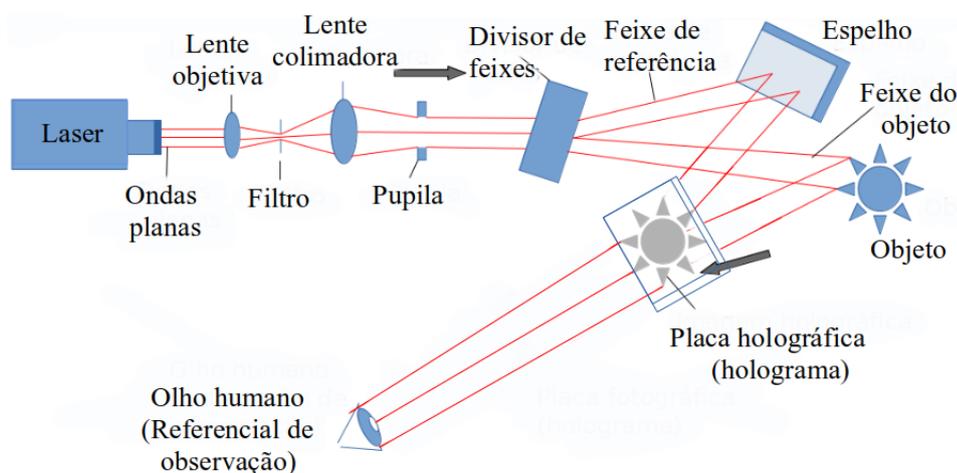
Figura 17 – Comparativo do padrão de franjas entre a difração de Fresnel e de Fraunhofer.



Fonte: Adaptado por Medeiros (2021)

refletido do objeto se encontram provocando uma interferência, que forma a imagem holográfica, ao sensibilizar a placa fotográfica (OSTROVSKY; BUTUSOV; OSTROVSKAYA, 2013). Posteriormente essa imagem pode ser vista na "superfície" da placa fotográfica (holográfica) por um observador. No entanto, a fim de minimizar custos operacionais foi desenvolvido a holografia computacional, detalhada a seguir.

Figura 18 – Arranjo experimental para técnica holográfica óptica.



Fonte: Adaptado por Medeiros (2020)

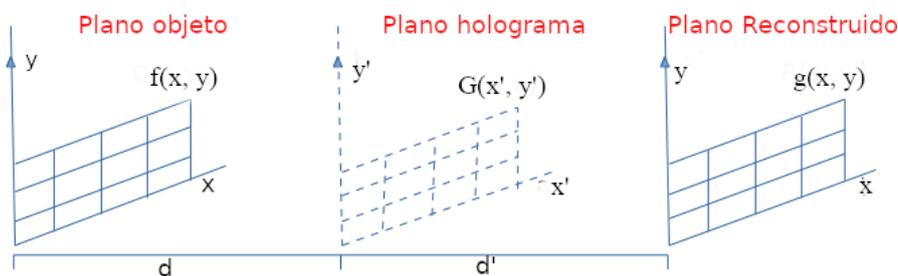
3.1.4 Holografia computacional

Diferente da holografia clássica, na holografia computacional o padrão de difração da frente de onda é armazenado de forma sintética no holograma. Embora o processo de reconstrução seja o mesmo que na holografia óptica (difração), os valores de amplitude e fase do objeto são gravados como arquivos de dados no computador (BRYNGDAHL; WYROWSKI, 1990; CARDONA, 2003).

Uma das vantagens da holografia computacional é oferecer graus de liberdade extras, em que os seus valores de amplitude e fase podem ser modulados por um elemento óptico difrativo (EOD) (LI et al., 1996; ROBERTO, 2000). Por isso, ela é uma técnica que obteve grandes achados com a implementação do algoritmo da transformada iterativa de Fourier (IFTA - *Fast Fourier Transform*) (COOLEY; TUKEY, 1965).

Ao desenvolver um elemento óptico difrativo holográfico com distribuição de luz desejada, algumas condições devem ser satisfeitas: definir o objeto a ser reconstruído, o cálculo da propagação inversa da fonte de luz, o cálculo para o plano de reconstrução, os dados do objeto devem ter valores discretizados, o cálculo do holograma de acordo com o objeto a ser reconstruído e por fim, a reconstrução óptica de acordo com as características do objeto a ser desenvolvido (NETO; SHENG, 1994; CARDONA, 2003). Por conseguinte, a Figura 19 mostra os planos espaciais necessários para a reconstrução de um objeto óptico difrativo. Dessa forma, os planos do objeto e o reconstruído representam a memória do computador e o plano do holograma representa um meio material capaz de modular localmente a amplitude da luz incidente, a sua fase ou ambos.

Figura 19 – Planos necessários para a reconstrução de um elemento óptico difrativo.



Fonte: Adaptado por Medeiros (2021)

Em suma, um dos principais componentes do sistema óptico abordado nesse trabalho de dissertação é o elemento óptico difrativo, em que o desenvolvimento do seu projeto será explicitado a seguir.

3.2 Técnica de projeto de um EOD

A princípio, para desenvolver um sistema óptico de projeção a laser, deve-se compreender o funcionamento de todos os seus processos, bem como definições, características e cálculos do componente a ser usado. Portanto, o principal elemento da unidade de projeção a laser do sistema estudado neste texto é o elemento óptico difrativo (EOD).

Com o intuito de que os objetivos desse trabalho sejam concretizados, a seguir será feito uma revisão de literatura dos EODs. Essa revisão é dividida em: descrição do EOD, o método iterativo de Fourier e parâmetros do método iterativo de Fourier.

3.2.1 Descrição do EOD

Um elemento óptico difrativo (EOD) é um componente óptico capaz de guiar a luz por difração, modulando a sua fase e/ou amplitude, de forma a manter o padrão difrativo original do objeto após a reconstrução óptica (ARIELI et al., 1998; SWANSON; VELDKAMP, 1989).

Como mencionado, para se obter o padrão de difração desejado no EOD, as condições listadas pela holografia computacional devem ser satisfeitas. Principalmente, como descrever matematicamente o objeto a ser reconstruído, de forma a calcular o holograma numericamente e transformá-lo em um material transparente (modulação apenas de fase) (BRYNGDAHL; WYROWSKI, 1990), ou semi-opaco (modulação de fase e de amplitude). Dessa forma, o cálculo do EOD é baseado na teoria escalar da difração, considerando um material no qual se implementa um microrrelevo com amplitude na ordem de 1λ e dimensões transversais mínimas da ordem de $10 \lambda_s$ (CARDONA, 2003; CIRINO, 2002). Essa dimensão transversal mínima garante o uso da teoria escalar da difração, ao invés de uma abordagem vetorial rigorosa.

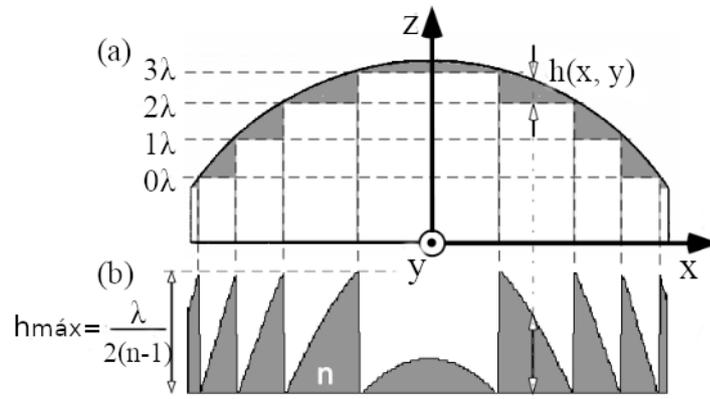
Através do projeto óptico o microrrelevo é caracterizado por uma espessura $h_{m\acute{a}x}$ composta por fatias de 1λ , como mostra a Figura 20, em que ao considerar o índice de refração do meio como sendo o ar ($n_0 = 1$) é dado por,

$$h_{m\acute{a}x} = \frac{\lambda}{2(n - 1)} \quad (4)$$

em que $h_{m\acute{a}x}$ é a espessura máxima do microrrelevo. λ é comprimento da fonte de luz incidente e n é o índice de refração do substrato, no qual se fabrica o microrrelevo (CIRINO, 2002).

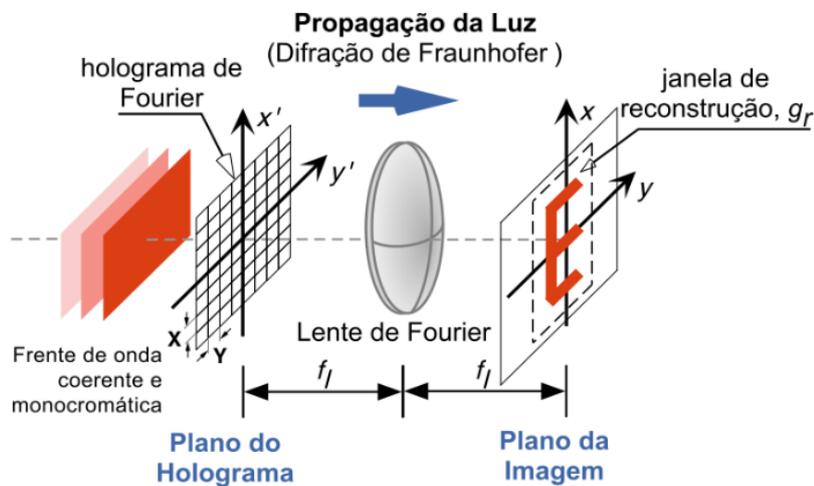
Sendo o holograma uma rede difrativa bidimensional é possível obter a transformada bidimensional de Fourier, de forma direta e/ou indireta, considerando a difração e usando uma lente convergente de Fourier (CIRINO, 2002). Como já mencionado anteriormente (seção 3.1.2.3), a lente de Fourier serve para satisfazer a condição de Fraunhofer, trazendo o padrão de difração desde o infinito até o plano focal da lente, de modo que o plano do

Figura 20 – Ilustração da conversão da função de um elemento refrativo (a) para um EOD (b).



Fonte: Cirino (2002, p.10)

Figura 21 – Reconstrução óptica da unidade de projeção a laser a partir do holograma de Fraunhofer.



Fonte: Cirino (2002, p. 11)

objeto e o plano do holograma são relacionados pela transformada de Fourier (RALF; W; OLOG, 1991).

A Figura 21 mostra a reconstrução óptica descrita, em que ao incidir uma frente de luz coerente num EOD, a luz é difratada, passa pela lente e reconstrói, no plano focal posterior, a imagem previamente codificada no EOD (YOUHYUN; S.; INKYU, 2019). Assim sendo, a reconstrução de um objeto é obtida calculando-se a propagação direta da luz, em que a relação entre o objeto e o holograma é dada pela transformada inversa de

Fourier, descrita pela equação,

$$f_{x,y} = \frac{A_m}{\lambda f_l i} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F_{x',y'} \exp[i \frac{2\pi}{\lambda f_l}] [x'x + y'y] dx' dy' \quad (5)$$

em que A_m é a amplitude da frente de onda incidente, λ é o comprimento de onda, f_l é a distância focal da lente, $f_{x,y}$ é a distribuição de campo do objeto localizado atrás do plano focal (plano reconstruído), $F_{x',y'}$ é a distribuição de transmitância complexa representada pelo holograma localizado no plano focal anterior (plano do holograma), (x', y') são as coordenadas do holograma e (x, y) são as coordenadas do objeto (ROBERTO, 2000).

Por seguinte, para obter o holograma, deve ser calculado a propagação inversa da luz, de maneira a aplicar a transformada de Fourier,

$$F_{(\frac{x'}{\lambda f_l}, \frac{y'}{\lambda f_l})} = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f_{x,y} \exp[-i2\pi(\frac{x'x}{\lambda f_l} + \frac{y'y}{\lambda f_l})] dx dy \quad (6)$$

Ao considerar o holograma como sendo uma matriz bidimensional de dimensões X x Y, composta por células retangulares de dimensões M x N, cada componente apresenta um valor complexo de transmitância $G_{x',y'}$ amostrada a partir de $F_{x',y'}$ (ROBERTO, 2000). Assim, de acordo com a teoria escalar da difração (BOUWKAMP, 1954), $G_{x',y'}$ de um EOD pode ser descrita pela distribuição da função harmônica de Fourier,

$$G_{x',y'} = TF(f_{x,y}) = |F_{x',y'}| \exp[i\omega\phi_G(x', y')] \quad (7)$$

em que $G_{x',y'}$ representa a distribuição da rede de difração, TF é a transformada de Fourier, $|F_{x',y'}|$ corresponde a amplitude e $\phi_G(x', y')$ a fase, da função complexa (ROBERTO, 2000).

Em suma, a transformada de Fourier é uma representação de uma imagem como a soma de exponenciais complexas com magnitude, frequências e fases variadas. Dessa forma, os valores de fase e amplitude do holograma são modulados no espaço das frequências complexas. Que por sua vez, devido o sistema linear de imagens ser invariante no espaço, a grosso modo, os sinais resultantes são tratados por uma outra matriz bidimensional de pixels, em coordenadas retangulares (convolução), de modo que a sua função retangular é igual a 1 em uma região retangular e 0 em todas as outras ¹ (GOODMAN, 1996; SNEDDON, 1995; NUSSBAUMER, 1981).

Como consequência dos cálculos da propagação direta da luz ², no espaço das frequências, o holograma é representado pela equação,

$$g_{x',y'} = \sum_{k=-\frac{M}{2}}^{\frac{M}{2}-1} \sum_{l=-\frac{N}{2}}^{\frac{N}{2}-1} (G_{x',y'}^{k,l}(\frac{x' - kX}{X}, \frac{y' - lY}{Y})).rect(\frac{x'}{MX}, \frac{y'}{NY}) \quad (8)$$

em que $g_{x',y'}$ é o holograma, $G_{x',y'}$ é a transmitância local (pixel) do meio material no qual o holograma está sendo implementado, $rect(.)$ é a função retangular, M e N são a

¹ Essa definição pode ser vista no Anexo A e no livro do Goodman (1996)

² Veja Goodman (1996)

quantidade de células no plano e (k, l) são os índices das células no plano do holograma (CARDONA, 2003). Em seguida, por consequência dos cálculos da propagação indireta da luz ³, após o objeto de reconstrução sair do espaço das frequências para o espaço da imagem, o mesmo é representado por,

$$g_{x,y}^* = XY \operatorname{sinc}(X_x, Y_y) \sum_{k=-\frac{M}{2}}^{\frac{M}{2}-1} \sum_{l=-\frac{N}{2}}^{\frac{N}{2}-1} G_{x',y'}^{*k,l} \exp[i2\pi(X_x k + Y_y l)] \otimes \operatorname{sinc}(MX_x, NY_y) \quad (9)$$

em que $g_{x,y}^*$ representa a imagem no plano de reconstrução, sinc é uma função aplicada a transformada de Fourier retangular e (\otimes) é o operador de convolução (CARDONA, 2003; GOODMAN, 1996).

Ao aplicar a função $g_{x,y}^*$ em intervalos com dimensões celulares de P (com relação a x) e Q (com relação a y), sendo $x = xP$, e $y = yQ$ em que $P = 1/(MX)$ e $Q = 1/(NY)$, tem-se, a equação,

$$g_{x,y} = \left[\sqrt{\left(\frac{MN}{XY}\right)} \operatorname{sinc}\left(\frac{x}{X}, \frac{y}{Y}\right) g_{x,y} \right] \otimes \operatorname{sinc}(MX_x, NY_y) \quad (10)$$

em que $g_{x,y}$ é o plano de reconstrução que contém a imagem reconstruída e (x,y) são as coordenadas de plano de reconstrução (GOODMAN, 2005). Sendo $g_{x,y}$, dado por,

$$g_{x,y} = \frac{1}{\sqrt{MN}} \sum_{k=-\frac{M}{2}}^{\frac{M}{2}-1} \sum_{l=-\frac{N}{2}}^{\frac{N}{2}-1} G_{x,y}^{k,l} \exp\left[i2\pi\left(\frac{xk}{M} + \frac{yl}{N}\right)\right] \quad (11)$$

em que (x, y) são as coordenadas das células no plano de reconstrução (GOODMAN, 2005).

A transformada de Fourier com propagação inversa da luz pode ser obtida numericamente por meio de um algoritmo iterativo da transformada de Fourier. No entanto, a convolução com a função $\operatorname{sinc}(MX_x, NY_y)$ nas equações 8 e 9, é ignorada nos cálculos, visto que geralmente quando a largura da banda da distribuição $g_{x,y}$ é limitada e menor ou igual a dimensão do holograma, a eliminação desse fator durante a convergência do algoritmo é irrelevante (CARDONA, 2003; GOODMAN, 1996). A seguir será descrito o funcionamento e aplicação do método iterativo de Fourier.

3.2.2 Método Iterativo de Fourier

Dentre os vários métodos de projetos de EODs, o algoritmo iterativo da transformada de Fourier (IFTA - Iterative Fourier Transform Algorithm) é um dos mais populares (CIRINO, 2002; ROBERTO, 2000). Ele têm a vantagem de que com apenas uma imagem definida e sua transformada de Fourier é possível obter o seu espectro de difração.

³ Em conjunta aplicação com os teoremas da Similaridade, Deslocamento, Integral de Fourier, que podem ser vistos no Anexo B deste texto e no livro do Goodman (1996).

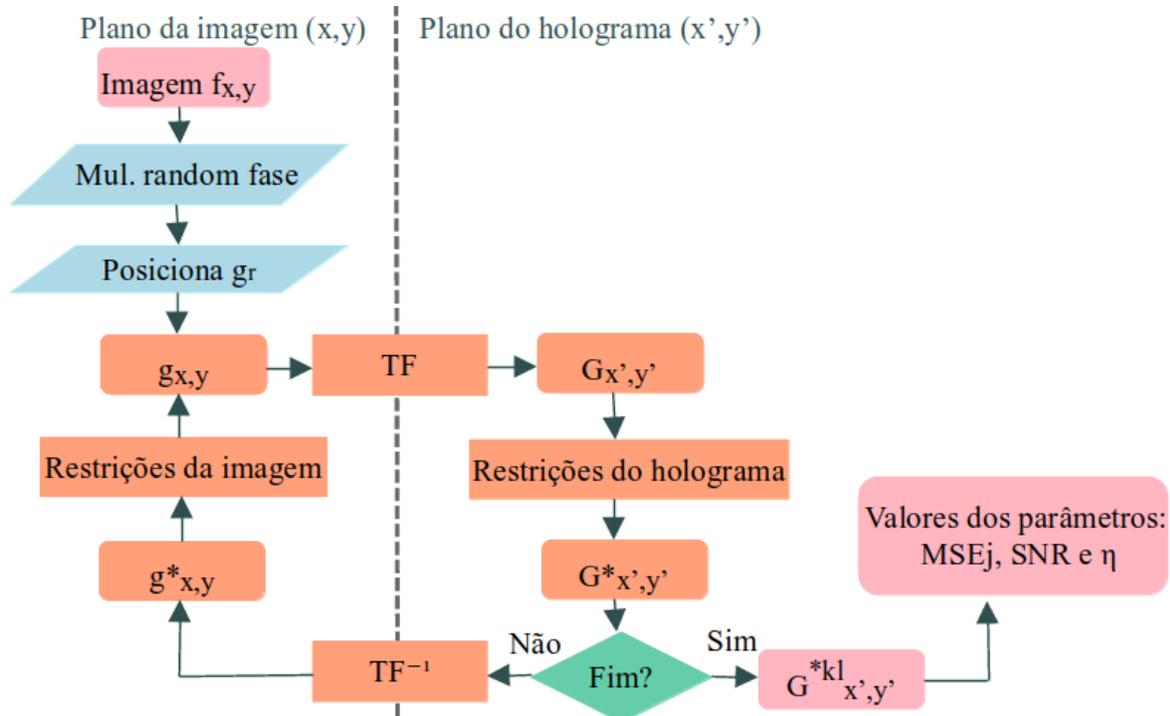
Como visto, a frente de onda monocromática e coerente é modulada em termos de amplitude e/ou fase ao atravessar o EOD (CIRINO et al., 2011). Portanto, com o IFTA é possível determinar os desvios obtidos pela reconstrução de uma imagem arbitrária (ALDOF, 2008). De acordo com Cardona (2003) o IFTA é composto basicamente por três etapas:

1. O posicionamento de uma imagem arbitrária (objeto) em uma janela de reconstrução e aplicação da transformada de Fourier, de modo que irá calcular a propagação da luz inversa, desde o plano do objeto até o plano complexo do holograma;
2. Determinação do tipo de modulação que o holograma irá impor à frente de onda incidente: somente fase, somente amplitude ou ambos. Essas são as restrições no plano do holograma;
3. Aplicação da transformada inversa de Fourier, desde o plano do holograma até o plano do objeto, onde essa será reconstruído.

Em outras palavras, como mostra a Figura 22, o IFTA consiste em escolher uma imagem desejada com intensidade $f_{x,y}$, em que sabendo que o objeto têm um espaço inicial limitado, é feito o truncamento da imagem no limite espacial do objeto, aplicando à sua amplitude, uma distribuição de fase aleatória atribuída a $f_{x,y}$, com o intuito de ajudar na convergência do algoritmo (WYROWSKI, 1990; GOODMAN, 2005). A posteriori, a imagem é posicionada em uma janela de reconstrução g_r contida no plano de reconstrução $g_{x,y}$. Esta é uma condição essencial para se ter um objeto com largura de banda finita. Em seguida, no sentido inverso de propagação da luz, é aplicado a transformada de Fourier (TF) que resulta em valores complexos $G_{x',y'}$, com valores de amplitude e fase. Desse modo, para que os valores de fase e amplitude convirjam de forma a evitar estagnações nas primeiras iterações, são aplicadas algumas restrições, resultando em $G_{x',y'}^*$ (ROBERTO, 2000; CARDONA, 2003).

Logo, como também citado, é aplicado a transformada inversa de Fourier (TF^{-1}), na propagação direta da luz, a fim de se obter a imagem reconstruída $g_{x,y}^*$. Assim, são impostas restrições para minimizar os erros do algoritmo e ter uma imagem $g_{x,y}$ reconstruída com baixos níveis de ruídos. Para a interrupção do algoritmo pode ser escolhido a condição inicial do número de iterações ou o erro de reconstrução, no qual a imagem inicial é comparada com a imagem obtida em determinada iteração (CARDONA, 2003; CIRINO; MONTAGNOIL; FRATESCHI, 2014). Ao ocorrer a interrupção é gerado o holograma $G_{x',y'}^{*k,l}$. Pode-se empregar a técnica de fabricação denominada óptica binária (binary optics) para a fabricação do EOD. Esta técnica emprega as etapas de fabricação de circuitos integrados e MEMS, já bastante maduras (GALE, 1997; O'SHEA et al., 2004). Nesta tecnologia, a distribuição $G_{x',y'}^{*kl}$ é usada na geração de fotomáscaras litográficas na fabricação de micro e nano dispositivos fotônicos (WYROWSKI, 1989; O'SHEA et al., 2004).

Figura 22 – Fluxograma do método iterativo de Fourier.



Fonte: Adaptado por Medeiros (2020)

Por fim, o IFTA pode ser avaliado por alguns parâmetros, como o erro, sinal de saída e eficiência (CIRINO, 2002). Esse processo será detalhado a seguir.

3.2.2.1 Objeto de entrada

O objeto de entrada deve ser uma imagem digitalizada descrita por uma matriz bidimensional de células retangulares, com valores entre 0 e 255 (tons de cinza). Essa matriz deve ser descrita pela função,

$$f_{x,y} = \sqrt{I_{x,y}} \exp(i\phi_{x,y}) \quad (12)$$

em que $I_{x,y}$ é a intensidade do objeto e ϕ é o ângulo que pode assumir valores entre 0 e 2π (CARDONA, 2003).

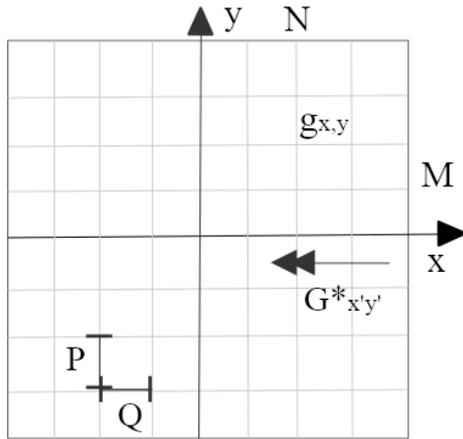
Mas pelo método IFTA, a imagem deve ser normalizada e multiplicada por uma fase aleatória no intuito de auxiliar na convergência do algoritmo. Assim, além de ϕ variável, a amplitude da imagem pode assumir valores entre 0 e 1 (ROBERTO, 2000).

3.2.2.2 Plano de reconstrução

O plano $g_{x,y}$ para a reconstrução de uma imagem é considerado como sendo uma matriz bidimensional de $M \times N$ células (pixels) retangulares, com dimensões $P \times Q$ e

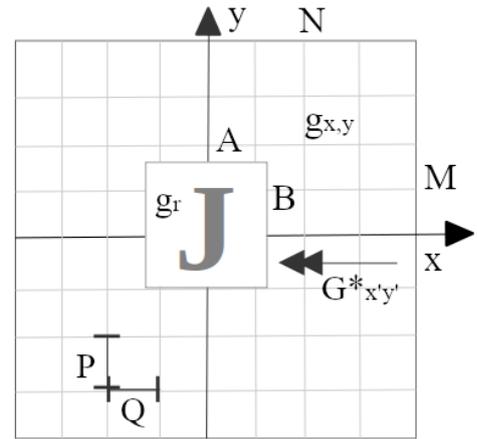
coordenadas x e y , como mostra a Figura 23 (CARDONA, 2003). Após satisfazer as condições do objeto de entrada, a $f_{x,y}$ deve ser posicionada na janela de reconstrução g_r de dimensões $A \times B$, de forma que o seu ponto central seja $g_r(\frac{M}{2}, \frac{N}{2})$, como mostra a Figura 24. As duas Figuras ainda evidenciam a variável $G_{x',y'}^*$ da transmitância, visto anteriormente.

Figura 23 – Janela de reconstrução.



Fonte: Adaptado por Medeiros (2021)

Figura 24 – Posiciona $f_{x,y}$ (J) em g_r .



Fonte: Adaptado por Medeiros (2021)

A princípio, no IFTA tem-se a imagem na janela de reconstrução com valores entre 0 e 255 e a área ao seu redor deve ser preenchida com valores zeros (cor preta) de amplitude, de modo que,

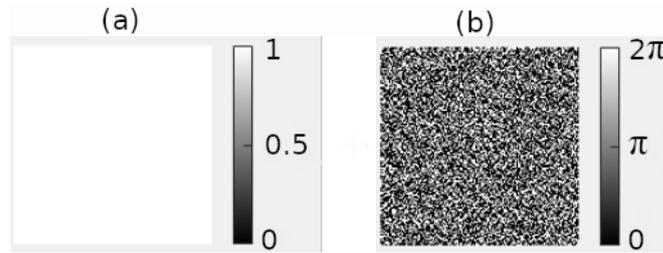
$$g_{x,y} = \begin{cases} g_{x+\frac{M}{2}, y+\frac{N}{2}} = f_{x,y}, & \text{dentro de } G_r \\ 0, & \text{fora de } G_r \end{cases} \quad (13)$$

3.2.2.3 Plano do holograma

Para se iniciar a primeira iteração do IFTA deve-se aplicar a transformada rápida de Fourier, em que é obtido o plano do holograma $g_{x',y'}$, com transmitância $G_{x',y'}^{*k,l}$ contendo valores complexos. A partir do resultado obtido pode ser extraído um segundo plano com valores de amplitude (intensidade entre 0 e 1), que como mostra a Figura 25 (a), para a imagem com a letra J, as amplitudes são próximas a 1, indicando que o holograma é essencialmente transparente. E, a Figura 25 (b) mostra uma terceira distribuição com valores de fase variáveis (entre 0 e 2π).

Em seguida, as restrições do holograma são impostas de acordo com a modulação que o dispositivo a ser fabricado suporta. Caso se utilize a óptica binária (GALE, 1997; O'SHEA et al., 2004) deve-se considerar o número de níveis de quantização de fase e/ou amplitude. Portanto, podendo ser restrições do tipo modulação de fase contínua (através

Figura 25 – Espaço das frequências complexas, (a) valores da amplitude e (b) valores de fase.



Fonte: Produzido pelo autor

de processos de escrita direta com feixe de elétrons), modulação de fase binária, de quatro valores de fase (até 16 valores já foram vistos na literatura) e por fim, os de modulação completa complexa (amplitude e fase) (CIRINO, 2002; CARDONA, 2003).

3.2.2.4 Restrições impostas ao plano do holograma do método IFTA

Para se obter um bom resultado no sinal resultante do holograma (transmitância - $G_{x',y'}^{*k,l}$), de forma que siga os moldes de fabricação de um elemento óptico difrativo (EOD), deve-se analisar as restrições a serem impostas ao mesmo. A seguir será estudado três formas básicas para a compreensão do comportamento do holograma, onde apenas a fase será modulada.

Em hologramas com modulação de fase contínua, os seus valores de fase são mantidos após a aplicação da transformada rápida de Fourier, dessa forma a transmitância do holograma permanece,

$$G_{x',y'}^{*k,l} = G_{x',y'}^{k,l} = |A_m| \exp(i\phi) \quad (14)$$

em que $|A_m|$ é a amplitude com intensidade igual a 1 e ϕ é a fase, que como não é quantizada, a modulação contínua permite valores de fase entre 0 e 2π , assim como é representado no espaço complexo da Figura 26 (ROBERTO, 2000).

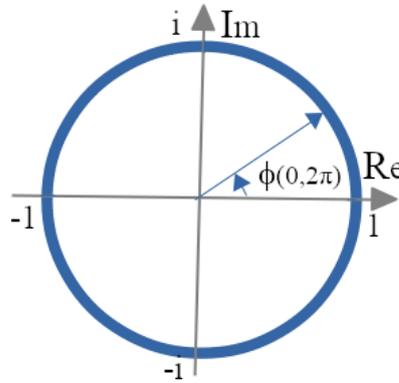
Na modulação de fase binária, são permitidos apenas dois valores de fase, 0 e π , dessa forma, a transmitância no algoritmo é dada por,

$$G_{x',y'}^{*k,l} = \begin{cases} |A_m| \exp(i0) = 1 \\ |A_m| \exp(i\pi) = -1 \end{cases} \quad (15)$$

em que a amplitude A_m é igual a 1.

Por fim, com o intuito de evitar estados de estagnação no algoritmo nas primeiras iterações, como observados em alguns trabalhos, foi sugerido, permitir adicionar valores

Figura 26 – Representação do espaço das frequências complexas da modulação de fase contínua.



Fonte: Cirino (2002)

extras de fase, de modo que a transmitância seja,

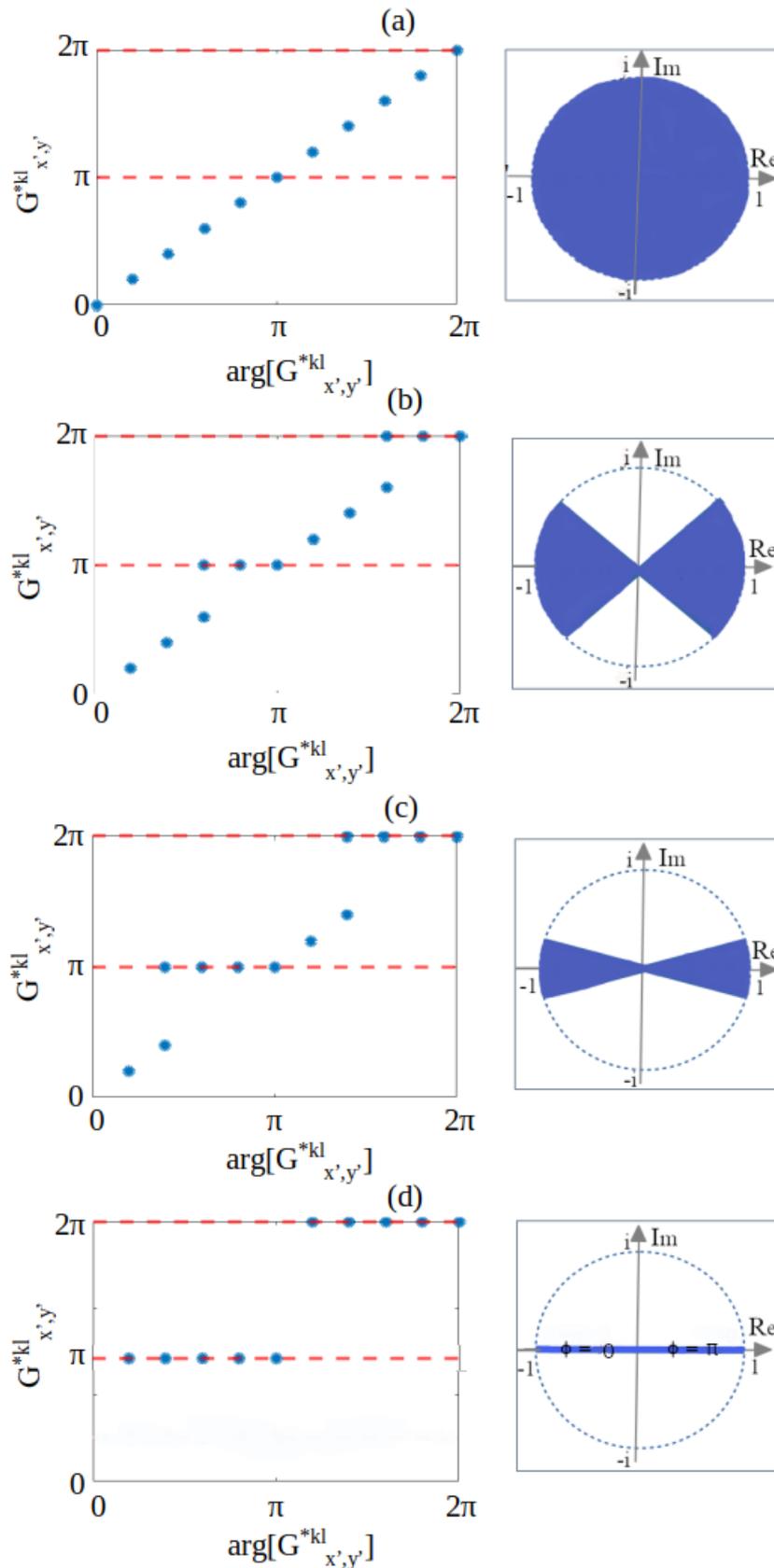
$$G_{x',y'}^{(j)*k,l} = \begin{cases} \text{sign}(\text{real}[\arg(G_{x',y'}^{(j)k,l})]), & \text{se } |\text{real}[\arg(G_{x',y'}^{(j)k,l})]| \geq 1 - \frac{j}{j_{max}} \\ \arg[G_{x',y'}^{(j)k,l}], & \text{se } |\text{real}[\arg(G_{x',y'}^{(j)k,l})]| < 1 - \frac{j}{j_{max}} \end{cases} \quad (16)$$

em que j é o número de iterações, $\text{sign}()$ é a função que retorna o sinal de um número real, j_{max} é o número de iterações máximas permitidas (pode ser usado como critério de parada). Foi observado que nas primeiras iterações as restrições satisfazem os valores de fase obtidos no plano da imagem, porém a medida que se aumenta o número de iterações, esses valores são descartados, acarretando o aumento significatido do erro, que será abordado a seguir (NETO; SHENG, 1994; WYROWSKI, 1989).

Ao se empregar as restrições em uma imagem de dimensões 64 x 64 pixels com a sigla PPGEE, foi possível obter o comportamento gráfico do valor absoluto da transmitância sem a restrição ($G_{x',y'}^{(j),k,l}$) em função da transmitância com a restrição ($G_{x',y'}^{(j)*k,l}$). A Figura 27 (a) mostra o comportamento linear do operador de valores extras na primeira iteração, com $\frac{j}{j_{max}} = \frac{1}{100}$. Em (b) com 25 iterações, os valores de fase se agrupam nas fases 0 e π . Da mesma forma, na Figura 27 (c) em meio a 75 iterações é possível ver um comportamento linear nesses dois valores. E por fim, na Figura 27 (d), com 100 iterações é possível ver o comportamento gráfico ao atingir todo os valores permitidos pelos graus de liberdade impostos.

Para a modulação de fase com quatro níveis de quantização, como representado na

Figura 27 – Operador de valores extras para modulação de fase binária com (a) 1 iteração ($\frac{j}{j_{max}} = 0,01$), (b) 25 iterações ($\frac{j}{j_{max}} = 0,25$), (c) 75 iterações ($\frac{j}{j_{max}} = 0,75$) e (d) 100 iterações ($\frac{j}{j_{max}} = 1$).



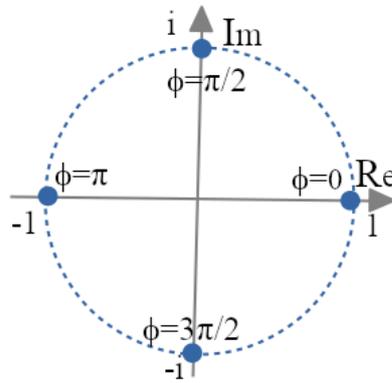
Fonte: Produzido pelo autor

Figura 28, são permitidos apenas valores com os seguintes dados complexos,

$$G_{x',y'}^{*k,l} = \begin{cases} |A_m|exp(i0) & = 1 \\ |A_m|exp(i\pi) & = -1 \\ |A_m|exp(i\pi/2) & = i \\ |A_m|exp(i3\pi/2) & = -i \end{cases} \quad (17)$$

em que A_m é a amplitude unitária (ROBERTO, 2000)

Figura 28 – Representação do espaço das frequências com modulação de fase quaternária.



Fonte: Adaptado por Medeiros (2020)

Da mesma forma que a modulação binária, com o objetivo de evitar estagnações, os valores da transmitância complexa devem ser restritos, de modo que $G_{x',y'}^{*k,l}$ assumam valores de fase contínua durante as iterações, permitindo a modulação de fase de alguns pixels do holograma,

$$G_{x',y'}^{*k,l} = \begin{cases} \text{sign}(\text{real}[\arg(G_{k,l})]), & \text{se } |\text{real}[\arg(G_{x',y'}^{*k,l})] \geq 1 - \frac{j(\frac{\sqrt{2}}{2})}{j_{max}} \\ \text{sign}(\text{real}[\arg(G_{x',y'}^{k,l})]), & \text{se } |\text{real}[\arg(G_{x',y'}^{k,l})(j)] \geq 1 - \frac{j(\frac{\sqrt{2}}{2})}{j_{max}} \\ \arg[G_{k,l}], & \text{outro caso} \end{cases} \quad (18)$$

3.2.2.5 Restrições impostas ao plano de reconstrução no método IFTA

Nas primeiras iterações, após aplicar a transformada inversa de Fourier na propagação direta da luz, tem-se,

$$g_{x,y}^* = |g_{x,y}^*|exp(i\phi_{x,y}) \quad (19)$$

em que $|g_{x,y}^*|$ é a distribuição resultante, no plano de reconstrução, após uma iteração completa. Dessa forma, para reconstruir a imagem, deve-se aplicar as restrições no plano

de reconstrução, dadas por,

$$g_{x,y}^{j+1} = \begin{cases} g_{x+M_0,y+N_0} = \alpha_j |f_{x,y}| \exp(i\theta_{x,y}^j), & \text{dentro de } g_r \\ g_{x,y}^*, & \text{fora de } g_r \end{cases} \quad (20)$$

em que M_0 e N_0 são as coordenadas do ponto central da janela g_r , $|f_{x,y}|$ é a amplitude na região da janela de reconstrução e α é o fator de escala dado por,

$$\alpha_j = \frac{\sum_{x=-\frac{A}{2}}^{\frac{A}{2}-1} \sum_{y=-\frac{B}{2}}^{\frac{B}{2}-1} |g_{x+M_0,y+N_0}^{j*}|^2}{\sum_{x=-\frac{A}{2}}^{\frac{A}{2}-1} \sum_{y=-\frac{B}{2}}^{\frac{B}{2}-1} |f_{x,y}|} \quad (21)$$

em que A e B são as dimensões da janela de reconstrução g_r (CARDONA, 2003).

Com o intuito de diminuir o erro obtido pela diferença entre a imagem original e a imagem reconstruída, os valores de fase e amplitude devem variar livremente fora de g_r e os valores de fase e α devem variar livremente dentro de g_r (WYROWSKI, 1990). Dessa forma, o erro pode ser minimizado ao adicionar uma correção na amplitude anterior, em que a intensidade da imagem se torna, $|f_{x,y}| + (|f_{x,y}| - \alpha_j |g_{x+M_0,y+N_0}^{j*}|)$, assim,

$$g_{x,y}^{j+1} = \begin{cases} g_{x+M_0,y+N_0}^j = \alpha'_j (2|f_{x,y}| - \frac{1}{\alpha_j} |g_{x+M_0,y+N_0}^{j*}|) \exp(i\phi_{x,y}^j), & \text{dentro de } g_r, \\ g_{x,y}^{j*}, & \text{fora de } g_r, \end{cases} \quad (22)$$

em que α'_j é dado por,

$$\alpha'_j = \frac{\sum_{x=-\frac{A}{2}}^{\frac{A}{2}-1} \sum_{y=-\frac{B}{2}}^{\frac{B}{2}-1} |g_{x+M_0,y+N_0}^{j*}|^2}{\sum_{x=-\frac{A}{2}}^{\frac{A}{2}-1} \sum_{y=-\frac{B}{2}}^{\frac{B}{2}-1} (2|f_{x,y}| - \frac{1}{\alpha_j} |g_{x+M_0,y+N_0}^{j*}|) |g_{x+M_0,y+N_0}^{j*}|} \quad (23)$$

Ao supor a reconstrução do holograma de um objeto similar a Figura 29 (a), ao invés de deslocar a imagem do holograma $g_{x,y}^*$ com o erro, como mostra a Figura 29 (b), posiciona-se com o erro compensado da Figura 29 (c) (ROBERTO, 2000).

Figura 29 – Representação de um objeto com o erro de amplitude compensado.



Fonte: Roberto (2000, p. 40)

3.2.2.6 Parâmetros do método iterativo de Fourier

O desempenho da grade difrativa pode ser analisado de acordo com três critérios de avaliação: o erro médio quadrático (MSE), a relação sinal ruído (SNR) e a eficiência de difração (η) (WYROWSKI, 1989; CARDONA, 2003; ROBERTO, 2000).

O erro médio quadrático (MSE - *Mean Square*) é um valor empregado de acordo com a média dos erros gerados por cada iteração, até atingir o critério de parada do algoritmo, que pode ser um erro arbitrário ou o número de iterações, sendo esse tratado neste texto. Dessa forma o erro médio quadrático é dado por,

$$MSE_j = \frac{1}{AB} \sum_{x=-\frac{A}{2}}^{\frac{A}{2}-1} \sum_{y=-\frac{B}{2}}^{\frac{B}{2}-1} [|f_{x,y}| - k_j |g'_{x,y}{}^j(x + M_0, y + N_0)|]^2 \quad (24)$$

em que a distribuição do erro médio quadrático MSE_j é inversamente proporcional a quantidade das células de reconstrução, dependente da amplitude desejada $|f_{x,y}|$ e da variável de reconstrução do holograma dada por,

$$k_j = \frac{x}{\alpha_i} \frac{\sum_{x=-\frac{A}{2}}^{\frac{A}{2}-1} \sum_{y=-\frac{B}{2}}^{\frac{B}{2}-1} |f_{x,y}| |g_{x+M_0,y+N_0}^{1j}|}{\sum_{x=-\frac{A}{2}}^{\frac{A}{2}-1} \sum_{y=-\frac{B}{2}}^{\frac{B}{2}-1} |g'_{x+M_0,y+N_0}{}^j|^2} \quad (25)$$

em que a correspondência $g_{m+M_0,n+N_0}$ se refere a figura de difração produzida pelo IFTA na janela de reconstrução (ROBERTO, 2000).

A relação sinal ruído (SNR - *Signal to Noise Ratio*) é um critério que mostra o quanto de sinal será absorvido pela difração, sendo a resposta do sinal dada por,

$$SNR = \frac{1}{AB(MSE_i)} \sum_{x=-\frac{A}{2}}^{\frac{A}{2}-1} \sum_{y=-\frac{B}{2}}^{\frac{B}{2}-1} [K_i |g'_{x+M_0}{}^i|^2] \quad (26)$$

em que a relação sinal ruído SNR é inversamente proporcional ao erro médio quadrático e_j da última iteração IFTA .

A eficiência de difração é definida pela porção de energia da luz contida dentro da janela de reconstrução g_r e que ilumina o holograma. Assim,

$$\eta = \frac{1}{MN} \sum_{x=-\frac{A}{2}}^{\frac{A}{2}-1} \sum_{y=-\frac{B}{2}}^{\frac{B}{2}-1} |g_{x+M_0,y+N_0}|^2 \quad (27)$$

em que a eficiência de difração η depende apenas da quantidade de células M x N do holograma e da figura de difração dentro da janela de reconstrução $g_{x+M_0,y+N_0}$ (WYROWSKI, 1990). Algumas aplicações do método IFTA podem ser vistas no APÊNDICE A, deste texto.

3.3 Considerações finais

Esse capítulo apresentou uma perspectiva sobre os conceitos físicos fundamentais envolvidos no projeto de um EOD. Alguns aspectos sobre sua fabricação também foram

comentados. Esses conceitos são essenciais para a montagem da unidade de projeção a laser a ser embarcada na ponta da sonda de um sistema de diagnósticos laringoscópicos.

Capítulo 4

Materiais e métodos

Esse capítulo apresenta os materiais e métodos que foram usados nas etapas de desenvolvimento do sistema óptico proposto, bem como na detecção e quantificação da superfície das pregas vocais patológicas. Inicialmente é apresentado uma visão geral dos principais materiais e etapas da metodologia e a seguir, são descritas as bases de dados e as técnicas utilizadas em cada etapa.

4.1 Visão geral

Em síntese, as imagens médicas são possíveis devido a algum tipo de energia (eletromagnética por exemplo) que interage com a matéria (corpo humano) gerando um contraste de cores e formas (CASTELLANO et al., 2004). Visto que a configuração da energia de imagens médicas é provenientes de equipamentos médicos, como um laringoscópio, por exemplo, para otimizar o processo, além de compreender o seu funcionamento, deve-se buscar técnicas de imageamento capazes de manipular o contraste de cores e formas.

Por conseguinte, a partir das imagens obtidas por um videolaringoscópio com câmera de alta resolução, este trabalho de dissertação consiste em processar e quantificar as imagens das pregas vocais em 2D, propondo um sistema óptico de projeção a laser capaz de detectar as características da superfície das pregas vocais patológicas e estimar seus parâmetros quantitativos. Para tal, os materiais e métodos são descritos a seguir.

4.2 Descrição de dados, software e hardware

A. Dados da simulação

1. Espaço amostral: dados com imagens de 3 pacientes diferentes, p_1 , p_2 , e p_3 com pólipos, cisto e leucoplasia, respectivamente. Dados comprovados e devidamente confirmados em prognóstico médico;
2. Formato: escalonamento de vídeos;
3. Fonte das amostras: Instituto Sean Parker para voz. Departamento de otorrinolaringologia de Well Cornell Medicina - cirurgia de cabeça e pescoço. Nova York (VOICE, 2021);
4. Dispositivo de captura das imagens: vídeo laringoscópio de fibra óptica.

B. Materiais do protótipo

1. Carne bovina bofe: molde da superfície glótica. Essa foi a que melhor se aproximou das características glóticas, como descrito por Blitzer (2015);
2. Carne suína: molde das pregas vocais. Essa foi a que mais se adequou as duas massas musculares, como descrito por Smith (1977);
3. Adiposidade da carne suína: molde das patologias das pregas vocais. Como as 3 patologias têm um aspecto esbranquiçado ou avermelhado, em sua maioria, essa textura foi a que melhor se enquadrou nesse molde;
4. Unidade de projeção a laser: caneta a laser comercial de 532 nm e 500 mW, contendo um elemento óptico com matriz difrativa de 12 x 12 spots de luz;
5. Luz branca: mini laser diodo;
6. Câmera IP Onvif P2P HD mobile: resolução de 960p(1280*960). Sensor 1/4 CMOS com Ângulo de 355° e 120°, horizontal e vertical, respectivamente. Sistema Yoosee Smart Camera conectado a um celular Galaxy android 5.1.1.

C. Computador

1. Processador: Intel® Celeron(R) CPU N3060 @ 1.60GHz × 2;
2. Memória: 4 GB de RAM;
3. Sistema operacional: Linux Ubuntu 20.04.2 LTS 64 bits GNOME 3.36.8.

D. Software

1. MATLAB® 2018b versão estudante: empregado na implementação dos algoritmos;
2. Inkscape® 0.92.25: desing da matriz difrativa de 12 x 12 spots (projeto óptico) e relevos das patologias detectadas e extraídas das imagens;
3. Gimp® 2.10.24: manipulação vetorial e aparas das imagens.

4.3 Metodologia

A análise do sistema óptico proposto neste texto foi dividida em duas etapas: a simulação computacional do sistema, em que é feito o projeto do EOD; e o desenvolvimento de um protótipo, em que é usado uma UPL com EOD comercial. O projeto do EOD da UPL na simulação é baseado na teoria escalar da difração de Fourier, como mostrado na seção 3.1 e o protótipo é baseado na triangulação a laser de sua matriz de difração. Em sequência, para a detecção e quantificação da superfície das pregas vocais patológicas, o emprego de técnicas de processamento de imagens baseadas na segmentação das imagens foram centradas na filtragem e regiões de contorno ativo.

4.3.1 Projeto óptico do EOD

Um EOD com modulação de fase binária foi projetado, capaz de gerar uma matriz de 12×12 spots de luz. Essa matriz foi a que se adequou melhor aos resultados obtidos, mas além dela foi estudado as matrizes de 3×3 e 31×31 pontos de luz. Na simulação do projeto do EOD foi empregado o IFTA, detalhado na seção 3.2.2 e explicitado no Algoritmo 1, como mostra a Figura 30.

Figura 30 – Projeto de um EOD com modulação de fase binária, capaz de gerar uma matriz de 12×12 spots de luz. Essa matriz foi a que se adequou melhor aos resultados obtidos.

Algoritmo 1: IFTA

Entrada: Imagem(f_{xy});
Saída: Holograma($G^*(kl)x'y'$);

- 1 **Início**
- 2 Fase=rand();
- 3 PosicionarFxy=gr(gxy/4);
- 4 **para** n iterações **faça**
- 5 $Gx'y'=TF(f_{xy})$;
- 6 $G^*x'y'=RestricaoHolog(Am(1),fase(0,\pi))$;
- 7 $g^*xy=T^{-1}F(f_{xy})$;;
- 8 $gxy=RestricaoRescons(d(\alpha f_{xy}),f(gxy))$;
- 9 Result1=Computa($G^*x'y'$);
- 10 Result2=Calcula(MSE, SNR, η);

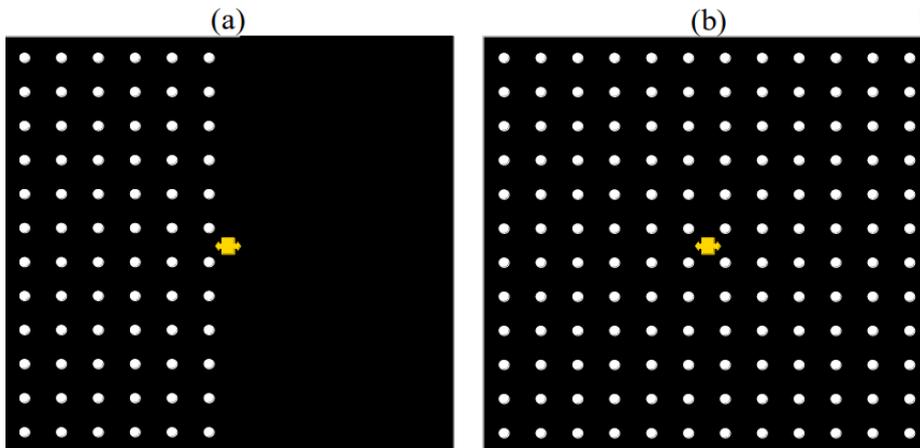
Retorna: Result1, Result2

Fonte: Produzido pelo autor

Com o intuito de se aproveitar da sua irmã gêmea para juntas compor uma matriz de 12×12 pontos, a imagem de entrada $f_{x,y}$ do algoritmo é composta por uma matriz de 6×12 pontos e uma dimensão de 128×256 pixels, como mostra a Figura 31 (a). O quantitativo de pixels foi determinado com o intuito de que os pontos da matriz tenham o mesmo

espaçamento entre si nas direções horizontais e verticais. A imagem foi normalizada e redimensionada na parte central esquerda do plano de reconstrução real, uma vez que a sua irmã gêmea é interessante. Ao aplicar a transformada de Fourier os dados foram direcionados ao plano complexo do holograma. Nesse plano foi possível obter a fase e a amplitude do objeto transformado. De acordo com Stern (1991) e Cirino (2014) a fase binária é a mais simples para a fabricação, logo as restrições impostas no plano do holograma foram de uma amplitude igual a 1 e a fase variando em dois graus de liberdade (0 e π).

Figura 31 – Imagem original escolhida com sua irmã gêmea. (a) se tem a imagem original de intensidade $f_{x,y}$ com uma matriz de 6×12 pontos e em (b) se têm a imagem original e a sua imagem gêmea, em que juntas formam uma matriz de 12×12 pontos.



Fonte: Produzido pelo autor

Por seguinte, foi aplicado a transformada inversa de Fourier e a restrição do plano de reconstrução, em que se obtém a imagem reconstruída, assim como mostrou a Figura 31 (b). A máscara do EOD pôde ser obtida de forma nítida após várias iterações, onde o critério de parada foi o número de iterações. Em sequência foram analisados os critérios de avaliação da reconstrução, o erro gerado na reconstrução da imagem (MSE), a relação entre o sinal e o ruído (SNR) e a eficiência de difração (η).

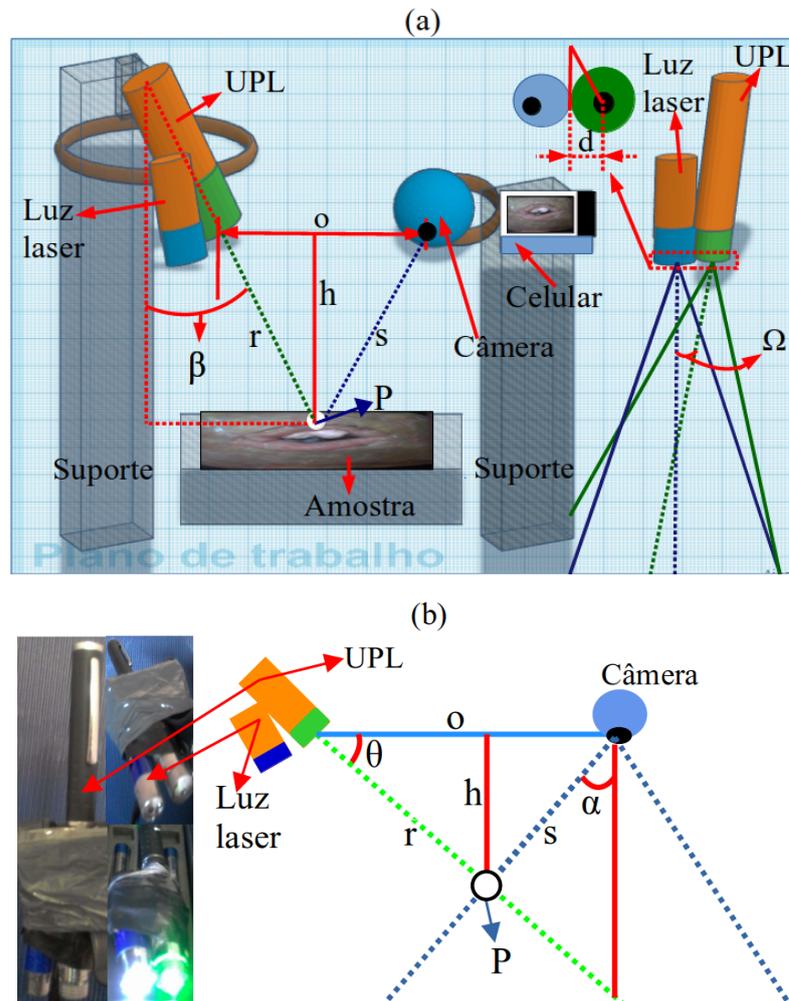
4.3.2 Configuração do sistema óptico de projeção a laser

O arranjo experimental clássico para o exame videolaringoscópico de alta velocidade é composto basicamente por um laringoscópio com uma câmera de alta velocidade atrelado a uma fonte de luz e por um laser com um conjunto de lentes e espelhos; configurados de forma paralela por um cabo de fibra óptica (PIETERS et al., 2015; SETTON

et al., 2019), assim como discutido na seção 2.1.3.4. No trabalho proposto, uma unidade de projeção a laser (UPL) deve ser acoplada ao arranjo do sistema laringoscópico citado.

Em síntese, ao introduzir o sistema videolaringoscópico clássico, em uma laringe in vivo ou ex vivo, é formado uma triangulação, entre a câmera e o laser, contendo vários quadros em pixels que são escaneados pelo laser, gerando a imagem guiada até um computador (SEMMLER et al., 2017; BRIEFING, 2018). A Figura 32 mostra o arranjo experimental esquemático do protótipo do sistema óptico de projeção a laser, desenvolvido e estudado neste texto.

Figura 32 – (a) Configuração geral do sistema óptico de projeção a laser. Sendo $d = 8$ mm, altura do laser = 40 mm, t como a reta tangente, $\Omega \simeq 3^\circ$, $\beta \simeq 6^\circ$, $h = 200$ mm e $o = 140$ mm. (b) Configuração da triangulação a laser.



Fonte: Produzido pelo autor

Na Figura 32 (a) pode ser visto um conjunto óptico de uma UPL que projeta uma matriz de 12×12 pontos de luz (spots) e um laser com luz branca (esse também possui luz vermelha $\lambda = 750$ nm, mas não foi aplicado), ambos distantes entre si por 15 mm. Esse sistema juntamente com a câmera formam uma triangulação a laser no ponto P, em

que os padrões de luz sobrepõem-se no molde da superfície das pregas vocais dos pacientes p_1 , p_2 e p_3 . Essa imagem é adquirida pela câmera, em que é possível processar os dados.

Em casos reais (durante o exame laringoscópico de pacientes) onde a profundidade h da Figura 32 (b) não é dado, ao se determinar a localização das linhas (onda eletromagnética da frente de ondas) r da UPL na imagem e s da câmera, o perfil de altura (h) entre essas linhas pode ser mensurado, resultando em um sistema de medição 2D (SARDEMANN; MULSOW; MAAS, 2021). Portanto, para o sistema proposto, cada ponto de luz (spot) da matriz de 12×12 pode representar a localização de um ponto de intersecção (P) entre as linhas r e s .

Dessa forma, a altura h pode ser calculada pela relação trigonométrica formada entre a UPL, câmera e ponto P do spot de luz, determinada por,

$$h = \frac{o \sin \theta \cos \frac{\alpha}{2}}{\cos \theta + \frac{\alpha}{2}} = \frac{o}{\frac{1}{\tan \theta} - \tan \frac{\alpha}{2}} \quad (28)$$

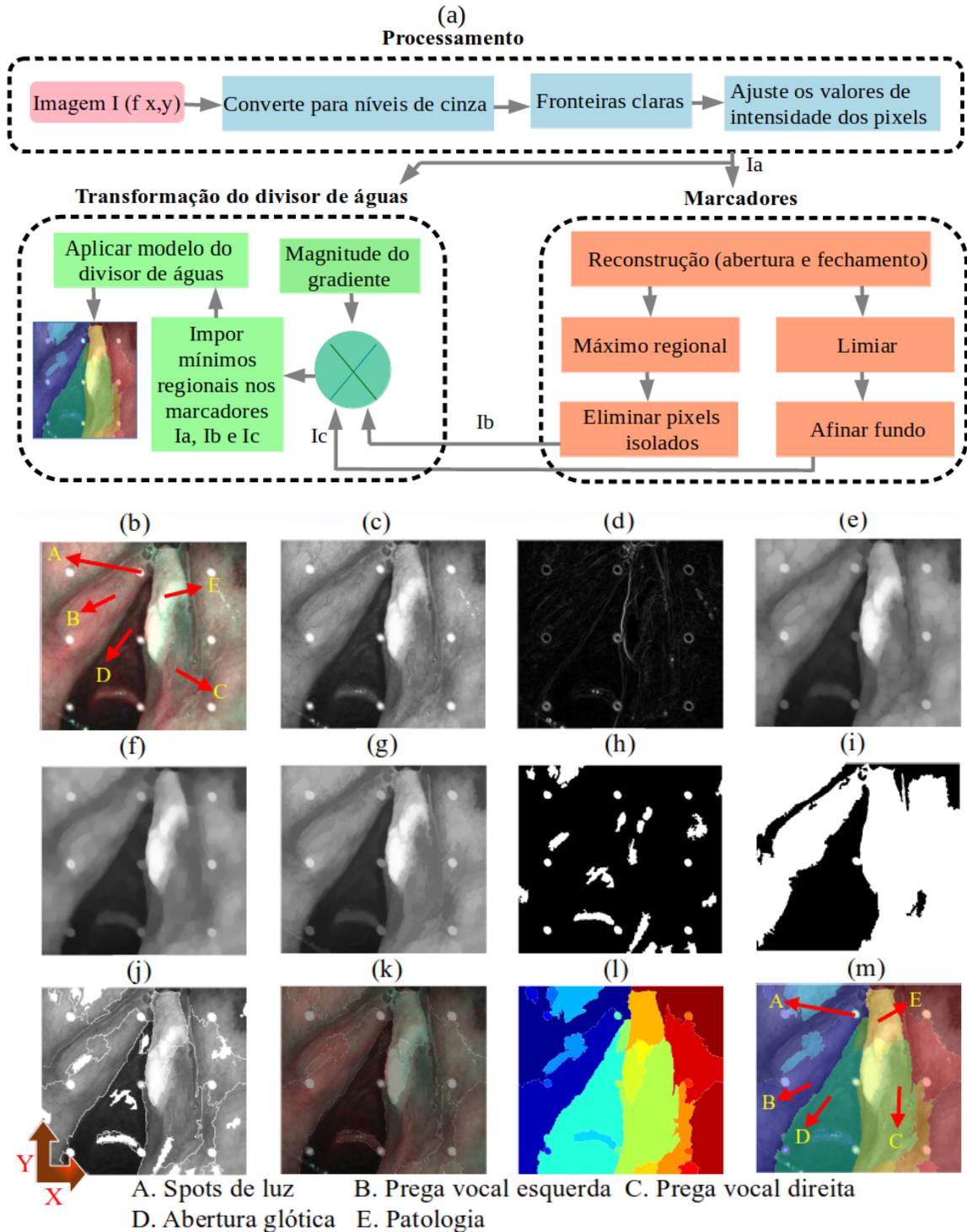
dessa forma, h pode ser considerada como sendo a distância do sistema óptico de projeção a laser em relação a superfície das pregas vocais de um paciente. Os ângulos θ e α são variantes e dependentes de P (não será discutido neste texto) (MUNARO et al., 2015).

4.3.3 Processamento das imagens

O método denotado por divisor de águas foi escolhido para a segmentação das imagens patológicas, devido a sua simplicidade na implementação e pelo seu bom desempenho em alguns trabalhos (KORNILOV; SAFONOV, 2018; WANG et al., 2021; AGRAWAL; AURELIA, 2021). Esse método consiste na análise do gradiente de uma imagem, representada por uma superfície com topologia contendo planaltos, colinas e vales, resultando em uma segmentação baseada em regiões separadas por linhas (ZHANG et al., 2021). O processo geral para a implementação do método divisor de águas é mostrado no fluxograma da Figura 33 (a).

Como mostra a Figura 33 (b) na etapa de processamento da imagem, deve-se a princípio considerar uma imagem $I(f_{x,y})$ convertida em tons de cinzas, como mostra a Figura 33 (c). A filtragem de fronteiras claras e ajustes na intensidade dos pixels é processada pelo filtro do operador Sobel (KANOPOULOS; VASANTHAVADA; BAKER, 1988). Esse, como mostra a Figura 33 (d), é capaz de calcular a diferença finita de cada pixel em uma imagem, devolvendo a magnitude do seu gradiente (imagem I_a), em um primeiro plano. O operador Sobel é composto por duas matrizes 3×3 convoluidas com a imagem original para calcular aproximações das derivadas, sendo uma variando no sentido horizontal e outra variando no sentido vertical (VINCENT; FOLORUNSO et al., 2009). Sendo A a

Figura 33 – Método divisor de águas. Em que (a) é o fluxograma do método, (b - d) representa o processamento do método, (e - i) demonstra o processamento controlado por marcadores e (j - m) representa a etapa da transformação do divisor de águas.



Fonte: Produzido pelo autor

imagem inicial então, G_x e G_y são dadas por,

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \otimes A \quad e \quad G_y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \otimes A \quad (29)$$

em que \otimes é o operador convolução, que pode ser decomposto pelo produto de sua média e suavizado usando um filtro de valores inteiros e separáveis em direções horizontais e verticais. Em cada ponto da imagem o resultado do gradiente foi combinado para enfatizar a sua magnitude,

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (30)$$

Na etapa 2 o divisor de águas é controlado por marcadores, que são matrizes com o mesmo tamanho da imagem original, mas com dados do tipo 32 bits e a região dentro dele é rotulada. O conjunto de marcadores é estabelecido com o intuito de evitar excessiva segmentação, perda de eficiência e maior custo computacional do algoritmo. Um dos processamentos mais eficaz nesse processo de segmentação é a técnica morfológica de reconstrução (WANG et al., 2020; SCHOEN et al., 2021).

Essa morfologia analisa a decomposição de filtros, que são operadores conhecidos como dilatação e erosão, a fim de compará-los a um conjunto desconhecido da imagem (máscara), de forma que o contorno da imagem do marcador se ajuste ao contorno da imagem mascarada. Através da erosão os valores de pixels escuros são alargados, os vales próximos são conectados, de forma a separar os picos, e os pixels claros reduzidos. E na dilatação é feito o inverso da erosão, de modo que há conexão de picos próximos e separação de vales (JACKWAY; DERICHE, 1996; KHOSRAVY et al., 2017). Com a diferença de ambos, é obtido o gradiente morfológico, que por consequência é gerado os operadores de abertura ($\gamma_{\mu B}$) e fechamento ($\varphi_{\mu B}$).

O operador de abertura é dado pela operação de erosão da imagem I_a por um elemento estruturante B (matriz 3 x 3 pixels) seguido da operação de dilatação pelo elemento estruturante transposto ($B' = (-x : x \in B)$), como mostra a Figura 33 (e). O operador de fechamento é dado pela operação de dilatação pela imagem I_a , seguido pela operação de erosão pelo elemento estruturante transposto, como mostra a Figura 33 (f). Esses operadores são descritos por,

$$\gamma_{\mu B}(f) = \delta_{\mu B'}(\varepsilon_{\mu B}(f)) \quad e \quad \varphi_{\mu B}(f) = \varepsilon_{\mu B'}(\delta_{\mu B}(f)) \quad (31)$$

em que $\varepsilon_{\mu B}$ e $\delta_{\mu B}$ são as operações de erosão e dilatação, respectivamente. Como mostra a Figura 33 (g), a abertura e fechamento por reconstrução é feita por uma transformação geodésica até atingir a sua idempotência (aplicado várias vezes sem alterar o resultado), dada por,

$$\gamma'_\mu(f) = \lim_{n \rightarrow \infty} \delta_f^n(\varepsilon_\mu(f)) \quad e \quad \varphi'_\mu(f) = \lim_{n \rightarrow \infty} \varepsilon_f^n(\delta_\mu(f)) \quad (32)$$

em que as geodésias, da dilatação e erosão, de tamanho 1, são dadas por $\delta_f^1(g) = f^\delta(g)$ para $g \leq f$ e $\varepsilon_f^1(g) = fV\varepsilon(g)$ para $g \geq f$, respectivamente, sendo $g = \gamma_\mu(f)$ (TEROL-VILLALOBOS; VARGAS-VÁZQUEZ, 2002).

Em um segundo plano, a reconstrução irá tratar as intensidades dos pixels como uma elevação local, em que de acordo com seus máximos regionais a topografia é inundada (separada por regiões), resultando na imagem I_b , assim como mostra a Figura 33 (h). Em um terceiro plano, afim de remover todos os pequenos ruídos brancos das imagens, um limiar de 20 pixels (entre as intensidade de 0 a 255) foi aplicado a reconstrução. Dessa forma, as fronteiras são delimitadas e os objetos do primeiro plano são marcados, resultando na imagem I_c , assim como mostra a Figura 33 (i).

Portanto, têm-se a magnitude do gradiente (I_a), as linhas regionais separadas por linhas (I_b) e a marcação das fronteiras segmentadas (I_c), que são convoluídas na etapa de transformação do divisor de águas. Nessa etapa, o algoritmo é inicializado por uma equação diferencial parcial (EDP) centrada na minimização da energia, convergindo para o mínimo regional e moldando a curva C da função de energia para corresponder ao objeto segmentado. A curva em C irá evoluir no sentido interior da curva para o contorno ativo, sendo este definido por,

$$\frac{\partial C}{\partial \tau} = FN \quad (33)$$

em que \mathbf{N} é a direção normal interna. Dessa forma, o contorno ativo é capaz de otimizar a função da fronteira e da região, de modo que a sua energia seja descrita por,

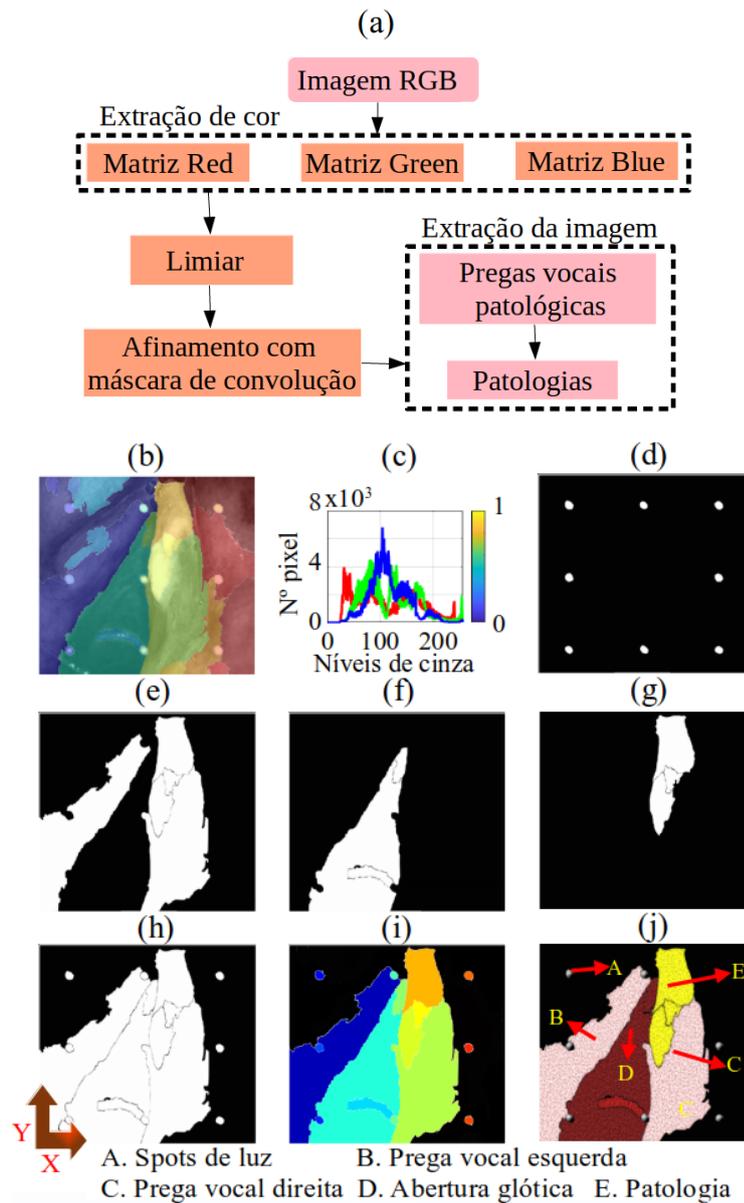
$$J_1(C) = \alpha \int_0^1 |C'(s)|^2 ds + \beta \int_0^1 |C''(s)|^2 ds + \beta - \lambda \int_0^1 |\delta_{u0}C(s)|^2 ds \quad (34)$$

em que α , β e λ representam o parâmetro positivo. A função de α e β são as energias que tornam o contorno suave e λ é a energia que arrasta o contorno em direção ao objeto desejado (TAJUDIN et al., 2017). A Figura 33 (j) mostra o resultado final da etapa da transformação do divisor de águas, em que ao selecionar apenas o contorno do divisor de águas e mascarar a imagem original se tem a Figura 33 (k). A Figura 33 (l) retrata as regiões do método aplicadas preenchidas por cores RGB da paleta de cores do MATLAB, que ao ser mascarada a imagem original, a Figura 33 (m) é resultada.

Após a segmentação das regiões do método divisor de águas, a superfície das pregas vocais patológicas podem ser extraídas de forma manual pelo software INKSCAP (quando o contorno não é fechado) ou extraídas de forma semi-automática por meio do algoritmo de detecção de cores RGB, como mostra o fluxograma da Figura 34 (a).

A princípio, a imagem RGB da figura resultante do modelo divisor de águas é a entrada inicial do fluxograma, como mostra a Figura 34 (b). Em sequência a extração das cores é realizada, de forma que cada cor RGB (Red, Green e Blue) é inserida em uma matriz 2D com intensidades entre 0 e 255 pixels, como mostra as bandas de cores das curvas da Figura 34 (c). Por meio dessa, é estabelecido um limiar com os valores médios de cada

Figura 34 – Fluxograma do método de extração de cores RGB da superfície das pregas vocais patológicas.



Fonte: Produzido pelo autor

cor definida, sendo 80 pixels, 90 pixels e 190 pixels, para vermelho (R), verde (G) e azul (B), respectivamente (DUTTA; CHAUDHURI, 2009).

Por seguinte a criação de máscaras binárias com os limiares 6 pixels, 7 pixels e 8 pixels, para as cores RGB, respectivamente, foi necessária. Assim as máscaras foram combinadas para descobrir as três regiões verdadeiras pelas suas cores e morfologia das linhas do divisor de águas. Essas máscaras podem ser observadas nas Figuras 34 (d-g), em (d) se tem a máscara dos spots de luz, em (e) a máscara das pregas vocais, em (f) da abertura glótica e em (g) a máscara da patologia. Dessa forma, ao transformar as máscaras e a imagem RGB no mesmo tipo de dados, elas podem ser convoluídas, como mostra a Figura 34 (h).

Ao sobrepor a máscara convoluída a imagem inicial do algoritmo, a Figura 34 (i) é obtida. A Figura 34 (j) mostra a extração das imagens com relevos, feita de forma manual. Dessa forma, a superfície das pregas vocais patológicas e suas patologias foram extraídas da imagem original por meio do algoritmo RGB e/ou software INKSCAPE. (PRABHAKAR; DEVI, 2017).

4.4 Considerações finais

Esse capítulo apresentou de forma sucinta os materiais e métodos empregados neste trabalho, desde o projeto do elemento óptico difrativo, a configuração do protótipo do sistema óptico de projeção a laser, até a extração da superfície das pregas vocais e suas patologias.

Capítulo 5

Resultados

Este capítulo apresenta os resultados obtidos e discussões acerca das principais etapas metodológicas. É exposto a aquisição de dados da simulação computacional referente ao projeto de um elemento óptico difrativo, bem como o seu emprego no processamento das imagens dos pacientes p_1 , p_2 e p_3 , para a quantificação da superfície das suas pregas vocais patológicas. Neste capítulo também é discutido o comportamento do protótipo do sistema óptico proposto, assim como a sua aplicação no processamento de imagens. Por fim, é exposto um comparativo entre os resultados obtidos pela simulação e o protótipo do sistema de projeção a laser.

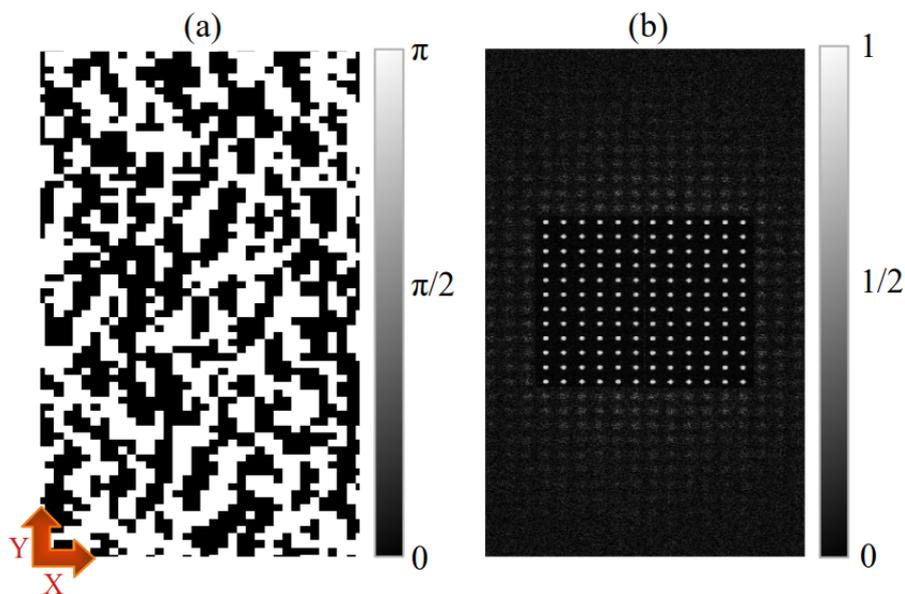
5.1 Aquisição de dados do projeto do EOD

Com o método IFTA foi desenvolvido a máscara holográfica para o EOD, componente principal do sistema óptico. Com uma imagem original $f_{x,y}$ atrelada a sua irmã gêmea, formadas por uma matriz de 12 x 12 spots de luz, foi possível obter a máscara holográfica, como mostra a Figura 35 (a). Nessa, pode ser observado os dois níveis da fase binária, obtidos após a aplicação da transformada de Fourier (TF) e as restrições do holograma.

Na Figura se tem dois níveis de fase correlacionadas em cores que variam de 0 a π , sendo 0 (preto) relacionado a regiões onde a luz é bloqueada e π (branco) correspondente a regiões onde a luz é transmitida. A métrica de cores representa a amplitude da intensidade de distribuição $G_{k,l}$ da matriz de spots de luz correspondente a cada pixel da imagem. Essa distribuição é capaz de controlar a amplitude da transmitância de luz no EOD. Os pixels pretos representam os valores de fase $\exp(-j0)$ e os pixels brancos representam os valores de fase $\exp(-j\pi)$.

Após as restrições do plano do holograma foi aplicado a transformada inversa de Fourier $T^{-1}F$ juntamente com as restrições do plano de reconstrução, em que como mostra a Figura 35 (b), é obtido matriz de 12 x 12 spots de luz. Portanto, os dados obtidos estão em concordância com os resultados das teses de Roberto (2000), Cardona (2003) e Cirino (2002).

Figura 35 – Método IFTA após 500 iterações. Em (a) mostra a máscara holográfica $G_{x',y'}^{r*kl}$ e em (b) têm-se a imagem reconstruída $g_{x,y}$ e a sua irmã gêmea, formando a matriz de 12 x 12 spots de luz. As duas figuras resultaram em dimensões de 384 x 768 pixels.

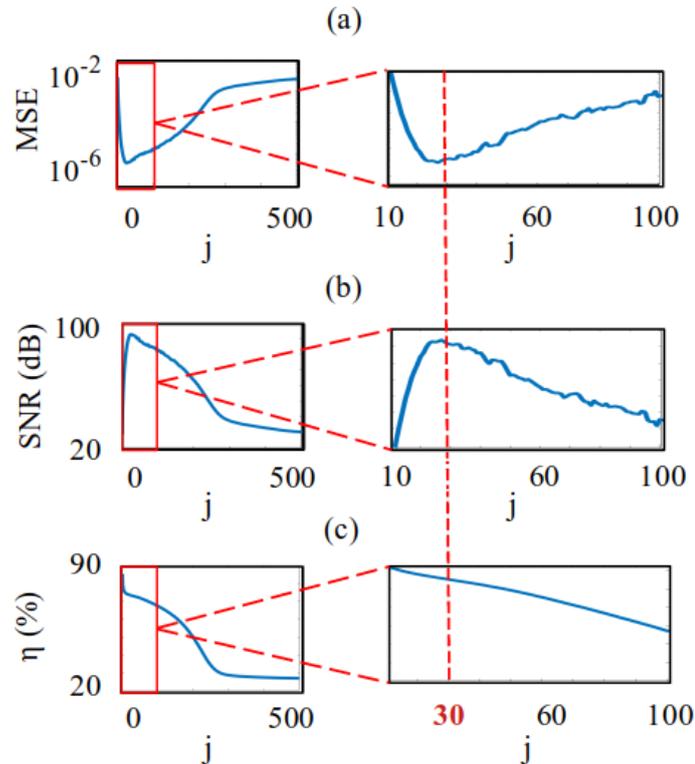


Fonte: Produzido pelo autor

A posteriori três parâmetros dos critérios de avaliação da máscara holográfica são analisados, em função do número de iterações do algoritmo. Após 500 iterações do método IFTA, como mostra a Figura 36 (a) é obtido o erro médio quadrático (MSE), que compara o objeto original e o objeto reconstruído. Pode ser observado que nas primeiras iterações houve uma redução significativa nos valores, em que atingiu um erro mínimo na ordem de 10^{-6} com 30 iterações. De acordo com Cardona (2003), essa minimização ocorre devido ao alto grau de liberdade de valores de fase que são capazes de satisfazer as restrições impostas, ou seja, no início há redução do erro pois muitos dos valores possíveis da fase são permitidos.

Dessa forma, após 30 iterações os valores aleatórios definidos no início do algoritmo convergiram de forma restritiva para uma liberdade de fase de valores entre 0 e π , de modo que os outros valores foram descartados, acarretando um aumento de MSE, ou seja, os valores iniciais foram eliminados.

Figura 36 – Parâmetros de avaliação da modulação de fase binária. Em (a) tem-se o erro médio quadrático (MSE), em (b) a relação sinal ruído (SNR) e em (c) a eficiência de difração (η).



Fonte: Produzido pelo autor

Por meio do MSE, é avaliado a relação entre o sinal e o nível de ruídos das imagens, em que esse é minimizado para um determinado valor de j , como mostra a Figura 36 (b).

Mediante os resultados expostos, como mostra a Figura 36 (c) o IFTA atinge uma eficiência de difração 73 % com 30 iterações. No entanto, nas primeiras iterações, há um pequeno aumento de ruído no plano de reconstrução ao redor da imagem, como discutido no trabalho de Cardona (2003). Após aumentar as iterações esse ruído é diminuído.

Analisando os três parâmetros de avaliação, têm-se que devido ao aumento do ruído nas primeiras iterações, a imagem reconstruída não é reportada com precisão, acarretando em uma menor eficiência e maior erro. Em suma, as magnitudes dos parâmetros ideais dos critérios de avaliação para o EOD é o algoritmo de 30 iterações, com MSE na ordem de 10^{-6} , uma SNR de 92 dB e atingindo uma η de 73 %.

A Tabela 1 mostra os resultados obtidos de acordo com os valores dos parâmetros de avaliação em função do período de 100 iterações. Com isso, dependendo do padrão de intensidade da função do objeto $|f(x, y)|$ é possível alcançar diferentes níveis de eficiência. Como a máscara é uma imagem binária, a sua energia total é distribuída por regiões contidas pelas restrições do plano de reconstrução. Dessa forma os valores de eficiência

são menores.

Em síntese, os resultados obtidos estão em conformidade com os trabalhos correlatos citados nas referências bibliográficas, validando o projeto óptico para o EOD.

Tabela 1 – Valores dos parâmetros de avaliação do método IFTA.

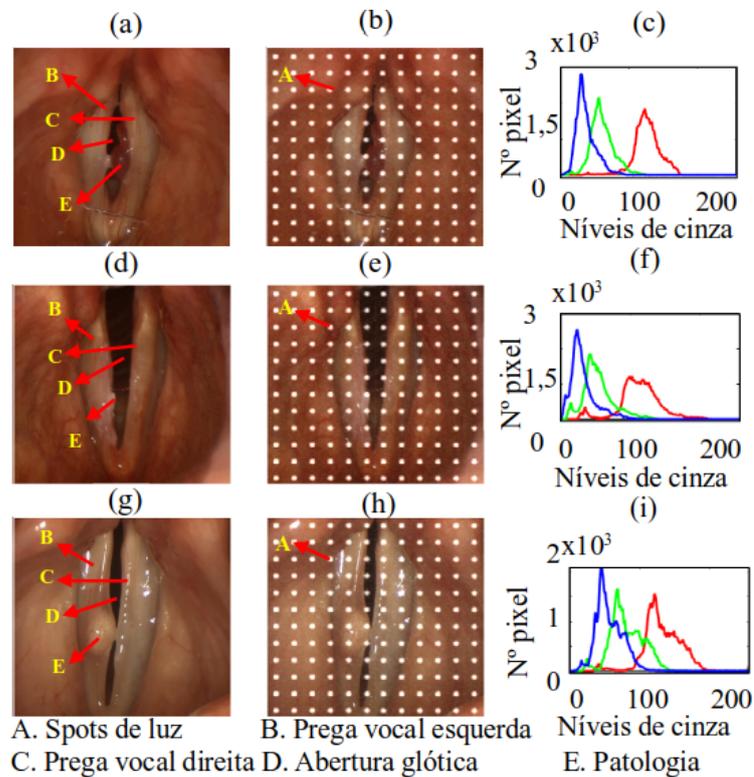
Parâmetro	Iterações (j)					
	1	100	200	300	400	500
MSE	28.10^{-4}	0.0	10^{-4}	12.10^{-4}	19.10^{-4}	25.10^{-4}
SNR (dB)	28,68	82,83	63,24	37,36	32,74	30,08
η (%)	85,18	67,26	49,71	28,54	27,25	26,79

Fonte: Produzido pelo autor

5.2 Processamento das imagens

Após a obtenção da imagem de reconstrução da máscara holográfica do EOD em um padrão ideal, a mesma é utilizada como uma métrica para a quantificação das pregas vocais patológicas e suas patologias. As Figuras 37 (a, d, g) mostram as superfícies glóticas das pregas vocais de 3 pacientes p_1 , p_2 e p_3 , com suas respectivas patologias, como evidenciado; as Figuras 37 (b, e, h) mostram o arranjo de pontos gerados pelo EOD sobrepostos as superfícies das pregas vocais dos pacientes; as Figuras 37 (c, f, i) representam a intensidade de pixels nos níveis das bandas de cores do seu histograma.

Figura 37 – Máscara da grade difrativa ideal sobreposta a amostras dos 3 pacientes, com pólipos (a - b), cistos (d - e) e leucoplasia (g - h). Em que (c, f, i) mostram o comportamento do seus respectivos histogramas.



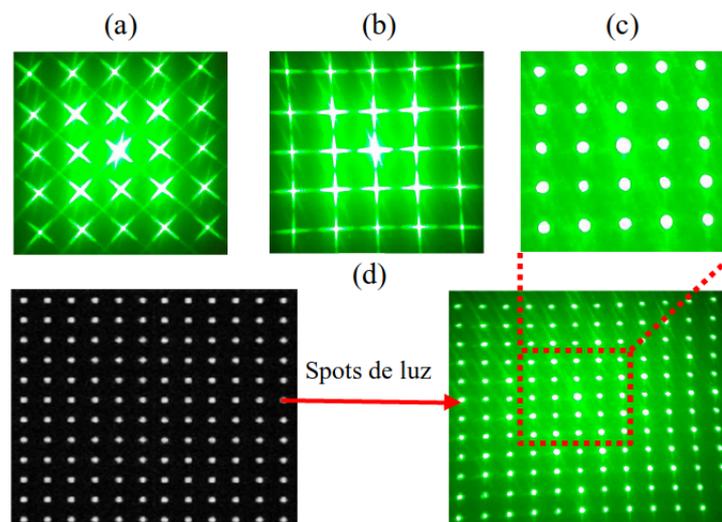
Fonte: Produzido pelo autor

Para a análise das pregas vocais e patologias atreladas ao padrão de pontos do EOD, é necessário extraí-las do contraste da imagem original, de modo que o seu contorno e suas características se tornem evidentes. Por isso o processamento de imagens é empregado. As Figuras 38 (a, d, g) mostram a morfologia de abertura e fechamento por reconstrução dos marcadores do modelo divisor de águas. Em que A representa os spots de luz, B a prega vocal esquerda, C a prega vocal direita, D a abertura das pregas vocais e E as patologias. Após implementar a transformação do divisor de águas do fluxograma

(Figura 39 (c)). Mas, devido ao alto brilho e pouca difração (ao inserir o material com a fenda), a matriz com formato circular foi a que melhor se adequou a essa pesquisa de mestrado. Talvez a nível de fabricação de um EOD, a matriz com cruz possa ter um melhor resultado, assim como descrito por Semmler et al. (2017).

Por meio da Figura 39 (d) é feito um comparativo entre a máscara holográfica com matriz de 12 x 12 spots de luz, do EOD projetado e da UPL com o EOD comercial. Pode ser visto que ambos apresentam um padrão de comportamento similar entre seus vetores de pixels horizontais e verticais. Dessa forma, a comparação do processamento de imagens usando os dois EODs (projetado e comercial) pode ser considerada válida.

Figura 39 – Comportamento difrativo da matriz de spots de luz da UPL com EOD comercial. Formatos de (a) x, (b) cruz e (c) pontos. Sendo (d) um comparativo entre a matriz do projeto óptico do EOD simulado e a matriz do EOD comercial.



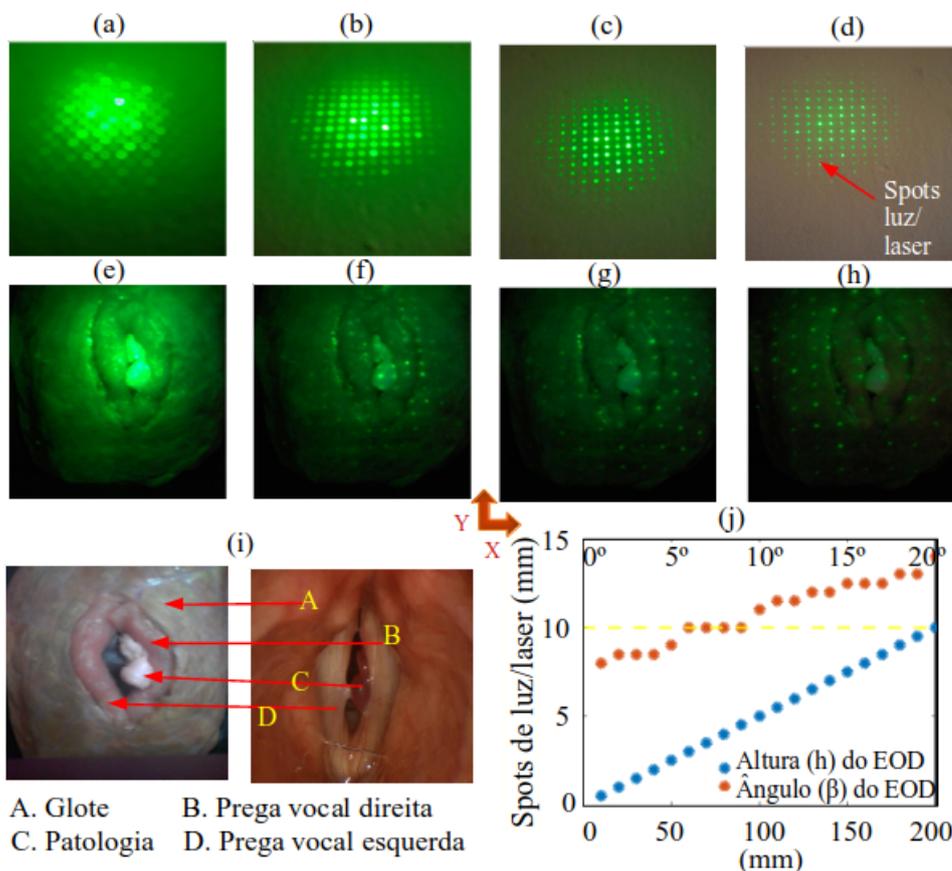
Fonte: Produzido pelo autor, por meio de uma UPL com EOD comercial

A posteriori foi feito um estudo com os melhores parâmetros dimensionais para a implementação da UPL com o EOD comercial com uma matriz de 12 x 12 spots de luz. Para tal, deve-se considerar a analogia entre um molde de carne da superfície glótica e a superfície glótica de um paciente, como mostra a Figura 40 (i). As Figuras 40 (a - d) mostram os quatro comportamentos ópticos dos spots de luz, em que ao incidir no molde de carne, os seus padrões de difração são expostos, de acordo com as Figuras 40 (e - h). Pode ser visto que os spots de luz mais visíveis quando a UPL está a uma distância de 200 mm em relação ao molde glótico da carne.

Os pontos em vermelho do gráfico da Figura 40 (j) demonstram o comportamento do espaçamento dos spots de luz em função da altura da UPL em relação ao molde de carne e os pontos em azul mostram o mesmo espaçamento em função do ângulo entre

a UPL/laser e o molde de carne. Dessa forma, para que se tenha um espaçamento de $10 \times 10 \text{ mm} \pm 10^{-2}$ dos spots de luz, deve-se considerar os ângulos entre 6° a 9° . Nos experimentos, o ângulo que melhor se enquadrava na dimensão do molde da carne foi o de 6° , então essa medida foi a utilizada neste trabalho. Portanto, no quadro de observação do laringoscópio, os spots de luz devem ser considerados com um espaçamento de $10 \times 10 \pm 10^{-2} \text{ mm}$ entre eles, para uma altura $h = 200 \pm 10^{-2} \text{ mm}$ e um ângulo $\beta = 6^\circ$.

Figura 40 – Comportamento dos parâmetros do EOD comercial em relação ao espaçamento dos spots de luz em um molde de carne análogo ao de um paciente. As imagens mostram a proximidade da UPL/laser em relação a tela/molde de observação, com as distâncias (a, e) 50 mm, (b, f) 100 mm, (c, g) 150 mm e (d, h) 200 mm. Sendo o molde da superfície glótica dada em (i). O gráfico em (j) enfatiza a altura e o ângulo da UPL/laser no molde glótico em função dos espaçamentos dos spots de luz.

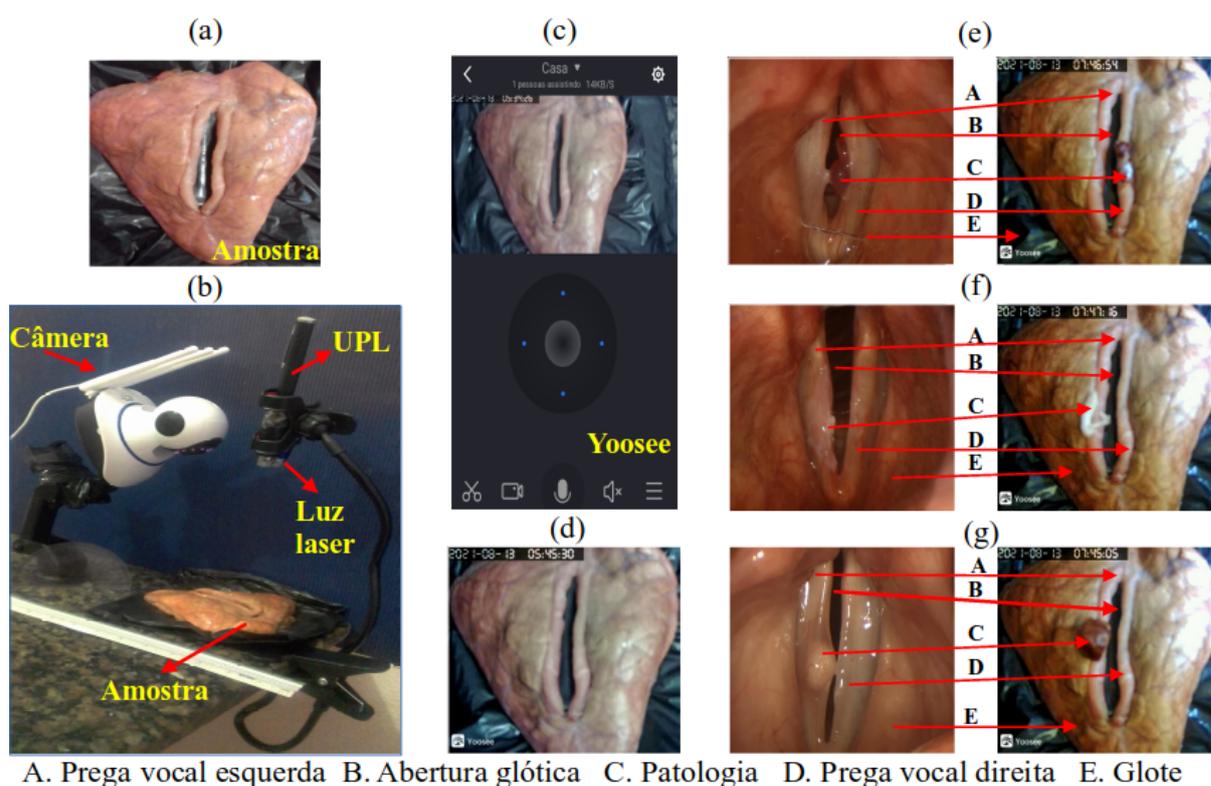


Fonte: Produzido pelo autor

Após definir os parâmetros da UPL/laser, o protótipo simplificado do sistema óptico de projeção a laser foi implementado, assim como mostra a Figura 41. A partir da Figura 41 (a) pode ser visto um molde (amostra) de uma superfície glótica das pregas vocais, produzido por carnes. Em sequência, na Figura 41 (b) é apresentado o protótipo simplificado do sistema de projeção a laser como discutido na Figura 32 da seção 4.3.2.

A câmera do sistema é controlada pelo celular por meio do aplicativo Yoosee, em que é possível fotografar as imagens em HD e em tempo real. O seu design e comportamento da imagem fotografada é mostrado nas Figuras 41 (c - d), respectivamente. Por fim, um comparativo entre as imagens dos 3 pacientes (p_1 , p_2 e p_3) e os seus respectivos moldes de carne podem ser vistos pelas Figuras 41 (e - g). O objetivo dessa comparação é possibilitar a análise de formatos distintos das patologias usando o protótipo e comparar os resultados obtidos da simulação com o sistema óptico de projeção a laser simplificado.

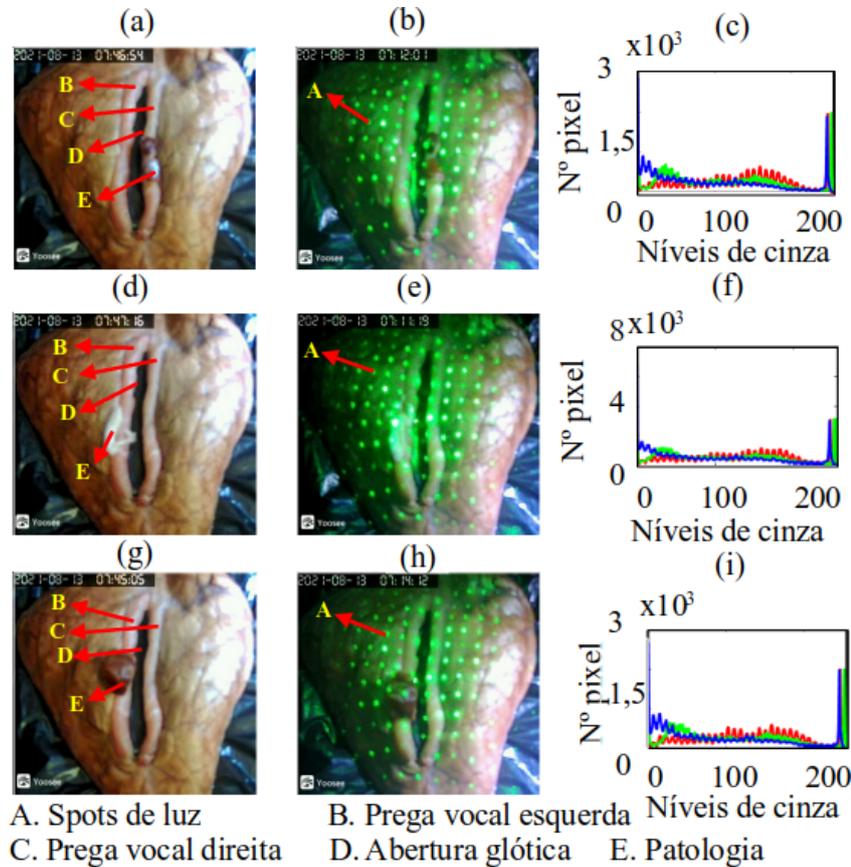
Figura 41 – Em (a - d) mostra a configuração do protótipo e em (f - g) o comparativo entre as superfícies glóticas dos pacientes e os moldes de carne. Sendo as patologias em (e) pólipos, (f) cistos e (g) leucoplasia.



Fonte: Produzido pelo autor, por meio da UPL com EOD comercial

A Figura 42 mostra o comportamento do padrão de difração dos spots de luz incididos nos moldes de carne da superfície glótica, assim como foi discutido nas referências bibliográficas do capítulo 3. Como estudado, os espaçamentos dos spots de luz é de 10 x 10 mm sendo a largura central do molde de 110 mm. O método do divisor de águas é aplicado em seguida.

Figura 42 – Spots de luz da UPL com EOD comercial sobrepostos a amostras dos 3 pacientes p_1 , p_2 e p_3 com (a - b) pólipos, (d - e) cistos e (g - h) leucoplasia, respectivamente. Sendo (c, f e i) seus histogramas.



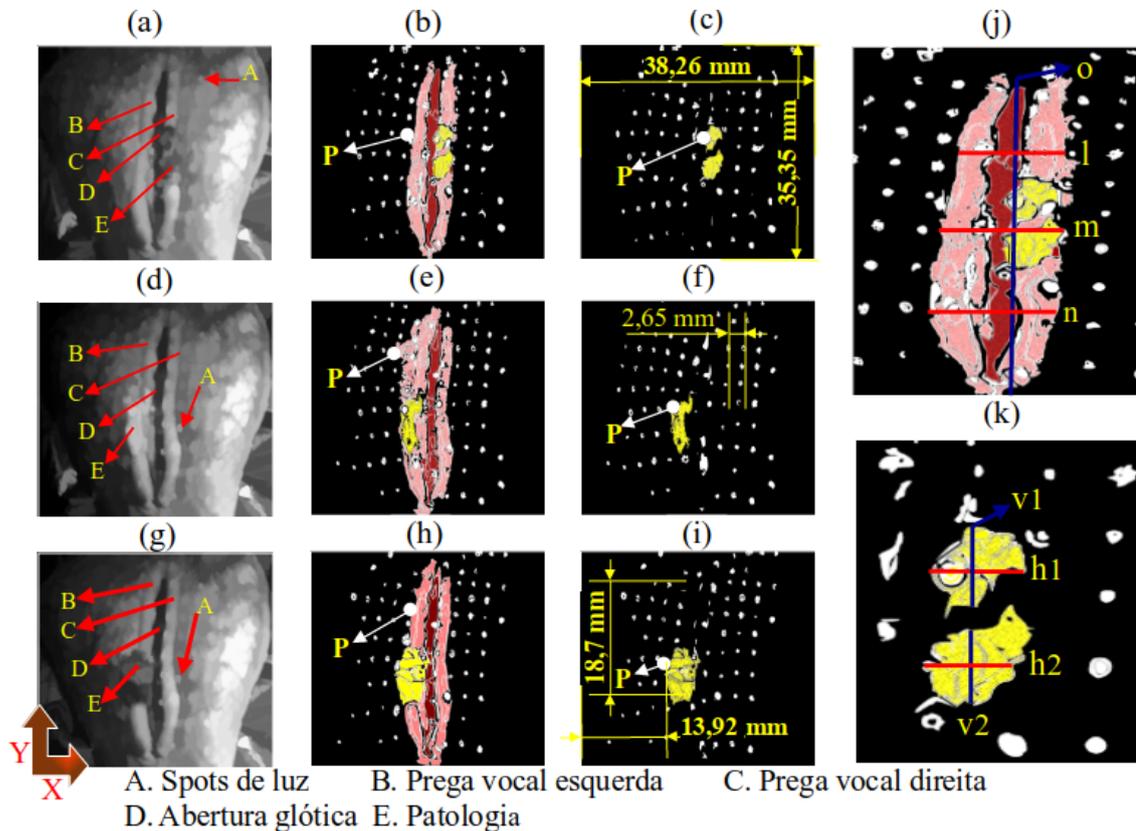
Fonte: Produzido pelo autor

As Figuras 43 (a, d, g) mostram a morfologia de abertura e fechamento por reconstrução dos moldes de carne. Em que A representa os spots de luz, B a prega vocal esquerda, C a prega vocal direita, D a abertura das pregas vocais e E as patologias. Após as etapas de processamento e marcadores, a transformação do divisor de águas e o algoritmo RGB são aplicados resultando nas Figuras 43 (b, e, h), 43 (c, f, i).

Em síntese, a Tabela 2 evidencia as estimativas quantitativas dos parâmetros que caracterizam a superfície das pregas vocais patológicas, respectivas patologias dos pacientes p_1 , p_2 e p_3 (Simulação) e suas representações por moldes de carne (Protótipo). Sendo os segmentos, o, l, m, n referentes aos parâmetros das pregas vocais esquerda (B), direita (C) e abertura (D). E os segmentos v e h referentes as dimensões das patologias.

Ao definir um ponto P (spots de luz) como o referencial de observação da triangulação a laser, como mostrado na Figura 32 da seção 4.3.2, as posições das pregas vocais e patologias são quantificadas. Como mostrou as Figuras 38 e 43, o ponto P foi definido como sendo a coordenada inicial do segmento m, que intercepta 50 % das pregas vocais.

Figura 43 – Emprego do método divisor de águas no protótipo simplificado do sistema óptico de projeção a laser. Sendo as linhas em l, m e n, correspondentes a 25 %, 50 % e 75 % das pregas vocais, respectivamente. O segmento 'o' representa a linha central da abertura glótica. E por fim, os segmentos v e h representam a largura e a altura das patologias.



Fonte: Produzido pelo autor

Portanto, a Tabela 3 mostra as coordenadas mensuradas em P.

Na simulação as imagens foram processadas usando um EOD projetado com uma matriz de 12 x 12 spots de luz sobre a superfície glótica de 3 pacientes. No protótipo as imagens foram processadas empregando uma UPL com um EOD comercial contendo 12 x 12 sobre o molde de carne da superfície glótica das pregas vocais. No processamento das imagens para um quadro laringoscópico de visualização com dimensões de 38,26 x 35,35 $\pm 10^{-2}$ mm foi obtido na simulação um espaçamento médio entre os spots de 3,3 x 3,3 $\pm 6.10^{-2}$ mm e no protótipo foi obtido um espaçamento médio entre os spots de 2,65 x 2,65 $\pm 10^{-2}$ mm. Porém ao estudar os parâmetros dimensionais do sistema óptico, o espaçamento entre os spots de luz foi mensurado em 10 x 10 $\pm 10^{-2}$ mm em um quadro com molde de carne de 110 x 140 $\pm 10^{-2}$ mm. Dessa forma, ao usar as medidas do sistema simplificado de projeção a laser do protótipo como sendo uma métrica e correlacioná-las as medidas obtidas no processamento das imagens, as posições das pregas vocais e das

Tabela 2 – Médias dos parâmetros analisados para os três pacientes p_1 , p_2 e p_3 da simulação e os moldes de carne do protótipo, correlacionados pelas patologias: pólipos, cistos e leucoplasia. Sendo as linhas em l, m e n, correspondentes a 25 %, 50 % e 75 % das pregas vocais, respectivamente. O segmento 'o' representa a linha central da abertura glótica. E por fim, os segmentos v e h representam a largura e a altura das patologias

Caso	Parâmetro	Paciente 1	Paciente 2	Paciente 3
		$\pm 10^{-5}$ (mm)	$\pm 10^{-4}$ (mm)	$\pm 10^{-5}$ (mm)
Simulação	o	86,55	102,00	20,15
	l	27,70	34,91	23,58
	m	40,88	34,36	107,18
	n	28,70	27,97	31,55
	B	14,48	33,15	16,03
	C	15,27	10,91	16,64
	v	8,82 e 8,97	10,00	16,30
	h	9,73 e 24,06	4,12	20,03
Protótipo	o	117,09	128,79	126,94
	l	23,43	31,74	22,64
	m	24,23	28,57	29,43
	n	25,17	29,70	27,36
	B	9,74	14,83	18,75
	C	11,70	6,26	8,30
	v	13,06 e 13,09	30,49	32,57
	h	10,53 e 11,70	7,13	18,23

Fonte: Produzido pelo autor

patologias são medidas, como mostra a Tabela 3.

Portanto, na simulação foi detectado no paciente p_1 dois pólipos com as dimensões de $9,73 \times 8,82 \pm 10^{-5}$ mm e $24,06 \times 8,97,73 \pm 10^{-5}$ mm; no paciente p_2 um cisto com dimensões de $4,12 \times 10,00 \pm 10^{-4}$ mm e no paciente p_3 uma leucoplasia com dimensões de $20,03 \times 16,30 \pm 10^{-5}$ mm. E no protótipo foi detectado no molde de carne do paciente p_1 dois pólipos com as dimensões de $10,53 \times 13,06 \pm 10^{-5}$ mm e $11,70 \times 13,09 \pm 10^{-5}$ mm; no molde de carne do paciente p_2 um cisto com dimensões de $7,13 \times 30,49 \pm 10^{-4}$ mm e no molde do paciente p_3 uma leucoplasia com dimensões de $18,23 \times 3,5 \pm 10^{-5}$ mm.

Tabela 3 – Coordenadas do ponto P(X ; Y) referentes as posições das pregas vocais esquerdas (B) e patologias usando o ponto P do spot de luz como referência

		Paciente 1	Paciente 2	Paciente 3
Caso	Estrutura	$\pm 10^{-5}$ (mm)	$\pm 10^{-5}$ (mm)	$\pm 10^{-5}$ (mm)
Simulação	Prega vocal	36,52 ; 49,97	37,45 ; 49,12	39,79 ; 49,88
	Patologia	53,24 ; 59,06	44,21 ; 60,03	42,58 ; 58,00
Protótipo	Prega vocal	64,04 ; 57,58	54,72 ; 31,47	65,17 ; 36,49
	Patologia	77,62 ; 58,45	57,06 ; 67,36	52,53 ; 70,57

Fonte: Produzido pelo autor

Usando o ponto P como referência, as patologias foram detectadas. Na simulação, as pregas vocais dos pacientes p_1 , p_2 e p_3 são posicionadas em $36,52 \times 49,97 \pm 10^{-5}$ mm; $37,45 \times 49,12 \pm 10^{-5}$ mm e $39,79 \times 49,88 \pm 10^{-5}$ mm, respectivamente. Sendo as patologias, pólipos, cistos e leucoplasia, posicionados em $53,24 \times 59,06 \pm 10^{-5}$ mm; $44,21 \times 60,03 \pm 10^{-5}$ mm e $42,58 \times 58,00 \pm 10^{-5}$ mm, respectivamente. E por fim, no protótipo as pregas vocais dos pacientes p_1, p_2 e p_3 são posicionadas em $64,04 \times 57,58 \pm 10^{-5}$ mm; $54,72 \times 31,47 \pm 10^{-5}$ mm e $65,17 \times 36,49 \pm 10^{-5}$ mm, respectivamente. E as patologias, pólipos, cistos e leucoplasia, poscionadas em $77,62 \times 58,45 \pm 10^{-5}$ mm; $57,06 \times 67,36 \pm 10^{-5}$ mm e $52,53 \times 70,57 \pm 10^{-5}$ mm.

Em termos comparativos entre o modelo da simulação e o protótipo, percebe-se que as amplitudes dos parâmetros entre os dois casos são próximas em suas magnitudes. Deve-se salientar que a distância do segmento 'm' mensurado no molde de carne das pregas vocais foi de 20 ± 10^{-2} mm. E o segmento 'm' das patologias pólipos, cistos e leucoplasia detectados pelo algoritmo foram de $24,43 \pm 10^{-5}$ mm, $28,57 \pm 10^{-4}$ mm e $29,43 \pm 10^{-5}$ mm, respectivamente. E as dimensões h x v do molde de carne representado pelos dois foram de $12 \times 12 \pm 10^{-2}$ mm e $17 \times 14 \pm 10^{-2}$ mm e o algoritmo detectou para os dois pólipos do paciente p_1 , dimensões de $10,53 \times 13,06 \pm 10^{-5}$ mm e $11,70 \times 13,09 \pm 10^{-5}$ mm, validando uma parte dos resultados desse trabalho de pesquisa científica.

Em suma, acredita-se que os objetivos propostos por este trabalho de mestrado foram alcançados. Ao empregar o método de contorno divisor de águas, foram detectados as características das pregas vocais patológicas de 3 pacientes e 3 moldes de carne correlacionados. Por meio da métrica de um elemento óptico difrativo com matriz de 12×12 spots de luz, atrelado a um sistema óptico difrativo foi obtido as posições das pregas vocais e suas patologias.

5.3 Considerações finais

Este capítulo apresentou os resultados obtidos para as principais etapas e para a metodologia proposta neste projeto de mestrado. Na aquisição de dados do projeto óptico foi exposto o comportamento da máscara holográfica e a imagem reconstruída de uma matriz com 12 x 12 spots de luz, em que foi possível projetar uma máscara ideal com base nos parâmetros dos critérios de avaliação. Para título de validação foi desenvolvido um protótipo do sistema óptico difrativo com materiais de baixo custo de produção. Por meio do método de contorno ativo do divisor de águas as imagens laringoscópicas de 3 pacientes aplicado ao EOD projetado e as imagens dos moldes do protótipo foram processadas. Dessa forma foi possível quantificar alguns parâmetros da superfície das pregas vocais patológicas. A seguir, conclui-se esse texto.

Capítulo 6

Conclusão

Este texto apresentou a pesquisa realizada no decorrer da pós-graduação. O objetivo principal foi propor um sistema óptico de projeção a laser capaz de detectar as características da superfície de pregas vocais patológicas e estimar seus parâmetros quantitativos.

A princípio, foi desenvolvido o projeto óptico de um EOD com matriz de 12 x 12 spots de luz usando o método IFTA. Nessa etapa foi analisado o erro médio quadrático (MSE), a intensidade de ruído (SNR) e a eficiência de difração (η), em que foram obtidos resultados relativamente favoráveis comparados aos resultados gerados nos trabalhos de Roberto (2000), Cirino (2002) e Cardona (2003). Portanto foi obtido uma máscara holográfica de um EOD ideal com 30 iterações do método IFTA, um MSE na ordem de 10^{-6} , uma SNR de 92 dB e uma η de 73 %, tornando o projeto satisfatório.

A posteriori ao empregar o método de contorno divisor de águas, foram detectados as características das pregas vocais patológicas de 3 pacientes e 3 moldes de carne correlacionados pelas patologias: pólipos, cistos e leucoplasia. Por meio da métrica de um EOD com matriz de 12 x 12 spots de luz, atrelado a um sistema óptico de projeção a laser foi obtido a posição das pregas vocais e suas patologias. Essa métrica foi desenvolvida se baseando nos espaçamentos dos spots de luz do EOD comercial, dado por $10 \times 10 \pm 10^{-2}$ mm.

6.1 Contribuições

Com base no que foi exposto no texto, as seguintes contribuições podem ser listadas:

- Desenvolvimento de máscaras holográficas para fabricação de EODs ou outros materiais e dispositivos fotônicas;

- ❑ Desenvolvimento de um sistema óptico de projeção a laser simplificado para otimizar a detecção de imagens processadas;
- ❑ Quantificação de imagens 2D para auxiliar em diagnósticos clínicos.

6.2 Sugestões para trabalhos futuros

- ❑ Fabricar a máscara holográfica para o EOD e comparar com os dados computacionais e o EOD comercial;
- ❑ Desenvolver o sistema óptico de projeção a laser;
- ❑ Implementar o sistema de projeção a laser a videolaringoscopia de alta velocidade;
- ❑ Coletar imagens com o sistema desenvolvido e processar as suas imagens.

Referências

- AGRAWAL, N.; AURELIA, S. A review on segmentation of vitiligo image. In: IOP PUBLISHING. **IOP Conference Series: Materials Science and Engineering**. [S.l.], 2021. v. 1131, n. 1, p. 012003.
- ALARCON, J.; MESA, A. Manual clínico da via aérea respiratória. **São Paulo: Artes Medi**, 2004.
- ALDOF, W. A pre-history of computer-generated holography. In: . [S.l.: s.n.], 2008. v. 19, n. 2, p. 36–47.
- AMBROSE, B. S. et al. Student understanding of light as an electromagnetic wave: Relating the formalism to physical phenomena. **American Journal of Physics**, American Association of Physics Teachers, v. 67, n. 10, p. 891–898, 1999.
- AMMAR, H. Quantitative analysis of healthy and pathological vocal fold vibrations using an optical flow based waveform. **Int. J. Adv. Comput. Sci. Appl**, v. 10, n. 4, p. 388–393, 2019.
- ANDREW, A. M. **MULTIPLE VIEW GEOMETRY IN COMPUTER VISION**, by Richard Hartley and Andrew Zisserman, Cambridge University Press, Cambridge, 2000, xvi+ 607 pp., ISBN 0-521-62304-9 (hardback, £ 60.00). [S.l.]: Cambridge University Press, 2001.
- ANGSUWARANGSEE, T.; MORRISON, M. Extrinsic laryngeal muscular tension in patients with voice disorders. **Journal of Voice**, Elsevier, v. 16, n. 3, p. 333–343, 2002.
- ARIELI, Y. et al. Design of a diffractive optical element for wide spectral bandwidth. **Optics letters**, Optical Society of America, v. 23, n. 11, p. 823–824, 1998.
- BAILLY, L. et al. 3d multiscale imaging of human vocal folds using synchrotron x-ray microtomography in phase retrieval mode. **Scientific reports**, Nature Publishing Group, v. 8, n. 1, p. 1–20, 2018.
- BASTIAN, R. W.; THOMAS, J. P. Do talkativeness and vocal loudness correlate with laryngeal pathology? a study of the vocal overdoer/underdoer continuum. **Journal of Voice**, Elsevier, v. 30, n. 5, p. 557–562, 2016.
- BEHRMAN, A. Common practices of voice therapists in the evaluation of patients. **Journal of Voice**, Elsevier, v. 19, n. 3, p. 454–469, 2005.

- BERNARDONI, N. H. **La voix humaine: vibrations, résonances, interactions pneumo-phono-résonantielles**. Tese (Doutorado) — Université Grenoble Alpes, 2015.
- BHATTACHARJEE, B.; KRISHNAN, C. A general prescription for semi-classical holography. **arXiv preprint arXiv:1908.04786**, 2019.
- BLITZER, A.; SADOUGHI, B.; GUARDIANI, E. Neurologic disorders of the larynx. **Cummings Otolaryngology: Head and Neck Surgery**. 6th ed. Philadelphia, PA: Elsevier Saunders, 2015.
- BOHLENDER, J. Diagnostic and therapeutic pitfalls in benign vocal fold diseases. **GMS current topics in otorhinolaryngology, head and neck surgery**, German Medical Science, v. 12, 2013.
- BOHR, C. et al. Spatiotemporal analysis of high-speed videolaryngoscopic imaging of organic pathologies in males. **Journal of Speech, Language, and Hearing Research**, ASHA, v. 57, n. 4, p. 1148–1161, 2014.
- BONILHA, H. S. et al. Vocal fold phase asymmetries in patients with voice disorders: a study across visualization techniques. ASHA, 2012.
- BORN, M.; WOLF, E. **Principles of optics: electromagnetic theory of propagation, interference and diffraction of light**. [S.l.]: Elsevier, 2013.
- BOSSI, P. et al. Prognostic and predictive value of egfr in head and neck squamous cell carcinoma. **Oncotarget**, Impact Journals, LLC, v. 7, n. 45, p. 74362, 2016.
- BOUWKAMP, C. J. Diffraction theory. **Reports on progress in physics**, IOP Publishing, v. 17, n. 1, p. 35, 1954.
- BRACEWELL, R. N.; BRACEWELL, R. N. **The Fourier transform and its applications**. [S.l.]: McGraw-Hill New York, 1986. v. 31999.
- BRIEFING, M. Vídeo laryngoscopes to hel intubation in people with difficult airways. 2018.
- BROWN, O. L. **Discover your voice: how to develop healthy voice habits**. [S.l.]: Singular Publishing Group San Diego, CA, 1996.
- BRYNGDAHL, O.; WYROWSKI, F. Phase-shifting gabor holography. **Progress in Optics XXVIII**, Elsevier Science Publishers, 1990.
- BURKS, G.; VITA, R. D.; LEONESSA, A. Characterization of the continuous elastic parameters of porcine vocal folds. **Journal of Voice**, Elsevier, v. 34, n. 1, p. 1–8, 2020.
- BURKS, G. et al. Vocal cord paralysis. **Otolaryngologic clinics of North America**, v. 22, n. 3, p. 569–597, 1980.
- BYEON, H.; CHA, S. Evaluating the effects of smoking on the voice and subjective voice problems using a meta-analysis approach. **Scientific reports**, Nature Publishing Group, v. 10, n. 1, p. 1–8, 2020.
- CAMPAGNOLO, A.; BENNINGER, M. S. Allergic laryngitis: chronic laryngitis and allergic sensitization. **Brazilian journal of otorhinolaryngology**, SciELO Brasil, v. 85, n. 3, p. 263–266, 2019.

- CANALIS, R.; MAXWELL, D.; HEMENWAY, W. Laryngocele—an updated review. **The Journal of otolaryngology**, v. 6, n. 3, p. 191–199, 1977.
- CARDONA, P. S. P. **Elementos ópticos difrativos operando em regime de modulação complexa completa**. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2003.
- CASTELLANO, G. et al. Texture analysis of medical images. **Clinical radiology**, Elsevier, v. 59, n. 12, p. 1061–1069, 2004.
- CENTRE, M. Combined therapy for at least two weeks recommended for fungal laryngitis. **Life Leading International Fungal Education**, 2018.
- CHANDRAMOULI, M.; SENGOTTUVELU, P.; VIVEK, B. Non-malignant lesions of larynx—our experience. **IOSR Journal of Dental and Medical Sciences (IOSR-JDMS)**, v. 17, n. 2, p. 54–57, 2018.
- CHANG, A.; KARNELL, M. P. Perceived phonatory effort and phonation threshold pressure across a prolonged voice loading task: a study of vocal fatigue. **Journal of Voice**, Elsevier, v. 18, n. 4, p. 454–466, 2004.
- CHANG, R. **Surface enhanced Raman scattering**. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2013.
- CHATENOUD, L. et al. Laryngeal cancer mortality trends in european countries. **International journal of cancer**, Wiley Online Library, v. 138, n. 4, p. 833–842, 2016.
- CHEN, W.-C. et al. Clinical impact of human papillomavirus in laryngeal squamous cell carcinoma: a retrospective study. **PeerJ**, PeerJ Inc., v. 5, p. e3395, 2017.
- CHHETRI, D. K.; NEUBAUER, J. Differential roles for the thyroarytenoid and lateral cricoarytenoid muscles in phonation. **The Laryngoscope**, Wiley Online Library, v. 125, n. 12, p. 2772–2777, 2015.
- CHODARA, A. M.; KRAUSERT, C. R.; JIANG, J. J. Kymographic characterization of vibration in human vocal folds with nodules and polyps. **The Laryngoscope**, Wiley Online Library, v. 122, n. 1, p. 58–65, 2012.
- CHUNG, J. H. et al. The significance of laryngopharyngeal reflux in benign vocal mucosal lesions. **Otolaryngology—Head and Neck Surgery**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 141, n. 3, p. 369–373, 2009.
- CIRINO, G. A. Fabricação de elementos ópticos difrativos empregando processos de microusinagem. **Doctor Thesis, São Paulo**, p. 2–3, 2002.
- CIRINO, G. A.; MONTAGNOIL, A. N.; FRATESCHI, N. Two-dimensional diffraction grating fabricated by maskless lithography. **29th Symposium on Microelectronics Technology and Devices (SBMicro)**, IEEE, 2014.
- CIRINO, G. A. et al. Digital holography: computer-generated holograms and diffractive optics in scalar diffraction domain. In: **Holography-Different Fields of Application**. [S.l.]: IntechOpen, 2011.

- CLAASSEN, H.; WERNER, J. A. Fiber differentiation of the human laryngeal muscles using the inhibition reactivation myofibrillar atpase technique. **Anatomy and embryology**, Springer, v. 186, n. 4, p. 341–346, 1992.
- COHEN, S. M. Self-reported impact of dysphonia in a primary care population: An epidemiological study. **The Laryngoscope**, Wiley Online Library, v. 120, n. 10, p. 2022–2032, 2010.
- COLLAZO-CLAVELL, M. L.; GHARIB, H.; MARAGOS, N. E. Relationship between vocal cord paralysis and benign thyroid disease. **Head & neck**, Wiley Online Library, v. 17, n. 1, p. 24–30, 1995.
- COLLINS, S. R. Direct and indirect laryngoscopy: Equipment and techniques discussion. **Respiratory care**, Respiratory Care, v. 59, n. 6, p. 850–864, 2014.
- ÇOMUNOĞLU, N.; BATUR, Ş.; ÖNENERK, A. M. Pathology of nonneoplastic lesions of the vocal folds. In: **Voice and Swallowing Disorders**. [S.l.]: IntechOpen, 2019.
- COOLEY, J. W.; TUKEY, J. W. An algorithm for the machine calculation of complex fourier series. **Mathematics of computation**, JSTOR, v. 19, n. 90, p. 297–301, 1965.
- COWLEY, J. M. **Diffraction physics**. [S.l.]: Elsevier, 1995.
- CVETICANIN, L. Review on mathematical and mechanical models of the vocal cord. **Journal of Applied Mathematics**, Hindawi, v. 2012, 2012.
- DEGUCHI, S. Mechanism of and threshold biomechanical conditions for falsetto voice onset. **PLoS One**, Public Library of Science, v. 6, n. 3, p. e17503, 2011.
- DEJONCKERE, P. Electroglottography: a useful method in voice investigation. **Voice Update. Excerpta Medica. Elsevier, Amsterdam**, p. 29–33, 1996.
- DEJONCKERE, P. et al. Quantitative rating of videolaryngostroboscopy: factor analysis of the vibratory characteristics. **Communication and its disorders: a science in progress. Nijmegen University Press, Nijmegen**, p. 170–171, 1999.
- DEJONCKERE, P.; VERSNEL, H. High-speed imaging of vocal fold vibration: analysis by 4 synchronous single-line scans of onset, offset and register break. **Proceedings of the XVIII IFOS (International Federation of Oto-rhinolaryngological Societies)**, p. 25–32, 2005.
- DELIYSKI, D. D. Clinical feasibility of high-speed videoendoscopy. **Perspectives on Voice and Voice Disorders**, ASHA, v. 17, n. 1, p. 12–16, 2007.
- DELIYSKI, D. D. et al. Laser-calibrated system for transnasal fiberoptic laryngeal high-speed videoendoscopy. **Journal of Voice**, Elsevier, 2019.
- DEREBERY, M. J.; BERLINER, K. I. Allergy and health-related quality of life. **Otolaryngology-Head and Neck Surgery**, Elsevier, v. 123, n. 4, p. 393–399, 2000.
- DESANTO, L. W.; DEVINE, K. D.; WEILAND, L. H. Cysts of the larynx—classification. **The Laryngoscope**, Wiley Online Library, v. 125, n. 12, p. 2629–2629, 2015.

- DOELLINGER, M. The next step in voice assessment: High-speed digital endoscopy and objective evaluation. **Current Bioinformatics**, Bentham Science Publishers, v. 4, n. 2, p. 101–111, 2009.
- DÖLLINGER, M. et al. Biomechanical simulation of vocal fold dynamics in adults based on laryngeal high-speed videoendoscopy. **Plos one**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 12, n. 11, p. e0187486, 2017.
- DRIOLI, C.; FORESTI, G. L. Fitting a biomechanical model of the folds to high-speed video data through bayesian estimation. **Informatics in Medicine Unlocked**, Elsevier, v. 20, p. 100373, 2020.
- DUADI, D. et al. Non-contact optical sensing of vocal fold vibrations by secondary speckle patterns. **Optics Express**, Optical Society of America, v. 28, n. 14, p. 20040–20050, 2020.
- DUFLO, S.; THIBEAULT, S. L. Anatomy of the larynx and physiology of phonation. **Textbook of laryngology**, 2007.
- DUTTA, S.; CHAUDHURI, B. B. A color edge detection algorithm in rgb color space. In: IEEE. **2009 International Conference on Advances in Recent Technologies in Communication and Computing**. [S.l.], 2009. p. 337–340.
- DWORKIN, J. P. et al. Effects of sequential dermatophagoides pteronyssinus antigen stimulation on anatomy and physiology of the larynx. **Ear, Nose & Throat Journal**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 88, n. 2, p. 793–799, 2009.
- ECHTERNACH, M. et al. Vocal fold vibrations at high soprano fundamental frequencies. **The Journal of the Acoustical Society of America**, Acoustical Society of America, v. 133, n. 2, p. EL82–EL87, 2013.
- ENGELBERG, J.; LEVY, U. The advantages of metalenses over diffractive lenses. **Nature communications**, Nature Publishing Group, v. 11, n. 1, p. 1–4, 2020.
- EREN, E. et al. Factors confusing the diagnosis of laryngopharyngeal reflux: the role of allergic rhinitis and inter-rater variability of laryngeal findings. **European Archives of Oto-Rhino-Laryngology**, Springer, v. 271, n. 4, p. 743–747, 2014.
- FERLAY, J. et al. Cancer incidence and mortality worldwide: sources, methods and major patterns in globocan 2012. **International journal of cancer**, Wiley Online Library, v. 136, n. 5, p. E359–E386, 2015.
- FERLITO, A. et al. Squamous epithelial changes of the larynx: diagnosis and therapy. **Head & neck**, Wiley Online Library, v. 34, n. 12, p. 1810–1816, 2012.
- FERREIRA, Q. S. et al. Fraunhofer diffraction of light with orbital angular momentum by a slit. **Optics letters**, Optical Society of America, v. 36, n. 16, p. 3106–3108, 2011.
- FEYNMAN, R. P. **QED: The strange theory of light and matter**. [S.l.]: Princeton University Press, 2006. v. 90.
- FINK, B. R.; DEMAREST, R. J. **Laryngeal biomechanics**. [S.l.]: Harvard University Press, 1978. v. 52.

- FOURCIN, A.; ABBERTON, E.; MILLER, D. Laryngography. **Eur J. Disord Commun**, p. 101–115, 1995.
- FRAHN, W. Fresnel and fraunhofer diffraction in nuclear processes. **Nuclear Physics**, Elsevier, v. 75, n. 3, p. 577–591, 1966.
- FRITSCH, F. N.; CARLSON, R. E. Monotone piecewise cubic interpolation. **SIAM Journal on Numerical Analysis**, SIAM, v. 17, n. 2, p. 238–246, 1980.
- FRITZELL, B.; SUNDBERG, J.; STRANGE-EBBESEN, A. Pitch change after stripping oedematous vocal folds. **Folia Phoniatica et Logopaedica**, Karger Publishers, v. 34, n. 1, p. 29–32, 1982.
- GALE, M. T. Replication techniques for diffractive optical elements. **Microelectronic Engineering**, Elsevier, v. 34, n. 3-4, p. 321–339, 1997.
- GHASEMZADEH, H. et al. Method for vertical calibration of laser-projection transnasal fiberoptic high-speed videoendoscopy. **Journal of Voice**, Elsevier, v. 34, n. 6, p. 847–861, 2020.
- GOODMAN, J. W. Introduction to fourier optics, secondmcgraw-hill. **New York**, 1996.
- _____. **Introduction to Fourier optics**. [S.l.]: Roberts and Company Publishers, 2005.
- GOODMAN, M. L. Keratosis (leukoplakia) of the larynx. **Otolaryngologic Clinics of North America**, Elsevier, v. 17, n. 1, p. 179–183, 1984.
- GOSWAMI, S.; PATRA, T. K. A clinico-pathological study of reinke’s oedema. **Indian Journal of otolaryngology and Head and Neck surgery**, Springer, v. 55, n. 3, p. 160–165, 2003.
- GRIFFITHS, D. J. **Introduction to electrodynamics**. [S.l.]: American Association of Physics Teachers, 2005.
- HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. **Fundamentals of physics**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2013.
- HANTZAKOS, A. et al. Exudative lesions of reinke’s space: a terminology proposal. **European archives of oto-rhino-laryngology**, Springer, v. 266, n. 6, p. 869–878, 2009.
- HARRISON, D. F. N.; HARRISON, D. F. N. **The anatomy and physiology of the mammalian larynx**. [S.l.]: Cambridge University Press, 1995.
- HEBEL, R.; STROMBERG, M. W. et al. Anatomy of the laboratory rat. **Anatomy of the laboratory rat.**, Williams and Wilkins., 1976.
- HERBERT, R. A. et al. Nose, larynx, and trachea. In: **Boorman’s Pathology of the Rat**. [S.l.]: Elsevier, 2018. p. 391–435.
- HERBST, C. T. et al. Glottal opening and closing events investigated by electroglottography and super-high-speed video recordings. **Journal of Experimental Biology**, The Company of Biologists Ltd, v. 217, n. 6, p. 955–963, 2014.

- HIRANO, M. Morphological structure of the vocal cord as a vibrator and its variations. **Folia phoniatrica et logopaedica**, Karger Publishers, v. 26, n. 2, p. 89–94, 1974.
- HOFFMAN, H.; ELLIOT, S.; KLEIN, K. Parakeratosis causing laryngeal leukoplakia. University of OIwa Health Care, 2020.
- HOLINGER, L. D. et al. Laryngocele and saccular cysts. **Annals of Otolology, Rhinology & Laryngology**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 87, n. 5, p. 675–685, 1978.
- HOPPE, U. et al. Glissando: laryngeal motorics and acoustics. **Journal of voice**, Elsevier, v. 17, n. 3, p. 370–376, 2003.
- HOSSEINI, S. Z. et al. Frequency of human papillomavirus (hvp) 16 and 18 detection in paraffin-embedded laryngeal carcinoma tissue. **Asian Pacific journal of cancer prevention: APJCP**, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, v. 18, n. 4, p. 889, 2017.
- HUNTER, E. J.; MAXFIELD, L.; GRAETZER, S. The effect of pulmonary function on the incidence of vocal fatigue among teachers. **Journal of Voice**, Elsevier, v. 34, n. 4, p. 539–546, 2020.
- INDUSTY, T. What is eletromagnetic radiation in simple words? 2020.
- INWALD, E. C. et al. Multiparametric analysis of vocal fold vibrations in healthy and disordered voices in high-speed imaging. **Journal of Voice**, Elsevier, v. 25, n. 5, p. 576–590, 2011.
- ISLAM, R.; TARIQUE, M.; ABDEL-RAHEEM, E. A survey on signal processing based pathological voice detection techniques. **IEEE Access**, IEEE, v. 8, p. 66749–66776, 2020.
- JACKWAY, P. T.; DERICHE, M. Scale-space properties of the multiscale morphological dilation-erosion. **IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence**, IEEE, v. 18, n. 1, p. 38–51, 1996.
- JÚNIOR, A. d. S. C. et al. Multiple laryngeal neuromas: rare benign tumor. **Einstein (São Paulo)**, SciELO Brasil, v. 17, n. 3, 2019.
- KANOPOULOS, N.; VASANTHAVADA, N.; BAKER, R. L. Design of an image edge detection filter using the sobel operator. **IEEE Journal of solid-state circuits**, IEEE, v. 23, n. 2, p. 358–367, 1988.
- KARKOS, P. D.; MCCORMICK, M. The etiology of vocal fold nodules in adults. **Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery**, LWW, v. 17, n. 6, p. 420–423, 2009.
- KEMP, C.; KEMP, A. W. Some properties of the ‘hermite’ distribution. **Biometrika**, Oxford University Press, v. 52, n. 3-4, p. 381–394, 1965.
- KHOSRAVY, M. et al. Morphological filters: An inspiration from natural geometrical erosion and dilation. In: **Nature-inspired computing and optimization**. [S.l.]: Springer, 2017. p. 349–379.

KIM, W. D. On the harmonic oscillations of a rigid body on a free surface. **Journal of Fluid Mechanics**, Cambridge University Press, v. 21, n. 3, p. 427–451, 1965.

KINKIRI, S.; KEATES, S. Speaker identification: Variations of a human voice. In: IEEE. **2020 International Conference on Advances in Computing and Communication Engineering (ICACCE)**. [S.l.], 2020. p. 1–4.

KIST, A. M. et al. A deep learning enhanced novel software tool for laryngeal dynamics analysis. **Journal of Speech, Language, and Hearing Research**, ASHA, v. 64, n. 6, p. 1889–1903, 2021.

KOMRSKA, J. Scalar diffraction theory in electron optics. In: **Advances in electronics and electron physics**. [S.l.]: Elsevier, 1971. v. 30, p. 139–234.

KOOLJMAN, P. G. et al. Muscular tension and body posture in relation to voice handicap and voice quality in teachers with persistent voice complaints. **Folia phoniatrica et logopaedica**, Karger Publishers, v. 57, n. 3, p. 134–147, 2005.

KORNILOV, A. S.; SAFONOV, I. V. An overview of watershed algorithm implementations in open source libraries. **Journal of Imaging**, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 4, n. 10, p. 123, 2018.

KOROULAKIS, A.; AGARWAL, M. Laryngeal cancer. In: **StatPearls [Internet]**. [S.l.]: StatPearls Publishing, 2020.

KOUFMAN, J. A.; BLALOCK, P. D. Vocal fatigue and dysphonia in the professional voice user: Bogart-bacall syndrome. **The Laryngoscope**, Wiley Online Library, v. 98, n. 5, p. 493–498, 1988.

KOUFMAN, J. A. et al. Diagnostic laryngeal electromyography: the wake forest experience 1995–1999. **Otolaryngology—Head and Neck Surgery**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 124, n. 6, p. 603–606, 2001.

KROUSE, J. H. The unified airway—conceptual framework. **Otolaryngologic Clinics of North America**, Elsevier, v. 41, n. 2, p. 257–266, 2008.

KUMAI, Y. Pathophysiology of fibrosis in the vocal fold: current research, future treatment strategies, and obstacles to restoring vocal fold pliability. **International journal of molecular sciences**, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 20, n. 10, p. 2551, 2019.

KUMAR, S.; PRASAD, B. K. A comparison of surgical outcomes of carbon dioxide laser versus conventional cold instrument excision of benign vocal cord lesions. **Indian Journal of Otolaryngology and Head & Neck Surgery**, Springer, v. 71, n. 1, p. 992–996, 2019.

KUO, C. F. J. et al. Quantitative laryngoscopy with computer-aided diagnostic system for laryngeal lesions. **Scientific reports**, Nature Publishing Group, v. 11, n. 1, p. 1–9, 2021.

LAMPRI, E. S. et al. Biomarkers of head and neck cancer, tools or a gordian knot? **International journal of clinical and experimental medicine**, e-Century Publishing Corporation, v. 8, n. 7, p. 10340, 2015.

- LANDA, P. S. **Nonlinear oscillations and waves in dynamical systems**. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2013. v. 360.
- LAUKKANEN, A.-M. et al. Acoustic measures and self-reports of vocal fatigue by female teachers. **Journal of Voice**, Elsevier, v. 22, n. 3, p. 283–289, 2008.
- LAWRENCE, E. O.; BEAMS, J. W. The element of time in the photoelectric effect. **Physical Review**, APS, v. 32, n. 3, p. 478, 1928.
- LAX, M.; NELSON, D. Maxwell equations in material form. **Physical Review B**, APS, v. 13, n. 4, p. 1777, 1976.
- LECHIEN, J. R. et al. Association between laryngopharyngeal reflux and benign vocal folds lesions: A systematic review. **The Laryngoscope**, Wiley Online Library, v. 129, n. 9, p. E329–E341, 2019.
- LI, L. et al. Fabrication of diffractive optics by use of slow tool servo diamond turning process. **Optical Engineering**, International Society for Optics and Photonics, v. 45, n. 11, p. 113401, 2006.
- LI, M. et al. Of-plane computer-generated waveguide hologram. **IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics**, 1996.
- LOGOFATU, P. et al. Classical holography experiments in digital terms. **Journal of Optoelectronics and Advanced Materials**, JOAM, v. 12, n. January 2010, p. 85–93, 2010.
- LOHSCHELLER, J. et al. Clinically evaluated procedure for the reconstruction of vocal fold vibrations from endoscopic digital high-speed videos. **Medical image analysis**, Elsevier, v. 11, n. 4, p. 400–413, 2007.
- LUND, V. J. Respiratory function in speech and song. **Postgraduate Medical Journal**, BMJ Publishing Group, v. 63, n. 744, p. 926, 1987.
- MARCOTULLIO, D.; MAGLIULO, G.; PEZONE, T. Reinke's edema and risk factors: clinical and histopathologic aspects. **American journal of otolaryngology**, Elsevier, v. 23, n. 2, p. 81–84, 2002.
- MARTINS, R. H. G. et al. Vocal polyps: clinical, morphological, and immunohistochemical aspects. **Journal of Voice**, Elsevier, v. 25, n. 1, p. 98–106, 2011.
- MEHTA, D. D. et al. Automated measurement of vocal fold vibratory asymmetry from high-speed videoendoscopy recordings. ASHA, 2011.
- _____. Voice production mechanisms following phonosurgical treatment of early glottic cancer. **Annals of Otology, Rhinology & Laryngology**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 119, n. 1, p. 1–9, 2010.
- MELO, E. C. Madruga de et al. Distribution of collagen in the lamina propria of the human vocal fold. **The laryngoscope**, Wiley Online Library, v. 113, n. 12, p. 2187–2191, 2003.
- MENONCIN, L. C. M. et al. Alterações musculares e esqueléticas cervicais em mulheres disfônicas. **Arquivos Internacionais de Otorrinolaringologia**, SciELO Brasil, v. 14, n. 4, p. 461–466, 2010.

- MICÓ, V. et al. Phase-shifting gabor holography. **Optics letters**, Optical Society of America, v. 34, n. 10, p. 1492–1494, 2009.
- MIRZA, N. et al. The prevalence of major psychiatric pathologies in patients with voice disorders. **Ear, nose & throat journal**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 82, n. 10, p. 808–814, 2003.
- MISSIG, M. D.; MORRIS, G. M. Diffractive optics applied to eyepiece design. **Applied optics**, Optical Society of America, v. 34, n. 14, p. 2452–2461, 1995.
- MUDD, P.; NOELKE, C. Vocal fold nodules in children. **Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery**, LWW, v. 26, n. 6, p. 426–430, 2018.
- MUNARO, M. et al. Efficient completeness inspection using real-time 3d color reconstruction with a dual-laser triangulation system. In: **Integrated Imaging and Vision Techniques for Industrial Inspection**. [S.l.]: Springer, 2015. p. 201–225.
- MUNIN, M. C.; MURRY, T.; ROSEN, C. A. Laryngeal electromyography: diagnostic and prognostic applications. **Otolaryngologic Clinics of North America**, Elsevier, v. 33, n. 4, p. 759–770, 2000.
- MYSSIOREK, D. Recurrent laryngeal nerve paralysis: anatomy and etiology. **Otolaryngologic clinics of North America**, v. 37, n. 1, p. 25–44, 2004.
- NETO, L. G.; SHENG, Y. Optical real-time kinoform using liquid crystal television and iterative design. In: INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICS AND PHOTONICS. **Optical Pattern Recognition V**. [S.l.], 1994. v. 2237, p. 190–195.
- NEWMAN, B. H.; TAX, J. B.; LAKER, H. I. Laryngeal cysts in adults: a clinicopathologic study of 20 cases. **American journal of clinical pathology**, Oxford University Press Oxford, UK, v. 81, n. 6, p. 715–720, 1984.
- NUSSBAUMER, H. J. The fast fourier transform. In: **Fast Fourier Transform and Convolution Algorithms**. [S.l.]: Springer, 1981. p. 80–111.
- OATES, J.; WINKWORTH, A. Current knowledge, controversies and future directions in hyperfunctional voice disorders. **International Journal of Speech-Language Pathology**, Taylor & Francis, v. 10, n. 4, p. 267–277, 2008.
- OLIVER, J.; SAM, B. Anatomy of the larynx. **TeachMe Anatomy**, 2020.
- O'SHEA, D. C. et al. **Diffractive optics: design, fabrication, and test**. [S.l.]: SPIE press, 2004. v. 62.
- OSTROVSKY, Y. I.; BUTUSOV, M. M.; OSTROVSKAYA, G. **Interferometry by holography**. [S.l.]: Springer, 2013. v. 20.
- PASCUAL-FONT, A. et al. The central projections of the laryngeal nerves in the rat. **Journal of anatomy**, Wiley Online Library, v. 219, n. 2, p. 217–228, 2011.
- PATEL, R.; DAILEY, S.; BLESS, D. Comparison of high-speed digital imaging with stroboscopy for laryngeal imaging of glottal disorders. **Annals of Otolaryngology & Laryngology**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 117, n. 6, p. 413–424, 2008.

PATEL, R.; DUBROVSKIY, D.; DÖLLINGER, M. Characterizing vibratory kinematics in children and adults with high-speed digital imaging. **Journal of Speech, Language, and Hearing Research**, ASHA, v. 57, n. 2, p. S674–S686, 2014.

PATEL, R. R. et al. Pediatric high speed digital imaging of vocal fold vibration: A normative pilot study of glottal closure and phase closure characteristics. **International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology**, Elsevier, v. 76, n. 7, p. 954–959, 2012.

_____. Differential vibratory characteristics of adductor spasmodic dysphonia and muscle tension dysphonia on high-speed digital imaging. **Annals of Otology, Rhinology & Laryngology**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 120, n. 1, p. 21–32, 2011.

PATORSKI, K. Fraunhofer diffraction patterns of tilted planar objects. **Optica Acta: International Journal of Optics**, Taylor & Francis, v. 30, n. 5, p. 673–679, 1983.

PÄTZOLD, M. Graphical models and simulation for thz-imaging. 2017.

PETERMANN, S. et al. Evaluation of analytical modeling functions for the phonation onset process. **Computational and mathematical methods in medicine**, Hindawi, v. 2016, 2016.

PIAZZA, C. et al. Quantitative analysis of videokymography in normal and pathological vocal folds: a preliminary study. **European archives of oto-rhino-laryngology**, Springer, v. 269, n. 1, p. 207–212, 2012.

PIETERS, B. et al. Pioneers of laryngoscopy: indirect, direct and video laryngoscopy. **Anaesthesia and intensive care**, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 43, n. 1_suppl, p. 4–11, 2015.

PRABHAKAR, A.; DEVI, R. Different color detection in an rgb image. **International Journal of Development Research**, Available online at <http://www.journalijdr.com>, v. 7, n. 8, p. 4, 2017.

PUCHNER, W. et al. Indirect versus direct laryngoscopy for routine nasotracheal intubation. **Journal of clinical anesthesia**, Elsevier, v. 23, n. 4, p. 280–285, 2011.

RALF, B.; W, F.; OLOG. Diffusers in digital holography. In: JOSA A. [S.l.], 1991. v. 8, n. 3, p. 572–578.

RANDHAWA, P. S.; MANSURI, S.; RUBIN, J. S. Is dysphonia due to allergic laryngitis being misdiagnosed as laryngopharyngeal reflux? **Logopedics Phoniatrics Vocology**, Taylor & Francis, v. 35, n. 1, p. 1–5, 2010.

REIDY, P. M.; DWORKIN, J. P.; KROUSE, J. H. Laryngeal effects of antigen stimulation challenge with perennial allergen dermatophagoides pteronyssinus. **Otolaryngology—Head and Neck Surgery**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 128, n. 4, p. 455–462, 2003.

ROBERTO, L. B. **Aplicação da holografia computacional para o cálculo de elementos ópticos difrativos**. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2000.

ROSEN, C. A.; SIMPSON, C. B. **Operative techniques in laryngology**. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2008.

- ROSENTHAL, L. H. S.; BENNINGER, M. S.; DEEB, R. H. Vocal fold immobility: a longitudinal analysis of etiology over 20 years. **The Laryngoscope**, Wiley Online Library, v. 117, n. 10, p. 1864–1870, 2007.
- ROTH, D.; FERGUSON, B. J. Vocal allergy: recent advances in understanding the role of allergy in dysphonia. **Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery**, LWW, v. 18, n. 3, p. 176–181, 2010.
- ROUBEAU, B.; HENRICH, N.; CASTELLENGO, M. Laryngeal vibratory mechanisms: the notion of vocal register revisited. **Journal of voice**, Elsevier, v. 23, n. 4, p. 425–438, 2009.
- ROY, N. et al. Voice disorders in the general population: prevalence, risk factors, and occupational impact. **The Laryngoscope**, Wiley Online Library, v. 115, n. 11, p. 1988–1995, 2005.
- RUBEN, R. J. Redefining the survival of the fittest: communication disorders in the 21st century. **The Laryngoscope**, Wiley Online Library, v. 110, n. 2, p. 241–241, 2000.
- SARDEMANN, H.; MULSOW, C.; MAAS, H.-G. Strict geometric calibration of an underwater laser triangulation system. **ISPRS-International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences**, v. 43, p. 689–692, 2021.
- SASAKI, C. Vocal cord polyps, nodules and granulomas. **MSD Manual Professional Version**, 2020.
- SCHLEGEL, P. et al. Machine learning based identification of relevant parameters for functional voice disorders derived from endoscopic high-speed recordings. **scientific reports**, Nature Publishing Group, v. 10, n. 1, p. 1–14, 2020.
- SCHOEN, S. et al. Morphological reconstruction improves microvessel mapping in super-resolution ultrasound. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, IEEE, v. 68, n. 6, p. 2141–2149, 2021.
- SCHUTTE, H.; ŠVEC, J.; SRAM, F. Videokymography. imaging and quantification of regular and irregular vocal fold vibrations. In: MONDUZZI EDITORE SPA BOLOGNA, ITALY, SYDNEY, AUSTRALIA. **Proceedings of the XVI World Congress of Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery**. [S.l.], 1997. p. 1739–1742.
- SEMMLER, M. et al. Clinical relevance of endoscopic three-dimensional imaging for quantitative assessment of phonation. **The Laryngoscope**, Wiley Online Library, v. 128, n. 10, p. 2367–2374, 2018.
- _____. 3d reconstruction of human laryngeal dynamics based on endoscopic high-speed recordings. **IEEE transactions on medical imaging**, IEEE, v. 35, n. 7, p. 1615–1624, 2016.
- _____. Endoscopic laser-based 3d imaging for functional voice diagnostics. **Applied Sciences**, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 7, n. 6, p. 600, 2017.
- SETTON, A. R. F. et al. Variant of the technique for laryngeal microsurgery in cases of difficult laryngoscopy. **International archives of otorhinolaryngology**, SciELO Brasil, v. 23, n. 1, p. 18–24, 2019.

- SMITH, E. et al. Effect of voice disorders on quality of life. **NCVS Status Prog Rep**, Citeseer, v. 7, p. 1–17, 1994.
- SMITH, G. Structure of the normal rat larynx. **Laboratory animals**, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 11, n. 4, p. 223–228, 1977.
- SNEDDON, I. N. **Fourier transforms**. [S.l.]: Courier Corporation, 1995.
- SOIFER, V. A. et al. **Methods for computer design of diffractive optical elements**. [S.l.]: John Willey & Sons, Inc., 2002.
- SOLOMON, N. P. Vocal fatigue and its relation to vocal hyperfunction. **International Journal of Speech-Language Pathology**, Taylor & Francis, v. 10, n. 4, p. 254–266, 2008.
- SOSKIND, Y. Field guide to diffractive optics. In: SPIE. [S.l.], 2011.
- SPEYER, R.; WIENEKE, G.; DEJONCKERE, P. Self-assessment of voice therapy for chronic dysphonia. **Clinical Otolaryngology & Allied Sciences**, Wiley Online Library, v. 29, n. 1, p. 66–74, 2004.
- SPEYER, R.; WIENEKE, G. H.; DEJONCKERE, P. H. The use of acoustic parameters for the evaluation of voice therapy for dysphonic patients. **Acta Acustica United with Acustica**, S. Hirzel Verlag, v. 90, n. 3, p. 520–527, 2004.
- SPEYER, R. et al. Accuracy of measurements on digital videostroboscopic images of the vocal folds. **Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 114, n. 6, p. 443–450, 2005.
- STACHLER, R. J.; DWORKIN-VALENTI, J. P. Allergic laryngitis: unraveling the myths. **Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery**, LWW, v. 25, n. 3, p. 242–246, 2017.
- STERN, M. et al. Fabricating binary optics: process variables critical to optical efficiency. **Journal of Vacuum Science & Technology B: Microelectronics and Nanometer Structures Processing, Measurement, and Phenomena**, American Vacuum Society, v. 9, n. 6, p. 3117–3121, 1991.
- STEVENS, K. N. **Acoustic phonetics**. [S.l.]: MIT press, 2000. v. 30.
- STONE, R.; NUTTALL, A. Relative movements of the thyroid and cricoid cartilages assessed by neural stimulation in dogs. **Acta oto-laryngologica**, Taylor & Francis, v. 78, n. 1-6, p. 135–140, 1974.
- ŠVEC, J. G.; SCHUTTE, H. K. Videokymography: high-speed line scanning of vocal fold vibration. **Journal of Voice**, Elsevier, v. 10, n. 2, p. 201–205, 1996.
- SWANSON, G. J.; VELDKAMP, W. B. Diffractive optical elements for use in infrared systems. **Optical Engineering**, International Society for Optics and Photonics, v. 28, n. 6, p. 286605, 1989.
- TAJUDIN, A. S. et al. Microbleeds detection using watershed-driven active contour. In: IEEE. **2017 7th IEEE International Conference on Control System, Computing and Engineering (ICCSCE)**. [S.l.], 2017. p. 320–324.

- TECHNOLOGY, E. Theory diffraction. 2021.
- TEROL-VILLALOBOS, I.; VARGAS-VÁZQUEZ, D. A study of openings and closings with reconstruction criteria. **Mathematical morphology**, H. Talbot and R. Beare (Editors), CSIRO, Melbourne, Australia, p. 413–423, 2002.
- TERVONEN, H. et al. Fiberoptic videolaryngoscopy during bicycle ergometry: A diagnostic tool for exercise-induced vocal cord dysfunction. **The Laryngoscope**, Wiley Online Library, v. 119, n. 9, p. 1776–1780, 2009.
- THIBEAULT, S. Advances in our understanding of the reinke space. **Current Opinion in Otolaryngology Head and Neck Surgery**, v. 13, p. 148–151, 2002.
- THOMPSON, L. D. Larynx: Nodules and polyps. **Ear, Nose & Throat Journal**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 92, n. 9, p. 426–428, 2013.
- TIMCKE, R.; LEDEN, H. von; MOORE, P. Laryngeal vibrations: Measurements of the glottic wave: Part i. the normal vibratory cycle. **AMA Archives of Otolaryngology**, American Medical Association, v. 68, n. 1, p. 1–19, 1958.
- TITZE, I. R.; HUNTER, E. J. Comparison of vocal vibration-dose measures for potential-damage risk criteria. **Journal of Speech, Language, and Hearing Research**, ASHA, v. 58, n. 5, p. 1425–1439, 2015.
- TITZE, I. R.; JIANG, J.; DRUCKER, D. G. Preliminaries to the body-cover theory of pitch control. **Journal of Voice**, Elsevier, v. 1, n. 4, p. 314–319, 1988.
- TITZE, I. R.; MARTIN, D. W. **Principles of voice production**. [S.l.]: Acoustical Society of America, 1998.
- TITZE, I. R.; SCHERER, R. C. **Vocal fold physiology: Biomechanics, acoustics, and phonatory control**. [S.l.]: Raven Press, 1983. v. 1.
- TOWNE, D. H. **Wave phenomena**. [S.l.]: Courier Dover Publications, 2014.
- TUCKER, H. M. Vocal cord paralysis—1979: etiology and management. **The Laryngoscope**, Wiley Online Library, v. 90, n. 4, p. 585–590, 1980.
- TURLEY, R. et al. Role of rhinitis in laryngitis: another dimension of the unified airway. **Annals of Otology, Rhinology & Laryngology**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 120, n. 8, p. 505–510, 2011.
- VINCENT, O. R.; FOLORUNSO, O. et al. A descriptive algorithm for sobel image edge detection. In: **Proceedings of informing science & IT education conference (InSITE)**. [S.l.: s.n.], 2009. v. 40, p. 97–107.
- VOICE, S. P. I. for the. What is a cyst. **Weill Cornell Medicine**, 2021.
- VOLIĆ, S. V.; KIRINČIĆ, N.; MARKOV, D. Some morphological, histological, cytological and histochemical aspects of reinke's oedema. **Acta oto-laryngologica**, Taylor & Francis, v. 116, n. 2, p. 322–324, 1996.
- VOLIĆ, S. V. et al. Extracellular matrix of reinke's space in some pathological conditions. **Acta oto-laryngologica**, Taylor & Francis, v. 124, n. 4, p. 505–508, 2004.

- WALLIS, L. et al. Vocal fold nodule vs. vocal fold polyp: answer from surgical pathologist and voice pathologist point of view. **Journal of Voice**, Elsevier, v. 18, n. 1, p. 125–129, 2004.
- WANG, C. et al. Residual-sparse fuzzy c-means clustering incorporating morphological reconstruction and wavelet frame. **IEEE Transactions on Fuzzy Systems**, IEEE, 2020.
- WANG, N. et al. A modified watershed algorithm for automated segmentation of autofluorescence microscopy images. In: OPTICAL SOCIETY OF AMERICA. **Novel Techniques in Microscopy**. [S.l.], 2021. p. JTU4A–22.
- WARHURST, S. et al. Quantitative measurement of vocal fold vibration in male radio performers and healthy controls using high-speed videoendoscopy. **PLoS One**, Public Library of Science, v. 9, n. 6, p. e101128, 2014.
- WEINSTEIN, L. Electromagnetic waves. **Radio i svyaz', Moscow**, 1988.
- WESTPHAL, L.; CHILDERS, D. Representation of glottal shape data for signal processing. **IEEE transactions on acoustics, speech, and signal processing**, IEEE, v. 31, n. 3, p. 766–769, 1983.
- WHITLING, S.; LYBERG-ÅHLANDER, V.; RYDELL, R. Recovery from heavy vocal loading in women with different degrees of functional voice problems. **Journal of Voice**, Elsevier, v. 31, n. 5, p. 645–e1, 2017.
- WILSON, T. L.; ROHLFS, K.; HÜTTEMEISTER, S. Electromagnetic wave propagation fundamentals. In: **Tools of radio astronomy**. [S.l.]: Springer, 2009. p. 19–37.
- WITTENBERG, T. et al. Quantitative characterization of functional voice disorders using motion analysis of high-speed video and modeling. In: IEEE. **1997 IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing**. [S.l.], 1997. v. 3, p. 1663–1666.
- WOHLT, G. Unilateral vocal cord paralysis-recurrent laryngeal nerve paralysis. **Leading International Fungal Education**, 2021.
- WOLF, K. B. **Geometric optics on phase space**. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2004.
- WYROWSKI, F. Iterative quantization of digital amplitude holograms. **Applied optics**, Optical Society of America, v. 28, n. 18, p. 3864–3870, 1989.
- _____. Diffractive optical elements: iterative calculation of quantized, blazed phase structures. **JOSA A**, Optical Society of America, v. 7, n. 6, p. 961–969, 1990.
- YAMAMOTO, K. et al. Predicting difficult intubation with indirect laryngoscopy. **The Journal of the American Society of Anesthesiologists**, The American Society of Anesthesiologists, v. 86, n. 2, p. 316–321, 1997.
- YAN, Y. et al. Analysis of vocal-fold vibrations from high-speed laryngeal images using a hilbert transform-based methodology. **Journal of voice**, Elsevier, v. 19, n. 2, p. 161–175, 2005.

YOUHYUN, K.; S., M.; INKYU, M. Secure storage and retrieval schemes for multiple encrypted digital holograms with orthogonal phase encoding multiplexing. In: . [S.l.: s.n.], 2019. v. 27, n. 16, p. 22147–11160.

ZHANG, L. et al. Method of famous tea sprout identification and segmentation based on improved watershed algorithm. **Computers and Electronics in Agriculture**, Elsevier, v. 184, p. 106108, 2021.

ZHANG, Y. et al. Efficient and effective extraction of vocal fold vibratory patterns from high-speed digital imaging. **Journal of Voice**, Elsevier, v. 24, n. 1, p. 21–29, 2010.

ZHANG, Z. Mechanics of human voice production and control. **The journal of the acoustical society of america**, Acoustical Society of America, v. 140, n. 4, p. 2614–2635, 2016.

ZUNDERT, A. V.; PIETERS, B. Videolaryngoscopy: the new standard for intubation. ten years' experience. **Minerva anesthesiologica**, Edizioni Minerva Medica, v. 81, n. 11, p. 1159–1162, 2015.

Apêndices

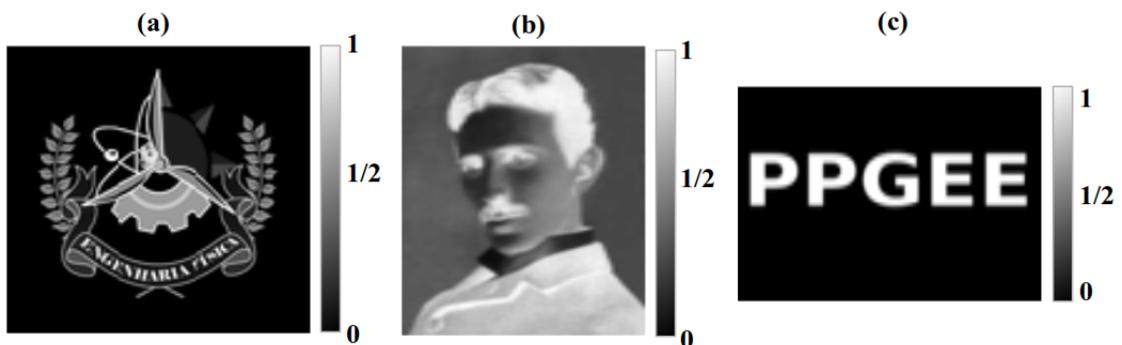
APÊNDICE A

Aplicações

A.1 Aplicações do método IFTA

Para melhor compreensão do método iterativo de Fourier o algoritmo foi desenvolvido e aplicado a 3 tipos de imagens com dimensões e aspectos diferentes: a imagem de um logo com 128 x 128 pixels, as letras de uma sigla com 128 x 64 pixels e a foto de uma pessoa com dimensões de 64 x 128 pixels. Como mostra a Figura 44, as imagens devem ser sem escala de cinza (0 - 255) e normalizada, em extensão .bmp

Figura 44 – Objeto de entrada normalizado para o método IFTA (a) logo da Engenharia Física da UFVJM com dimensões de 128 x 128 pixels, (b) Fotografia do Tesla com dimensões de 64 x 128 pixels e (c) sigla do programa de pós-graduação da engenharia elétrica da UFSCar com dimensões de 128 x 64 pixels.



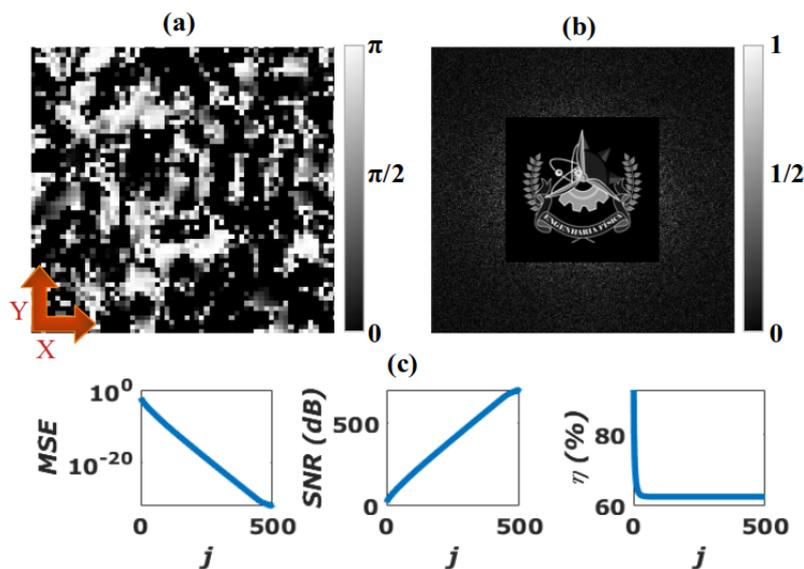
Fonte: Produzido pelo autor

A.1.1 Modulação de fase contínua

Para a modulação de fase contínua, ao aplicar o método IFTA, a imagem escolhida foi redimensionada na parte central do plano de reconstrução. Após ser aplicado a transformada de Fourier em conjunto com as restrições do plano do holograma, foi gerado o holograma com valores de fase entre 0 e 2π e amplitude igual a 1, como mostra as Figuras 45 (a), 46 (a) e 47 (a). E após aplicar a transformada inversa de Fourier juntamente com as restrições do plano de reconstrução, por meio do algoritmo foi obtido a imagem reconstruída da Figura 45 (b), 46 (b) e 47 (b). As duas imagens foram obtidas com o critério de parada de 500 iterações.

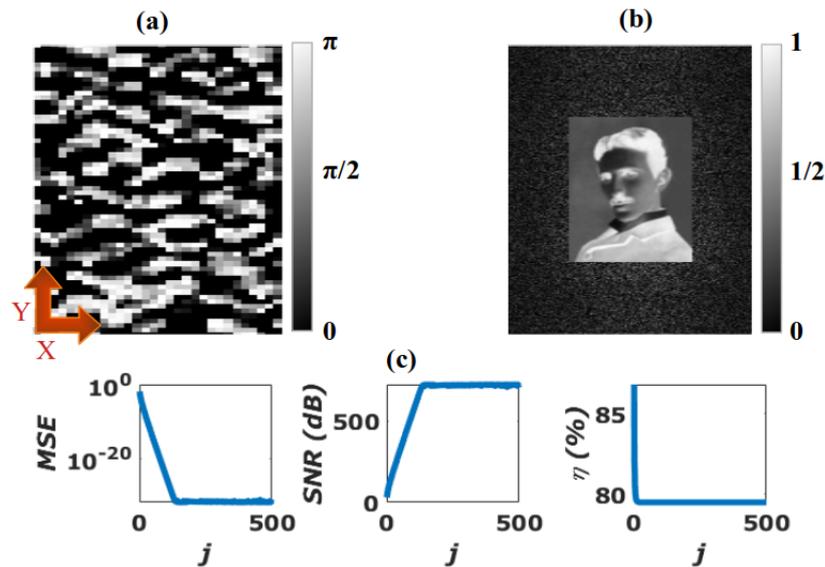
Através dos resultados mostrados e os cálculos já listados nesse texto, foram implementados ao algoritmo IFTA, os parâmetros de avaliação em função da iteração (j), como mostra as Figuras 45 (c), 46 (c) e 47 (c). No plano mostrado de reconstrução da imagem pode ser visto um ruído ao redor do plano de reconstrução, que devido a ele, nas primeiras iterações obteve um valor inicial maior em seu erro e na eficiência de difração. Ao aumentar o número de iterações os valores de fase convergiram até atingirem todos os seus valores possíveis (0 e 2π).

Figura 45 – Modulação de fase contínua (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída do logo, ambas com 256 x 256 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.



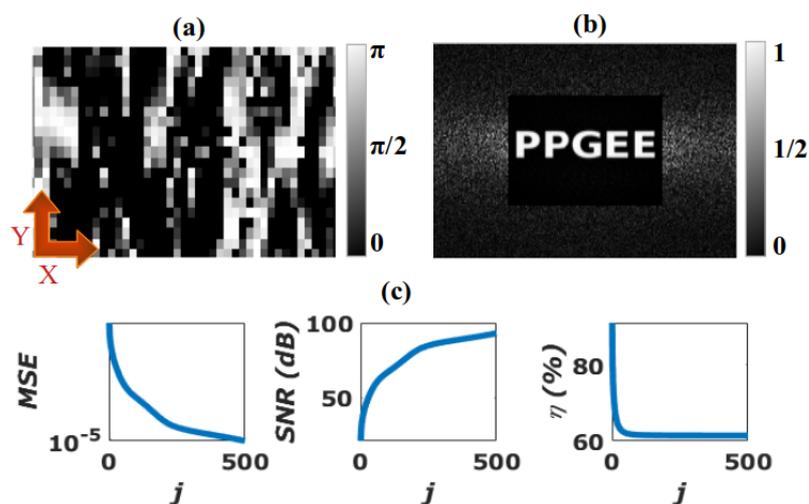
Fonte: Produzido pelo autor

Figura 46 – Modulação de fase contínua (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída do Tesla, ambas com 64 x 128 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.



Fonte: Produzido pelo autor

Figura 47 – Modulação de fase contínua (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída da sigla, ambas com 128 x 64 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.



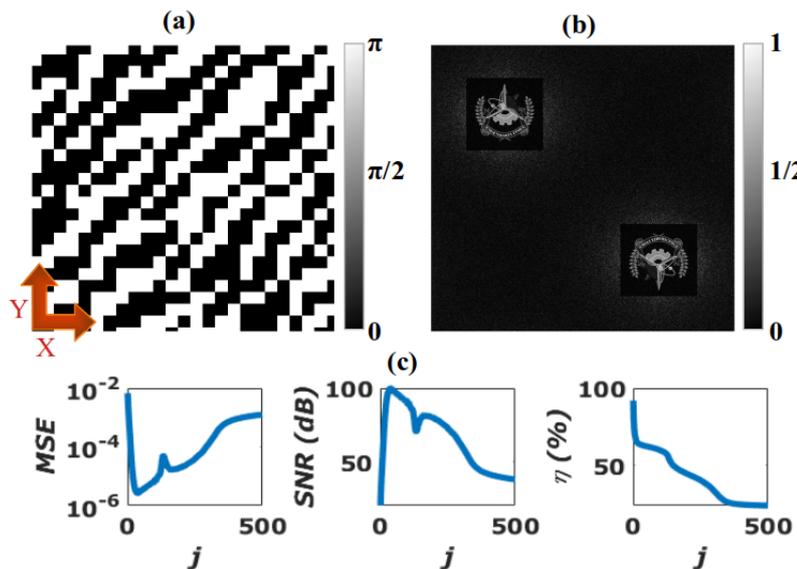
Fonte: Produzido pelo autor

A.1.2 Modulação de fase binária

Na modulação de fase binária foi usado a mesma configuração inicial e processo do IFTA explicitado na modulação de fase contínua. Mas, devido ao holograma tratar-se de uma função real, sua transformada inversa gera um complexo conjugado da imagem de entrada. Para que a imagem de entrada e seu complexo conjugado não se sobreponham, a imagem de entrada deve ser deslocada do centro no plano de reconstrução. Portanto, para que se obtenha um erro médio quadrático pequeno, o tamanho do plano de reconstrução deve ser no mínimo quatro vezes maior que o tamanho da janela de reconstrução, g_r , onde está contido a imagem que se deseja reconstruir.

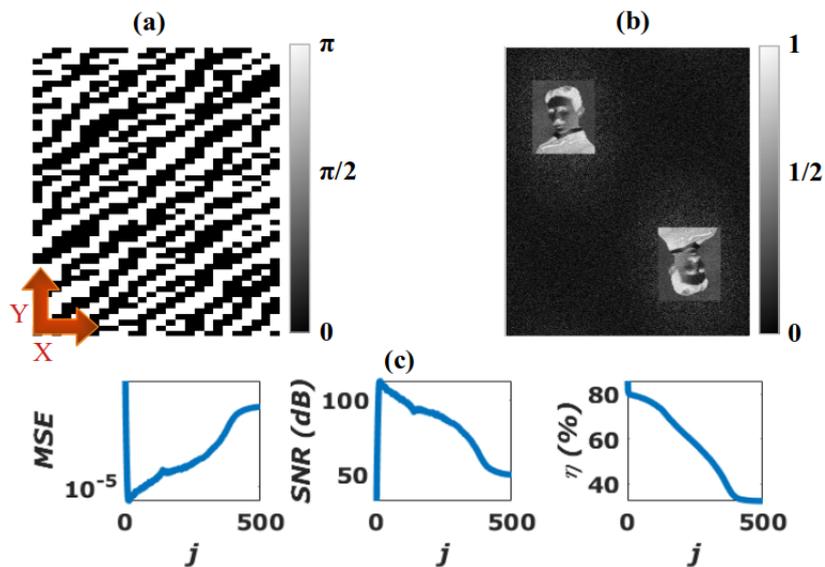
Dessa forma as Figuras 48 (a), 49 (a) e 50 (a) mostram os hologramas gerados e as Figura 48 (b), 49 (b) e 50 (b) mostram as imagens reconstruídas de forma espelhada com sua imagem gêmea (Distribuição Hermitiana) (BRACEWELL; BRACEWELL, 1986; KEMP; KEMP, 1965). As Figuras 48 (c), 49 (c) e 50 (c) mostram os seus respectivos comportamentos dos parâmetros de avaliação.

Figura 48 – Modulação de fase binária (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída do logo, ambas com 256 x 256 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.



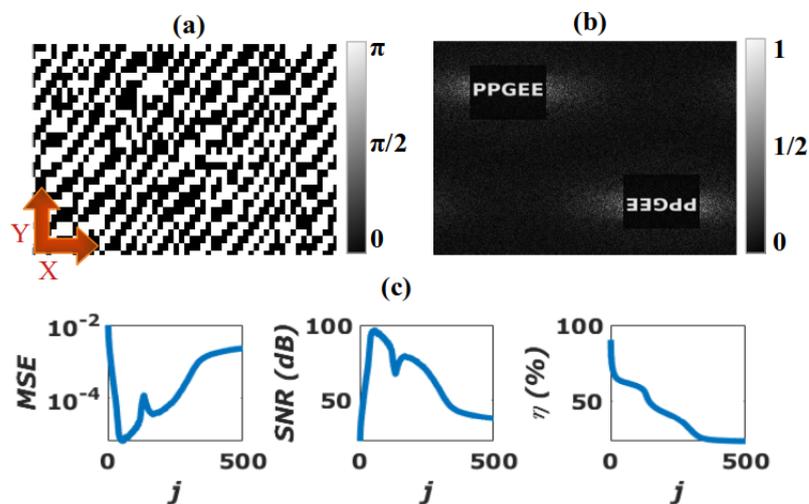
Fonte: Produzido pelo autor

Figura 49 – Modulação de fase binária (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída do Tesla, ambas com 64 x 128 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.



Fonte: Produzido pelo autor

Figura 50 – Modulação de fase binária (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída da sigla, ambas com 128 x 64 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.

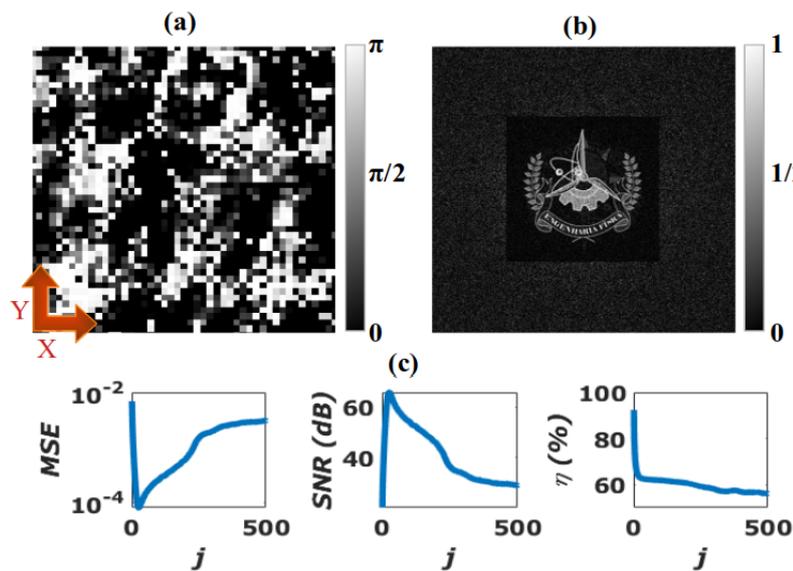


Fonte: Produzido pelo autor

A.1.3 Modulação de fase quaternária

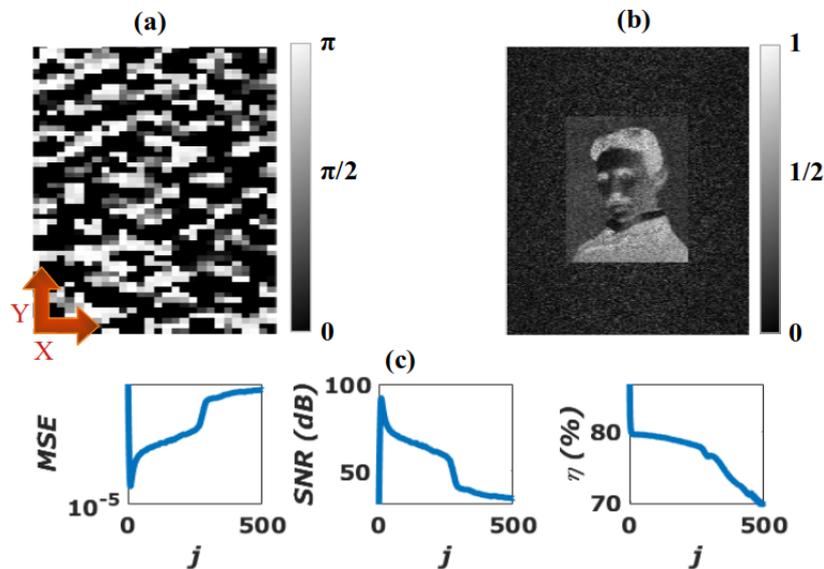
Considerando as mesmas condições que as modulações de fase anteriores, porém para os hologramas com 4 níveis de quantização de fase é necessário centralizar a imagem de entrada no plano de reconstrução, pois como o holograma não é uma função real, não haverá formação do complexo conjugado da imagem. As Figuras 51 (a), 52 (a) e 53 (a) mostram os hologramas gerados e as Figuras 51 (b), 52 (b) e 53 (b) as reconstruções das imagens. E por fim, por meio das Figuras 51 (c), 52 (c) e 53 (c) pode ser visto a avaliação dos parâmetros de qualidade do projeto do EOD.

Figura 51 – Modulação de fase quaternária (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída do logo, ambas com 256 x 256 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.



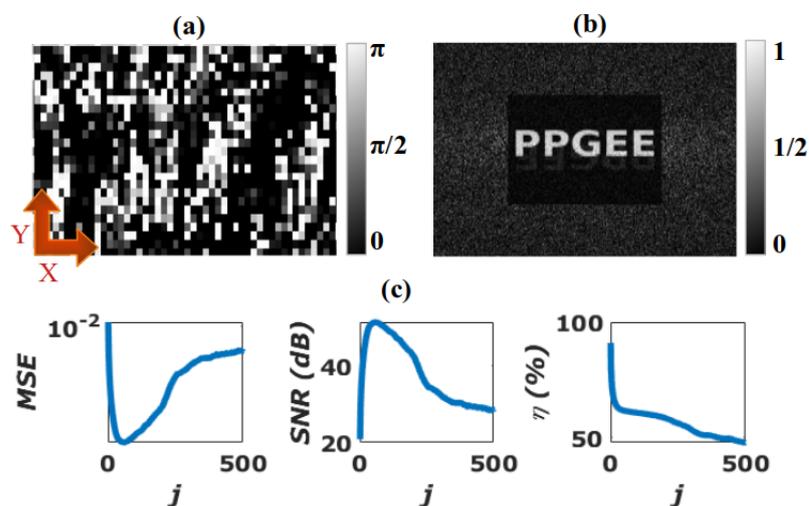
Fonte: Produzido pelo autor

Figura 52 – Modulação de fase quaternária (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída do Tesla, ambas com 64 x 128 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.



Fonte: Produzido pelo autor

Figura 53 – Modulação de fase quaternária (a) máscara holográfica e (b) imagem reconstruída da sigla, ambas com 128 x 64 pixels. E em (c) se têm os parâmetros de avaliação, sendo MSE o erro médio quadrático, SNR a relação sinal/ruído e η a eficiência de difração.



Fonte: Produzido pelo autor

Anexos

ANEXO A

Definições

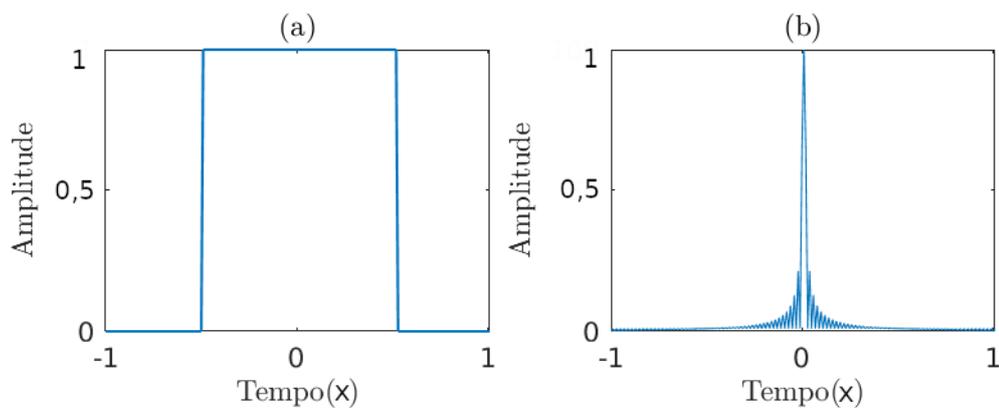
Definição 1. Segundo Goodman (1996), a função *rect* é definida por:

$$rect(x) = \begin{cases} 1 & \text{se } |x| \leq \frac{1}{2} \\ \frac{1}{2} & \text{se } |x| = \frac{1}{2} \\ 0 & \text{se } |x| > \frac{1}{2} \end{cases} \quad (\text{A-1})$$

Definição 2. De acordo com Goodman (1996) a função *sinc* é definida por:

$$sinc = \frac{\sin(\pi x)}{\pi x} \quad (\text{A-2})$$

Figura 54 – Em (a) mostra o comportamento da função *rect* e em (b) a função *sinc*.



Fonte: Adaptado por Medeiros (2021)

Definição 3. (GOODMAN, 2005) Dado um sistema invariante no espaço $h(x_2, y_2; \xi, \eta) = h(x_2 - \xi, y_2 - \eta)$. A sua integral de superposição é dada por,

$$g_2(x_2, y_2) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} g_1(\xi, \eta) h(x_2 - \xi, y_2 - \eta) d\xi d\eta \quad (\text{A-3})$$

que é a convolução bidimensional da imagem com resposta do impulso do sistema, que é descrito por,

$$g_2 = g_1 \otimes h \quad (\text{A-4})$$

Definição 4. (GOODMAN, 2005) Dada uma rede retangular de amostras uniformes, com uma matriz g_s de dimensões X e Y orientados na direção x e y ,

$$g_s(x, y) = \text{comb}\left(\frac{x}{X}\right) \text{comb}\left(\frac{y}{Y}\right) g_{x,y} \quad (\text{A-5})$$

pelo teorema da convolução, citado no anexo B,

$$G_{s_{X,Y}} = F \text{comb}\left(\frac{x}{X}\right) \text{comb}\left(\frac{y}{Y}\right) \otimes G_{f_x, f_y} \quad (\text{A-6})$$

em que aplicando a convolução bidimensional:

$$F \text{comb}\left(\frac{x}{X}\right) \text{comb}\left(\frac{y}{Y}\right) = XY \text{comb}(X_{f_x}) \text{comb}(Y_{f_y}) \quad (\text{A-7})$$

Aplicando a função comb:

$$\text{comb}_x = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta_{x-n} \quad (\text{A-8})$$

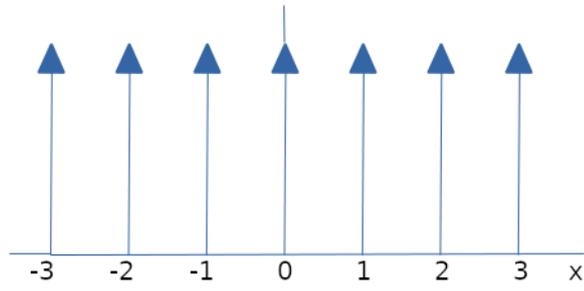
Tem-se que,

$$XY \text{comb}(X_{f_x}) \text{comb}(Y_{f_y}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \sum_{m=-\infty}^{\infty} \delta\left(f_x - \frac{n}{X}, f_y - \frac{m}{Y}\right) \quad (\text{A-9})$$

que pode ser reescrito:

$$G_{s(f_{X,Y})} = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \sum_{m=-\infty}^{\infty} G\left(f_X - \frac{n}{X}, f_Y - \frac{m}{Y}\right) \quad (\text{A-10})$$

Figura 55 – Comportamento da função comb.



Fonte: Goodman (1996, p. 13)

ANEXO B

Teoremas

Teorema B.0.1 (Teorema da similaridade). *Se $F_{g(ax,by)} = G_{f_x,f_y}$ então:*

$$F_{g(ax,by)} = \left| \frac{1}{ab} \right| G\left(\frac{f_x}{a}, \frac{f_y}{a}\right), \quad (\text{B-1})$$

ou seja, um "expansão" das coordenadas no domínio do espaço (x, y) resulta em uma contração das coordenadas no domínio da frequência (f_x, f_y) , mais uma mudança na amplitude geral do espectro (GOODMAN, 1996).

Teorema B.0.2 (Teorema do deslocamento). *Se $F_g(x, y) = G_{f_x,f_y}$ então:*

$$F_g(x - a, y - b) = G_{f_x,f_y} \exp[-i2\pi(f_x a + f_y b)], \quad (\text{B-2})$$

ou seja, uma translação no domínio do espaço introduz um deslocamento linear de fase no domínio da frequência (GOODMAN, 1996).

Teorema B.0.3 (Teorema da integral de Fourier). *Em cada ponto de continuidade de g ,*

$$FF_g^{-1}(x, y) = F^{-1}F_g(x, y) = g_{x,y}, \quad (\text{B-3})$$

em que, cada ponto de descontinuidade de g , as duas transformadas sucessivas produzem a média angular dos valores de g em uma pequena vizinhança desse ponto. Ou seja, a transformação sucessiva e a transformação inversa de uma função produzem essa função novamente, exceto em pontos de descontinuidade (GOODMAN, 2005).

Teorema B.0.4 (Teorema da reconstrução projetiva). *Supondo que, $x_i \iff x'_i$ é um conjunto de correspondências entre pontos em duas imagens e que a matriz fundamental F é determinada exclusivamente pela condição $x_i^T F x_i = 0$ para todo i . Sendo $P_1, P'_1, (\mathbf{X}_{1i})$*

e $P_2, P'_2, (\mathbf{X}_{2i})$ ser duas reconstruções das correspondências $x_i \iff x'_i$. Então existe uma matriz não singular H tal que $p_2 = P_1 H^{-1}$, $P'_2 = P'_1 H^1$ e $\mathbf{X}_{2i} = H \mathbf{X}_{1i}$ para todo i , **exceto** para escolha de i tal que $F_{xi} = x'_i{}^T F = 0$ (ANDREW, 2001).