



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Fabiane Smiderle

**Criação de um programa de computador para mensuração de lesões planas
em imagens clínicas: *SMART Monitoring***

Florianópolis
2023

Fabiane Smiderle

**Criação de um programa de computador para mensuração de lesões planas
em imagens clínicas: *SMART Monitoring***

Dissertação de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Diagnóstico Bucal.
Orientador: Prof. Gustavo Davi Rabelo, Dr.

Florianópolis
2023

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Smiderle, Fabiane

Criação de um programa de computador para mensuração de lesões planas em imagens clínicas : SMART Monitoring / Fabiane Smiderle ; orientador, Gustavo Davi Rabelo, 2023.
76 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós Graduação em Odontologia, Florianópolis, 2023.

Inclui referências.

1. Odontologia. 2. Programa de computador. 3. Mensuração . 4. Lesões planas. 5. Fotografias clínicas. I. Rabelo, Gustavo Davi. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

Fabiane Smiderle

**Criação de um programa de computador para mensuração de lesões planas
em imagens clínicas: *SMART Monitoring***

O presente trabalho em nível de Mestrado foi avaliado e aprovado, em 11 de setembro de 2023, pela banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Gustavo Davi Rabelo, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina

Profa. Juliana Balbinot Reis Girondi, Dra.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Ricardo Armini Caldas, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina

Certificamos que esta é a versão original e final do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de Mestra em Diagnóstico Bucal.

Coordenação do Programa de Pós-Graduação

Prof. Gustavo Davi Rabelo, Dr.
Orientador

Florianópolis
2023

Aos meus pais, Beatriz (in memoriam) e Selvino.

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, pela vida e por me preencher com fé e esperança em todos os momentos difíceis. À minha **família**, por serem fonte de inspiração e de amor inesgotável. Em especial, à minha mãe, Beatriz (in memoriam), que me apoiou desde sempre e não poupou esforços para me incentivar a finalizar o curso. Tenho plena fé de que um dia nos reencontraremos. Receba de onde estiver, meu eterno amor e gratidão pela sua vida!

Ao meu namorado, **Guilherme**, por ter trabalhado incansavelmente no desenvolvimento do *SMART Monitoring*, por ter estado ao meu lado durante todos os momentos e por ser um companheiro de vida imprescindível. Obrigada por tudo!

À **Profa. Dra. Liliane Janete Grando**, pelo apoio incondicional durante todo o curso, por fornecer suporte substancial nos momentos mais difíceis, auxiliando de maneira grandiosa na busca por soluções, e pela amizade! És muito especial, muito obrigada!

Ao meu orientador, **Prof. Gustavo Davi Rabelo**, por confiar a mim este projeto e, principalmente, por ter compreendido com grande empatia as grandes adversidades pessoais que passei durante o desenvolvimento deste trabalho. Obrigada pelos ensinamentos e pela amizade!

A todos os envolvidos no desenvolvimento deste trabalho, em especial ao **Prof. Dr. Ricardo Armini Caldas**, aos desenvolvedores de *software* (**Guilherme Grando Carqueja** e **André Provensi**), aos alunos de graduação em Odontologia (**Samara da Silva Pinto**, **Vithória Zimmer** e **Pedro Witt**), pela colaboração em tornar realidade as diferentes frentes deste trabalho. À equipe de **Gestão da Inovação Tecnológica em Saúde (HU/UFSC/EBSERH)** pelo auxílio no processo de registro de propriedade intelectual do *SMART Monitoring*.

À **Universidade Federal de Santa Catarina** e ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia**, por oportunizar experiências incríveis e novas possibilidades para minha vida. Ao **Hospital Universitário Professor Polydoro Ernani de São Thiago (HU/UFSC/EBSERH)**, em especial ao **Núcleo de Odontologia Hospitalar e toda a equipe**, por tornar possível a realização deste trabalho, assim como oportunizar grandes experiências de aprendizado e ao Ambulatório de Estomatoterapia, em nome da **Profa. Dra. Juliana Balbinot Reis Girondi**, que possibilitou a continuidade do projeto incluindo um novo grupo de pacientes para serem avaliados com as lesões de pele. Agradeço, também, às minhas colegas de curso, **Bianca**, **Karin** e **Riéli** pelo apoio ao longo desse tempo. E, finalmente, ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)** que, em parceria com a **Empresa Brasileira de Serviços Hospitalares (EBSERH)**, apoiou o desenvolvimento do *SMART Monitoring* provendo auxílio financeiro para execução da pesquisa por meio do Edital Universal (processo número 403656/2021-4).

RESUMO

Introdução: Monitorar lesões por meio de fotografias é uma realidade na prática clínica e em pesquisas, porém, diversas abordagens ainda mantêm um caráter predominantemente qualitativo. **Objetivo:** Criar um programa de computador de livre acesso para analisar lesões quantitativamente, por meio do cálculo da área lesional e de seus maiores eixos, utilizando fotografias digitais tomadas com dispositivos de escala obtidos por impressão 3D. **Metodologia:** Foram projetados dispositivos de escala de diversos tamanhos, em forma de moldura e produzidos em impressora 3D. Lesões planas diagnosticadas em mucosa oral e pele foram fotografadas utilizando uma câmera profissional acoplada a um flash circular, as quais foram posicionadas ao centro dos dispositivos de escala. Os pacientes foram selecionados no Hospital Universitário Professor Polydoro Ernani de São Thiago (HU/UFSC/EBSERH). Paralelamente, um código computacional foi desenvolvido para permitir a medição de área e comprimento lesional considerando distorções decorrentes do posicionamento da câmera. O código foi aprimorado com sucessivos testes, realizados ao longo de seis meses. Assim, o programa de computador *SMART Monitoring* foi desenvolvido, sendo o acrônimo *SMART* referente aos termos em inglês *Surface Measurement Tool*. O programa de computador foi projetado para incluir funções de aferição da área lesional por meio do processo de segmentação interativa, com 3 opções de delineamento lesional, além das medidas dos maiores eixos (horizontal e vertical). Para fins de validação, gabaritos contendo figuras de medidas conhecidas foram impressos em folha de papel, fotografados com um *smartphone* e inseridas no *SMART Monitoring* para mensuração e posterior comparação de resultados. Para fins de comparação com um programa de computador já disponível e amplamente utilizado, tais fotografias foram inseridas no *ImageJ* (versão 1.53, *Wayne Rasband and contributors, National Institutes of Health, USA*), e aferidas após a correção da perspectiva (um processo subjetivo operador-dependente), disponível através dos *plug-ins interactive perspective e measure*. Ainda, foram realizados testes clínicos iniciais, em que algumas lesões foram fotografadas usando os dispositivos 3D e medidas clínicas foram realizadas nas lesões com uso de sondas ou régua. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos e os pacientes assinaram o termo de concordância. **Resultados:** O programa de computador *SMART Monitoring* foi desenvolvido e revelou entregar bons resultados preliminares em testes realizados com gabaritos impressos em papel (margem de erro relativo <2%). Tais resultados, quando comparados ao *ImageJ*, demonstraram maior acurácia. O registro do programa no Instituto Nacional da Propriedade Industrial (INPI, Ministério do Desenvolvimento, Brasil) foi solicitado e um website (<https://smartmonitoring.ufsc.br/>) foi criado para acesso público tanto ao *SMART Monitoring* quanto aos dispositivos de escala, incluindo tutoriais e informações de uso. **Conclusões:** O *SMART Monitoring* foi desenvolvido com a função de aferir medidas de lesões planas em fotografias, que devem ser realizadas com dispositivos de escala apropriados. Testes comprovaram a capacidade do programa em entregar o cálculo da área e comprimento de forma efetiva, levando em consideração distorções decorrentes da orientação da câmera. O uso desse programa é encorajado em pesquisas acadêmicas e ensaios clínicos que possuam como objetivo monitorar lesões e avaliar sua remissão ou progressão.

Palavras-chave: Programa de computação. Imagens clínicas. Análise quantitativa.

ABSTRACT

Introduction: Lesion monitoring through photography is a common practice both in research and clinical practice; however, this approach is usually qualitative. **Objective:** Create an open-access computer program to analyze lesions assessing their area and longest axis measurements on digital images displaying the lesion with a 3D printed scale device. **Materials and Methods:** Different-sized and frame-shaped scale devices were designed and 3D printed. Essentially flat lesions diagnosed at both oral mucosa and skin were positioned inside appropriate scale devices and photographed using a professional digital camera coupled to a circular flash. Patients were selected at the University Hospital Polydoro Ernani de São Thiago (HU/UFSC/EBSERH). In the meantime, a computer program was created to allow area and longest axis length measurements considering possible distortions from camera angle. The program was iteratively developed through successive testing over a period of six months. As a result, an initial version of SMART Monitoring (SMART is an acronym for Surface Measurement Tool) computer program was created. The program was developed to provide measurement tools to assess the lesional area through interactive segmentation through three different drawing options. The program also provides a length measurement tool. For validation purposes, figures of known areas were paper-printed and subsequently photographed using a smartphone. Images were then evaluated using SMART Monitoring to obtain the area measurements of the printed structures. Results were compared to the real values. Furthermore, the software ImageJ was used to analyze the same validation pictures through the use of its perspective correction process using the “Interactive Perspective” and “measure” tools. In this case, perspective correction is performed under a subjective, operator-dependent procedure. In the end, initial clinical tests were performed with photographs of a few lesions with the aid of the 3D-printed scale devices. The same lesions had their dimensions previously measured using periodontal probes or rulers. The project was approved by the Human Research Ethics Committee and patients signed agreement terms. **Results:** The SMART Monitoring computer program was developed and provided good preliminary results in the validation test (relative error within $\pm 2\%$). The program provided a higher accuracy compared to ImageJ. The program was submitted to registering at the Brazilian National Industrial Property Institute (INPI) and a website (<https://smartmonitoring.ufsc.br/>) was created for public access both to SMART Monitoring and to the scale devices, including tutorials and other information. **Conclusion:** The SMART Monitoring program was developed to allow flat lesion measurements on clinical photographs with the aid of appropriate scale devices. Primary tests have confirmed the program’s efficacy in delivering accurate area and length measurements, considering image distortions caused by camera orientation. The authors encourage the use of this program both in academic research and clinical trials, aiming to monitor lesions and evaluate their remission or progression.

Keywords: Computer program. Photograph. Computer-assisted numerical analysis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – <i>ImageJ</i> diretamente acessado pela internet	21
Figura 2 – Esquema didático de câmara escura	22
Figura 3 – Projeção ortogonal de um objeto sobre um plano	24
Figura 4 – Cubos em perspectiva	24
Figura 5 – Comparação entre projeções em perspectiva e ortogonal	25
Figura 6 – Efeito da distância focal em retratos	26
Figura 7 – Projeção de uma área em um plano	27
Figura 8 – Úlcera localizada em mucosa jugal envolta por dispositivo de escala 3D	28
Figura 9 – Região de área conhecida paralela à lesão	29
Figura 10 – Representação de lesão plana considerada no projeto dos dispositivos de escala	33
Figura 11 – Três modelos de dispositivos de escala utilizados em estudos que deram origem a esta pesquisa	33
Figura 12 – Dispositivo de escala de dimensões desproporcionais à lesão a ser medida	34
Figura 13 – Aspectos avaliados previamente à tomada fotográfica	36
Figura 14 – Erros comuns no momento da tomada fotográfica e posicionamento dos dispositivos de escala	37
Figura 15 – Fluxograma do método de trabalho	39
Figura 16 – Concepção gráfica da página inicial do <i>SMART Monitoring</i>	41
Figura 17 – Interface gráfica final do <i>SMART Monitoring</i>	42
Figura 18 – Ferramentas de ajuste de imagem	43
Figura 19 – Calibração de escala	44
Figura 20 – Ferramentas de delimitação de área da lesão	45
Figura 21 – Obtenção da área de úlcera localizada em mucosa jugal utilizando ferramenta de delimitação “Desenho Livre”	46
Figura 22 – Medidas de área similares obtidas através das três ferramentas de deli- mitação	47
Figura 23 – Medição de comprimento	48
Figura 24 – Gabaritos de validação projetados digitalmente	49
Figura 25 – Determinação de escala em teste de validação	50
Figura 26 – Valores de área obtidos em teste de validação	51
Figura 27 – Valores de área obtidos em teste de validação	51
Figura 28 – Definição de arestas para calibração a partir de uma imagem apresen- tando distorção de perspectiva associada a objetiva grande-angular sem aplicação de <i>zoom</i>	52

Figura 29 – Definição de arestas para calibração a partir de uma imagem apresentando distorção de perspectiva associada a objetiva grande angular sem aplicação de <i>zoom</i>	53
Figura 30 – Uso do <i>plug-in Interactive Perspective</i> no <i>ImageJ</i>	54
Figura 31 – Determinação do fator de escala e medição de área através do <i>ImageJ</i> .	55
Figura 32 – Dispositivos de escala de dimensões variadas	56
Figura 33 – Modelos digitais 3D disponíveis em três tamanhos diferentes, preparados para <i>download</i> e impressão 3D	57
Figura 34 – Dispositivo de escala com destaque aos arredondamentos de arestas . .	58
Figura 35 – Posição teórica de vértices e seleção de comprimentos de referência . .	59
Figura 36 – Observação e definição de fator de escala para leucoplasia em rebordo alveolar inferior de paciente do sexo feminino apresentando edentulismo total	60
Figura 37 – Resultados de medida de leucoplasia em rebordo alveolar inferior . . .	60
Figura 38 – Observação e definição de fator de escala para placa branca não-removível a raspagem em bordo de língua à esquerda	61
Figura 39 – Resultados de medida de placa branca não-removível a raspagem em bordo de língua à esquerda	62
Figura 40 – Medição de lesão localizada em planta de pé	63
Figura 41 – Medição de placa branca não-removível a raspagem localizada em lábio inferior	64
Figura 42 – Página inicial do <i>site</i> desenvolvido para disponibilizar o <i>SMART Monitoring</i> ao público em geral	66

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Erro relativo e média dos valores obtidos no teste de validação das ferramentas de mensuração implementadas no SMART Monitoring. . .	53
Tabela 2 – Resumo de mensurações de casos clínicos realizadas com as ferramentas disponibilizadas no <i>SMART Monitoring</i>	65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BIPM	Bureau Internacional de Pesos e Medidas
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CEPSH-UFSC	Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFSC
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
DOPM	Desordens Orais Potencialmente Malignas
DSLR	<i>Digital Single Lens Reflex</i>
EBSERH	Empresa Brasileira de Serviços Hospitalares
Fiji	<i>Fiji is just ImageJ</i>
HEIC	<i>High Efficiency Video Coding</i>
HU	Hospital Universitário Professor Polydoro Ernani de São Thiago
ICC	Coefficiente de Correlação Intraclasse
INPI	Instituto Nacional da Propriedade Industrial
Libras	Língua Brasileira de Sinais
NIH	<i>National Institutes of Health</i>
NOH	Núcleo de Odontologia Hospitalar
OMS	Organização Mundial de Saúde
PETG	Politereftalato de Etileno com Glicol
ROI	<i>Region of Interest</i>
SMART	<i>Surface Measurement Tool</i>
SMTP	<i>Simple Mail Transfer Protocol</i>
UFSC	Universidade Federal de Santa Catarina

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	REVISÃO DE LITERATURA	15
2.1	LESÕES ORAIS PLANAS DE RELEVANTE ACOMPANHAMENTO CLÍNICO	15
2.2	MONITORAMENTO CLÍNICO	16
2.2.1	Diagnóstico por meio de imagens clínicas	18
2.2.2	Programas de monitoramento por imagens	20
2.3	EMBASAMENTO TÉCNICO	21
2.3.1	A câmera fotográfica	21
2.3.2	Projeções e efeitos de perspectiva	23
2.3.3	Projeção de área	26
3	OBJETIVOS	30
3.1	OBJETIVO GERAL	30
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	30
4	MATERIAIS E MÉTODOS	31
4.1	DISPOSITIVOS DE ESCALA	31
4.1.1	Requisitos incorporados aos dispositivos de escala	32
4.2	FOTOGRAFIAS CLÍNICAS	34
4.2.1	Seleção das imagens	34
4.2.2	Critérios de inclusão	35
4.2.3	Critérios de exclusão	35
4.2.4	Protocolo de fotografia para uso no programa	35
4.3	O PROGRAMA DE COMPUTADOR	37
4.3.1	Planeza da lesão	37
4.3.2	Adequação dos dispositivos de escala	38
4.3.3	Ausência de efeitos de perspectiva	38
4.4	VISÃO GERAL	39
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	40
5.1	O <i>SMART MONITORING</i>	40
5.2	VALIDAÇÃO DO <i>SMART MONITORING</i> ATRAVÉS DE GABARITOS	48
5.3	DISPOSITIVOS DE ESCALA	56
5.3.1	Dispositivos plásticos fabricados em impressora 3D	56
5.4	TESTES CLÍNICOS: SÉRIE DE CASOS	59
5.5	DESENVOLVIMENTO DE <i>WEBSITE</i>	65
5.6	EQUIPAMENTO FOTOGRÁFICO	67
5.7	LIMITAÇÕES DO ESTUDO	68
6	CONCLUSÃO	70
	REFERÊNCIAS	71

ANEXO A – CERTIFICADO DE REGISTRO DE PROGRAMA DE COMPUTADOR	76
--	-----------

1 INTRODUÇÃO

O diagnóstico de lesões é, essencialmente, um estudo de alterações. O exame visual direto é uma ferramenta diagnóstica primária e o manejo de diversos distúrbios presentes nas mucosas inclui a observação periódica. Portanto, a avaliação de parâmetros da lesão, como localização, tamanho, textura e cor, torna-se fundamental para o cuidado do paciente, uma vez que alterações podem determinar condutas, sendo essa avaliação o principal cerne da Estomatologia, área da Odontologia especializada no diagnóstico de doenças (WOOD; GOAZ, 1997; ZADIK *et al.*, 2012).

Durante muito tempo, o principal meio de registro das condições de mucosa oral incluiu descrições escritas e/ou desenhos esquemáticos das lesões orais. Em muitos locais, a troca de informações ainda ocorre por meio de documentos estritamente descritivos acerca do diagnóstico. Para casos de lesões bucais que necessitem de conduta especializada, a falta de detalhamento e concisão na descrição dos parâmetros clínicos pode gerar atraso no diagnóstico e impactar negativamente o tratamento e o prognóstico da doença (ZIMMERMANN *et al.*, 2017).

Com o avanço tecnológico, novas ferramentas, como a inclusão de imagens digitais em registros clínicos, possibilitaram vantagens como: melhora na comunicação entre profissionais, maior precisão do seguimento das lesões (ao permitir observação de fotografias e mudanças no aspecto clínico ao longo do tempo) e, mais recentemente, na viabilidade da implementação de serviços como a Tele-Estomatologia (CARRARD *et al.*, 2018; TESFALUL *et al.*, 2016; ZIMMERMANN, 2019).

A evolução dos computadores e seus programas permite não somente a observação e a medição de fenômenos até então sujeitos à mera observação, mas também a interpretação de dados. O uso de ferramentas de medição para a obtenção de parâmetros quantitativos tende a eliminar parte da subjetividade humana em diversas questões. Programas de livre acesso como o *ImageJ*, oferecido em domínio público pelo *National Institutes of Health* (NIH) (ou Institutos Nacionais de Saúde dos EUA, em tradução livre), permitem a medição de área, no entanto, não apresentam ferramentas que considerem, de forma completa e direta, as distorções tipicamente observadas em fotografias intraorais (SCHNEIDER; RASBAND; ELICEIRI, 2012; SCHROEDER *et al.*, 2021).

Percebe-se, portanto, que o desenvolvimento de um sistema de medição de lesões, a fim de fornecer dados quantitativos para uso em pesquisas clínicas e laboratoriais, pode favorecer tanto o diagnóstico quanto o acompanhamento de diversas doenças e condições, além de proporcionar descoberta de novos conhecimentos. O monitoramento da progressão ou remissão de lesões frente às mais diversas terapias empregadas seria de grande valor para ensaios clínicos e outras pesquisas, permitindo acessar pequenas diferenças, as quais talvez não fossem percebidas ou corretamente avaliadas quando analisadas de maneira qualitativa.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 LESÕES ORAIS PLANAS DE RELEVANTE ACOMPANHAMENTO CLÍNICO

As Desordens Oraís Potencialmente Malignas (DOPM) são definidas como “qualquer anormalidade da mucosa oral que esteja associada a um risco estatisticamente aumentado de desenvolver câncer oral” (WARNAKULASURIYA *et al.*, 2021). Possuem uma ampla variedade de características clínicas, incluindo variações de coloração (branco, vermelho e misto de branco/vermelho), alterações de superfície (lisa, corrugada, verrucosa, granular, atrófica) e podem ser de tamanho variável. Além disso, podem envolver qualquer sítio anatômico na cavidade oral, podendo ser uni ou multifocais (FARAH; WOO *et al.*, 2014; SPEIGHT; KHURRAM; KUJAN, 2018). Entre as DOPM estão a leucoplasia, leucoplasia verrucosa proliferativa, eritroplasia, líquen plano oral erosivo, queilite actínica, dentre outras (WARNAKULASURIYA *et al.*, 2021).

Uma revisão sistemática com meta-análise avaliou a prevalência de leucoplasia, eritroplasia, fibrose submucosa oral e queilite actínica em estudos com confirmação diagnóstica por análise histopatológica. Globalmente, a prevalência geral foi 4,47%, sendo que os homens foram mais comumente afetados (59,99%), assim como a população asiática (10,54%). A DOPM mais prevalente foi a fibrose submucosa oral (4,96%), seguida da leucoplasia (4,11%), queilite actínica (2,08%) e eritroplasia (0,17%) (MELLO *et al.*, 2018).

Ainda que a maioria das DOPM não progridam para um carcinoma, o processo de diferenciação entre uma DOPM de alto ou baixo risco para malignidade é complexo do ponto de vista clínico. No entanto, em alguns pacientes portadores de DOPM, um carcinoma microinvasivo pode ser descoberto no exame histopatológico decorrente da biópsia inicial. Tendo em conta que um paciente diagnosticado com qualquer DOPM pode apresentar um risco de 5 a 100 vezes maior de malignidade em relação a pacientes que apresentem a mucosa oral saudável, um acompanhamento regular torna-se imprescindível (LIN *et al.*, 2020; WARNAKULASURIYA, 2020; YANG *et al.*, 2018).

O câncer de boca é uma das condições que mais estão relacionadas a desfechos desfavoráveis, pior sobrevida ou graves sequelas. Estima-se que no ano de 2025, em escala global, existam 418.939 novos casos e 198.917 mortes por câncer de lábio e da cavidade oral (FERLAY *et al.*, 2020). Considerando o triênio 2020-2022, no Brasil, a estimativa quanto ao número de casos novos para cada ano foi de 11.180 em homens e de 4.010 em mulheres (SCHILITZ *et al.*, 2019). Já para 2023, a estimativa para o estado de Santa Catarina é de 8,65 casos novos a cada 100 mil habitantes, uma das maiores taxas de incidência estimadas do país (CÂNCER, 2022). Já um estudo, publicado em 2023, estima que haverá um total de 54.540 novos casos de câncer de boca e faringe em 2023 na população dos Estados Unidos, sendo 72% desses ocorrendo em homens - o oitavo tipo de câncer mais incidente na população masculina. Em relação à taxa de mortalidade, no mesmo estudo, são estimadas 11.580 mortes em 2023 – uma taxa que continua crescendo

aproximadamente 2% ao ano em homens e 1% em mulheres (SIEGEL *et al.*, 2023).

O marcador mais importante e mundialmente aceito para determinar o risco de uma DOPM progredir no processo de transformação maligna é a presença e grau de displasia epitelial detectada na lesão. A displasia é definida pela presença de alterações epiteliais arquiteturais e citológicas. A classificação para displasias orais da Organização Mundial de Saúde (OMS), na 4ª edição de 2017, reduziu as categorias diagnósticas de cinco para três (leve, moderada e severa), eliminando hiperplasia e combinando displasia severa com carcinoma *in situ*. Essa edição também sugere a distinção entre displasia leve, moderada ou severa, de acordo o número de terços afetados, como parte dos critérios diagnósticos. Já na 5ª edição, publicada em 2022, o termo carcinoma *in situ* segue não sendo recomendado para a cavidade oral e o sistema de classificação de três terços foi mantido (MULLER; TILAKARATNE, 2022; ODELL *et al.*, 2021; REIBEL *et al.*, 2017).

DOPM são consideradas precursores não-obrigatórios para o carcinoma epidermóide, ou seja, nem todas as lesões displásicas progredirão para um carcinoma invasivo. No entanto, as DOPM são mais propensas à transformação maligna e o risco cresce à medida que o grau de displasia aumenta. Uma recente revisão sistemática com meta-análise avaliou a taxa de transformação maligna de displasias orais leves e moderadas/severas. O estudo considerou os seguintes subgrupos de DOPM: líquen plano oral, reações liquenóides, leucoplasia, eritroplasia, leucoplasia verrucosa proliferativa e fibrose submucosa oral. No geral, a taxa de transformação maligna foi de 7,9%. A displasia leve apresentou uma taxa de transformação maligna anual de 1,7%, enquanto a displasia severa apresentou 3,57%. A leucoplasia verrucosa proliferativa demonstrou a maior taxa de transformação maligna (49,5%), seguida pela eritroplasia (33,1%), leucoplasia (9,5%), fibrose submucosa oral (5,2%), lesões liquenóides (3,8%) e líquen plano (1,4%) (IOCCA *et al.*, 2020).

Outro grupo de lesões que possui relevância quanto à necessidade de monitoramento são as pigmentações. O melanoma oral é uma neoplasia maligna rara, de origem melanocítica e que, frequentemente, apresenta características nodulares no momento do diagnóstico se feito de forma mais tardia. No entanto, as lesões iniciais podem ser planas, iniciando-se como uma mácula de coloração marrom a negra com bordos irregulares. Pelo menos 1 a cada 3 pacientes com melanoma oral apresenta história de mácula pigmentada na região do tumor por algum tempo anterior ao diagnóstico de melanoma. Essa condição é muito mais agressiva que sua contraparte cutânea, é comum ser diagnosticada em estágios mais avançados e representa 2% de todos os melanomas cutâneos e de mucosas (FELLER; KHAMMISSA; LEMMER, 2017; NEVILLE *et al.*, 2009).

2.2 MONITORAMENTO CLÍNICO

Segundo Wood e Goaz (1997), o diagnóstico das lesões orais é, essencialmente, um estudo de alterações. O exame visual direto é uma ferramenta diagnóstica primária e o manejo de diversos distúrbios de mucosa oral inclui a observação periódica. Portanto,

a avaliação de parâmetros da lesão, como localização, tamanho, textura e cor, torna-se fundamental para o cuidado do paciente, uma vez que alterações nesses parâmetros podem indicar necessidade de novas intervenções ou mesmo resposta ao tratamento, e as decisões do tratamento são, muitas vezes, baseadas na análise clínica profissional (WOOD; GOAZ, 1997).

Uma vez que a lesão foi classificada como uma DOPM, por exemplo, diferenciá-la em displásica ou não, considerando apenas o exame clínico, não é possível. O padrão-ouro para avaliação clínica do risco de transformação maligna das DOPMs é a biópsia com posterior análise histopatológica sob microscopia óptica. No entanto, em casos de lesões extensas, a biópsia incisional - que é o procedimento mais indicado - possui limitações que podem levar ao erro no diagnóstico ou ao subdiagnóstico. Uma das limitações diz respeito à seleção do local a ser biopsiado, o qual deve representar a área mais provável de conter displasia ou carcinoma. Porém, sabe-se que o grau de displasia pode variar ao longo da lesão, o que torna determinante a decisão do profissional baseando-se no aspecto clínico (EPSTEIN *et al.*, 2012).

Estudos clássicos na literatura concentram algumas informações importantes, já baseados em avaliação clínica e obtenção de imagens. Em 1968, Popescu e Sturza avaliaram a eficácia do estomatoscópio para avaliação de imagens de lesões bucais. O equipamento, acoplado com iluminação e câmera com flash, possibilitava um aumento de 20-30x da região avaliada, possibilitando o exame da superfície epitelial e de camadas subjacentes. Foram avaliados 107 pacientes e 80 foram selecionados devido à suspeita de malignidade. As fotografias realizadas em cada exame permitiram a avaliação da evolução das lesões ao longo do tempo. Os autores observaram que, em mucosas mais delgadas (assoalho bucal, mucosas jugais, palato mole, bordos e ventre de língua), a avaliação foi mais acurada e, em regiões de tecidos fibrosos (gengiva, palato duro, dorso de língua), a visualização das estruturas foi reduzida. Além disso, os autores observaram que o estomatoscópio não forneceu informações que distinguíssem o caráter maligno ou benigno das lesões. No entanto, a ferramenta poderia auxiliar na seleção do local a ser biopsiado e, assim, colaborar para o diagnóstico precoce (POPESCU; STURZA, 1968).

Alterações, tanto na coloração, quanto na textura superficial e na dimensão de lesões podem ser encontradas durante seu acompanhamento. Essas características podem ser detectadas através do exame visual direto, que corresponde ao método mais comum de triagem e monitoramento de lesões de mucosa oral. Porém, erros diagnósticos podem ocorrer tanto devido à ampla diversidade de aspectos clínicos de lesões benignas e malignas da mucosa oral, quanto devido às limitações intrínsecas ao processo diagnóstico através da biópsia. Segundo Yang *et al.* (2018), existe uma necessidade clínica de técnicas adjuvantes que aprimorem - e não substituam - o exame clínico intraoral, a fim de contribuir com os profissionais na decisão sobre quais lesões necessitam de biópsia, na identificação do local a ser biopsiado e no monitoramento longitudinal, a fim de acompanhar novas alterações nas

lesões e a necessidades de novas intervenções. Esses procedimentos diagnósticos adjuvantes, idealmente, deveriam ser minimamente invasivos, envolver baixo custo, exigir pouco treinamento e permitir uma interpretação clara e objetiva dos resultados. Além disso, deveriam ter a capacidade de fornecer, de maneira simples, informações sobre displasia e câncer na área avaliada durante o próprio atendimento ambulatorial, podendo orientar a região escolhida a ser biopsiada (YANG *et al.*, 2018).

Visto isso, diferentes técnicas são atualmente empregadas para auxiliar no monitoramento de lesões de mucosa oral, como por exemplo, a coloração com azul de toluidina, quimioluminescência, imagens de autofluorescência, entre outros. Todos esses métodos fornecem aos profissionais informações adicionais, no entanto, não são capazes de replicar informações celulares e arquiteturais fornecidas pela histologia tradicional. Um dos métodos adjuvantes de monitoramento e diagnóstico de lesões potencialmente malignas é a coloração por azul de toluidina. O azul de toluidina é um corante acidófilo que cora seletivamente os componentes ácidos do tecido, assim como o DNA e o RNA. Lesões de mucosa oral displásicas e carcinomas contém mais DNA e RNA em comparação ao epitélio oral normal, de modo que o fragmento de mucosa alterado tenha mais afinidade por esse corante. Dessa maneira, o uso de coloração com azul de toluidina pode colaborar no acompanhamento clínico de lesões potencialmente malignas e malignas (PALLAGATTI *et al.*, 2013).

Estudos recentes têm evidenciado um método promissor, a microendoscopia confocal a laser, o qual permite a visualização de características arquitetonômicas e celulares, de maneira semelhante ao exame histopatológico convencional. Essa ferramenta poderia ser utilizada para discriminar entre tecido normal, pré-maligno e maligno em tempo real e auxiliar no acompanhamento de lesões de mucosa oral, além de facilitar a decisão do local a ser biopsiado, uma vez que as imagens são realizadas *in vivo* (AWAN; MORGAN; WARNAKULASURIYA, 2015; FARAH; JANIK *et al.*, 2023).

Nesse sentido, para além das técnicas específicas mencionadas, as fotografias intra-orais também podem ser de grande importância na determinação de risco das desordens potencialmente malignas. Isso se deve, principalmente, pela sua facilidade e uso de forma democrática, possibilitando a documentação e o acompanhamento longitudinal das lesões, uma vez que podem fornecer informações acerca da coloração, margens, tamanho e textura, facilitando a colaboração interdisciplinar e a comunicação entre profissionais (LIN *et al.*, 2020; YANG *et al.*, 2018).

2.2.1 Diagnóstico por meio de imagens clínicas

Um estudo que avaliou o impacto da associação de imagens à descrição clínica na priorização de atendimentos e na formulação de hipóteses de diagnóstico realizadas por especialistas e por não-especialistas em Estomatologia, observou que, ao utilizar imagens clínicas, o profissional especialista teve melhor desempenho na formulação de hipóteses

diagnósticas e referenciou ao atendimento presencial com especialista com maior frequência e acurácia. Portanto, esse estudo observou que as fotografias clínicas podem auxiliar na correta determinação de risco e encaminhamento de pacientes portadores de lesões de mucosa oral (ZIMMERMANN, 2019).

Objetivando comparar a confiabilidade intra e interexaminador entre especialistas ($n = 10$) e não-especialistas em Estomatologia ($n = 10$) diante de 17 lesões orais por meio de fotografias realizadas com câmera intraoral, um estudo utilizou uma escala de calibração para determinar tamanho e saturação de luz adjacente à área lesional. A escala consistia em um material maleável, de fundo branco, com três linhas desenhadas de tamanhos e cores diferentes (preto, cinza e cinza escuro). As fotografias (inicial e retorno) foram apresentadas duas vezes para cada um dos voluntários, sendo uma vez fotografias com a escala em posição e a seguinte sem a escala (ZADIK *et al.*, 2012). Como resultado, os autores observaram que, em ambos os grupos, as maiores taxas de concordância foram nas imagens com a escala ao lado da lesão, além de ter sido observada uma melhora na capacidade dos voluntários de comparar os registros fotográficos iniciais e o retorno. Tanto no grupo de especialistas quanto no grupo de não-especialistas, o maior valor de Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) foi em relação às mudanças de tamanho. Em relação à contribuição da escala de cinza no dispositivo de calibração, para os especialistas não houve diferença na determinação de eritema das lesões apresentadas, provavelmente porque utilizaram de sua experiência prévia, e não do dispositivo, para a tomada de decisão. No entanto, para os não-especialistas, o dispositivo apresentou-se benéfico. Os autores do trabalho em questão afirmam que, se os dispositivos de calibração fossem rotineiramente incorporados às imagens clínicas, a avaliação dos profissionais também melhoraria (ZADIK *et al.*, 2012).

Fotografias de lesões orais foram utilizadas para avaliar a habilidade de profissionais de saúde em diferenciar lesões malignas e potencialmente malignas. Lesões foram classificadas por um profissional especialista em patologia bucal e apresentadas, sem informações clínicas, durante 15 segundos cada, para 210 participantes com diferentes níveis de experiência ($n = 80$). Concluiu-se que o método de diagnóstico por fotografias clínicas colaborou na discriminação de lesões potencialmente malignas e lesões malignas entre profissionais de diferentes níveis de experiência clínica. Outro estudo considerou 50 imagens clínicas, realizadas com câmera profissional, para avaliar a experiência, conhecimento e acurácia de dentistas não-especialistas na detecção de lesões malignas e potencialmente malignas. A sensibilidade para detecção de câncer de boca foi de 61,4% e a especificidade de 86,5%, enquanto para as DOPMs foi de 59,5% e 73,2% respectivamente (JULLIEN *et al.*, 1996; SEOANE *et al.*, 2006).

É comum que as fotografias orais sejam realizadas utilizando câmeras profissionais, do tipo *Digital Single Lens Reflex* (DSLR) ou câmera de reflexo de objetiva única, em tradução livre. No entanto, estudos já demonstram a alta acurácia em diagnóstico uti-

lizando fotografias realizadas com *smartphones* (FONSECA *et al.*, 2022). No campo do diagnóstico oral, os *smartphones* podem auxiliar na redução de barreiras geográficas, dos custos de transporte e do tempo de espera, fatores que podem contribuir para um diagnóstico precoce de câncer de boca e melhor prognóstico. Pesquisadores têm desenvolvido ferramentas inovadoras e viáveis de rastreamento de câncer de boca, utilizando fotografias clínicas realizadas com *smartphones*, a fim de conectar profissionais não-especialistas aos especialistas, buscando o diagnóstico precoce de câncer de boca em populações vulneráveis de alto risco (BIRUR *et al.*, 2015; HARON; ZAIN; RAMANATHAN *et al.*, 2020). Além disso, ferramentas de telemedicina, as quais consideram adequado o uso de *smartphones* para a realização das tomadas fotográficas, têm demonstrado redução na necessidade de encaminhamento para avaliação presencial por profissionais especializados (CARRARD *et al.*, 2018; FONSECA *et al.*, 2022; HARON; ZAIN; NABILLAH *et al.*, 2017; TESFALUL *et al.*, 2016).

2.2.2 Programas de monitoramento por imagens

Ao longo do tempo, foram desenvolvidos programas para auxílio no diagnóstico e acompanhamento por meio de imagens em diversas especialidades da medicina, sendo muitos deles de livre acesso (SCHNEIDER; RASBAND; ELICEIRI, 2012).

ImageJ é uma plataforma amplamente utilizada de código aberto que tem auxiliado sobremaneira pesquisadores através de uma vasta variedade de aplicativos de análise de imagem. O programa contém diversas variantes, como o *ImageJ2*, *Fiji is just ImageJ* (Fiji), dentre outras. Os *plug-ins* são desenvolvidos para aplicação em diversas áreas, como visualização, segmentação e rastreamento de entidades biológicas. O programa está em contínuo desenvolvimento desde 1997 e conta com uma estreita e contínua colaboração entre desenvolvedores e usuários engajados. Ele sempre foi, e continua a ser, um projeto de Wayne Rasband, com o suporte de muitos colaboradores (SCHINDELIN *et al.*, 2012; SCHROEDER *et al.*, 2021). A variante *ImageJ2* foi desenvolvida para lidar com imagens multidimensionais. Já o pacote Fiji engloba as funcionalidades das duas variantes previamente citadas. Além disso, atualmente, a versão *ImageJ* também pode ser usada de forma on-line através do endereço <https://ij.imjoy.io/>. A janela de interface é mostrada na figura 1.

O *ImageJ* conta com a ferramenta de escala *Set Scale*, que permite a definição de um fator de escala de uma distância real em função de um comprimento na imagem (em pixels). No entanto, a ferramenta não permite a definição de fatores de escala distintos em direções diferentes. Assim, para essa ferramenta ser usada, a imagem precisa ter sido tomada perpendicularmente ao plano do objeto fotografado (SCHROEDER *et al.*, 2021).

Porém, compensações do ângulo de visão da imagem podem ser feitas através de um *plug-in*, o *Interactive Perspective*. O *plug-in* em questão permite ao usuário corrigir distorções de perspectiva decorrentes do ângulo de visão e da proximidade do ponto focal.

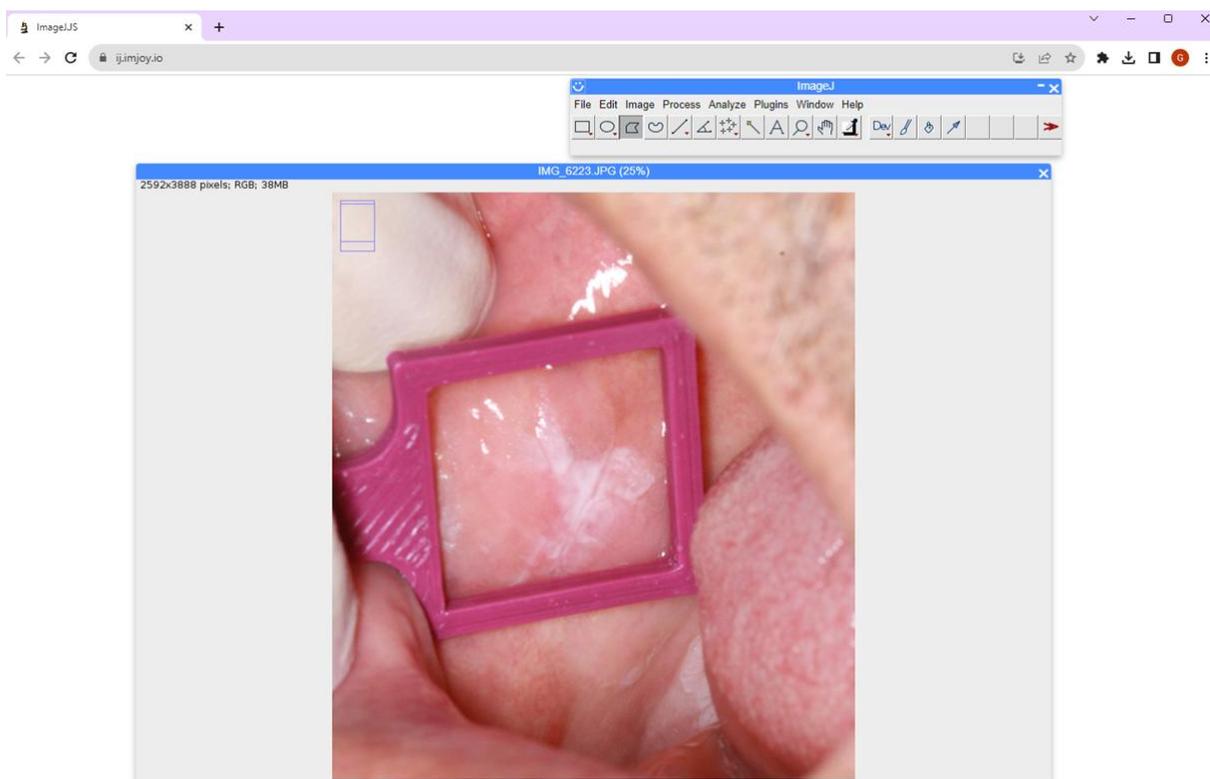


Figura 1 – *ImageJ* diretamente acessado pela internet. Fonte: o próprio autor.

Assim, pode-se aplicar transformações na imagem, de modo a se obter uma imagem de proporções reais, mesmo no caso de a fotografia ter sido tomada de uma posição inadequada (não-perpendicular à lente). O processo de ajuste da imagem, no entanto, é laborioso e manual, e o *plug-in* em questão foi desenvolvido para o ajuste visual por parte do usuário (SCHROEDER *et al.*, 2021).

2.3 EMBASAMENTO TÉCNICO

2.3.1 A câmera fotográfica

A luz consiste em ondas eletromagnéticas que podem ser detectadas pelo olho humano (BRITANNICA, 2023). Pode-se considerar que cada ponto de um objeto emite ou reflete radiação em todas as direções, em ondas eletromagnéticas de formato esférico que se propagam na velocidade da luz do meio. Pode-se, para efeitos de ótica geométrica, considerar que a luz é transmitida em raios que percorrem o espaço em linha reta, a menos que sofram efeitos de refração ou reflexão (FEYNMAN; LEIGHTON; SANDS, 1971).

A primeira técnica desenvolvida para concentrar os feixes de luz é a câmara escura. Nela, coloca-se um orifício em uma face, por onde a luz entra. Caso o orifício seja grande, a imagem fica difusa (figura 2A). Ao reduzirmos o tamanho do orifício, a imagem começa a ser focalizada (figura 2B). Em outras palavras, caso o orifício seja grande, como mostrado na figura 2A, cada ponto do objeto ilumina uma região difusa na parede da câmara.

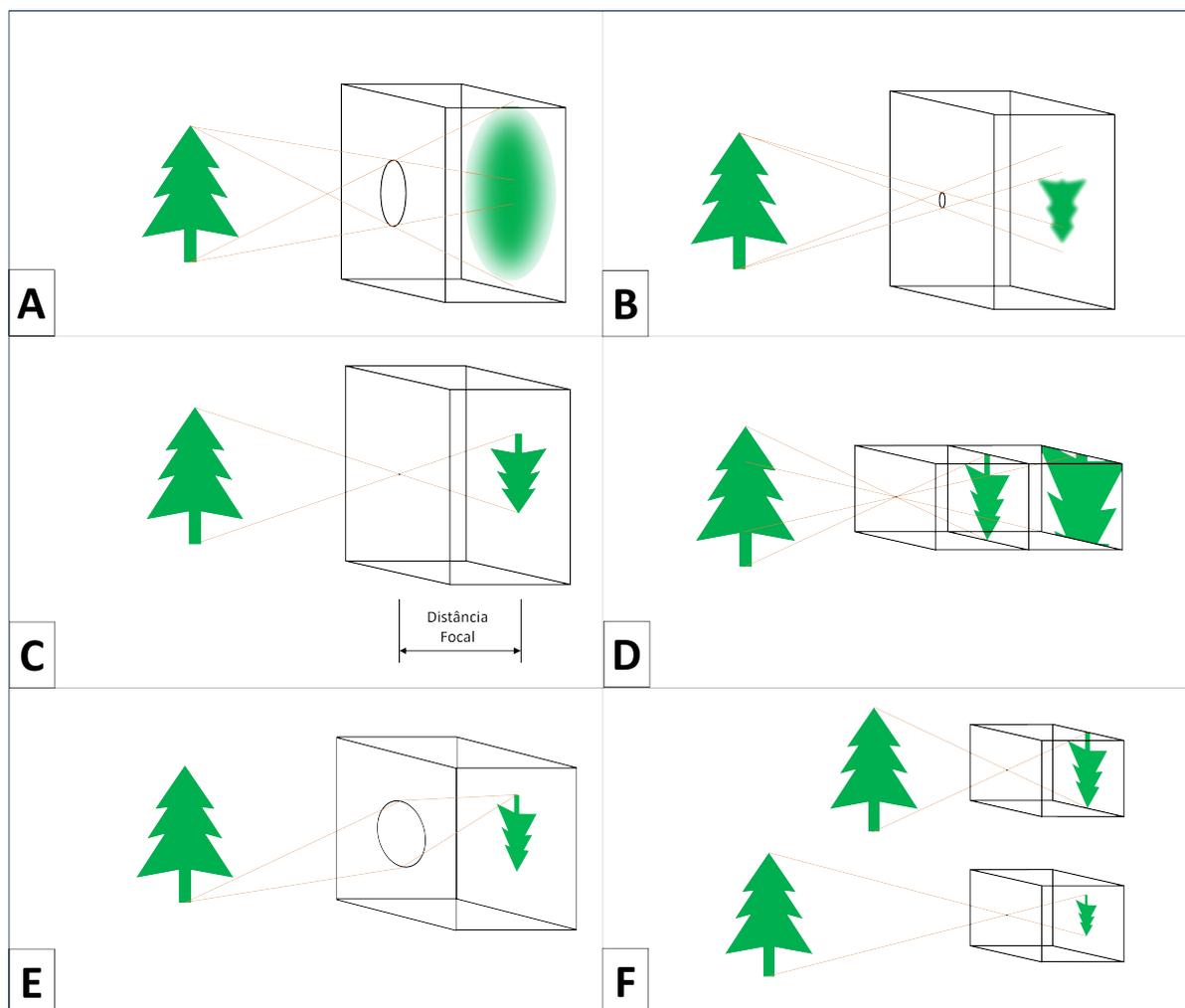


Figura 2 – Esquema didático de câmara escura. A) Câmara escura com orifício aumentado e imagem desfocada. B) Câmara escura com orifício reduzido e imagem parcialmente focalizada. C) Câmara escura com orifício puntiforme e imagem focalizada. D) Imagem magnificada à medida que a distância focal aumenta. E) Uso de lente convergente. F) Variação do tamanho da imagem em função da distância do objeto. Fonte: O próprio autor.

Alternativamente, cada ponto da parede é iluminado por uma grande região do objeto. Dessa forma, não se pode reconhecer pontos específicos do objeto e a imagem torna-se desfocada. À medida em que o orifício é reduzido, os efeitos de desfoque ficam cada vez menores. Ou seja, o orifício deverá ser pequeno o suficiente para que se obtenha uma imagem suficientemente focalizada (ZEWAIL, 2010). A título de compreensão, no caso de orifícios extremamente pequenos, a focalização ganha qualidade. Porém, perde-se iluminação dentro da câmara escura. Portanto, nesse tipo de técnica, há um compromisso entre foco e iluminação (figura 2C).

A câmera fotográfica mais rudimentar possível consiste em uma câmara escura dotada de um pequeno orifício e de uma superfície de captura na parede oposta. A superfície de captura pode ser um filme (película) ou um sensor digital. Apesar de não

ser uma solução prática, a câmara escura permite a definição da distância focal, que nada mais é do que a distância entre o orifício e a parede de projeção (BERKENFELD *et al.*, s.d.). Quanto maior for a distância focal, maior será a projeção na parede (figura 2D). Caso a distância focal seja igual à distância entre o orifício e o objeto capturado, a imagem projetada terá as mesmas dimensões do objeto.

Considerando um filme de captura ou sensor de dimensões fixas, o aumento da distância focal acarreta a captura de uma região menor do objeto fotografado, de modo que detalhes do objeto aparecem maiores na imagem (figura 2D). Assim, fotografias com grandes distâncias focais dão a impressão de maior proximidade ao objeto quando comparadas com imagens de pequenas distâncias focais (desde que o fotógrafo e o objeto se mantenham nas mesmas respectivas posições) (GRIMM; GRIMM, 1997). Coloquialmente, diz-se que uma maior distância focal corresponde a um maior “*zoom*”. Na realidade, o termo *zoom* refere-se à alteração da distância focal de uma lente. Uma lente com distância focal de 50mm e *zoom* de 2× permite o ajuste de distância focal entre 50mm e 100mm (HOWARD, 2020).

Em função da restrição de passagem de luz, o que impede a geração da imagem, a câmara com orifício da figura 2C não representa uma solução factível. Assim sendo, usa-se uma lente no lugar do orifício (figura 2E), a qual converge os feixes de luz no sensor. Uma lente convergente funciona de tal forma que toda luz emitida por um ponto, ao atravessar a lente, é redirecionada e se concentra em um único ponto do outro lado da lente, gerando uma imagem focalizada mesmo através de um grande orifício (figura 2E) (FEYNMAN; LEIGHTON; SANDS, 1971).

2.3.2 Projeções e efeitos de perspectiva

Em geometria tridimensional, tem-se o conceito de projeção de um objeto sobre um plano. Isso se faz de modo que, para cada ponto do objeto, encontra-se um ponto no plano de projeção, de modo que haja uma reta perpendicular ao plano que passe por esses dois pontos. O conjunto de pontos projetados representa a projeção do objeto nesse plano (BRITANNICA, E., 2023). A Figura 3 ilustra esse conceito.

Observando um objeto a partir de um ponto, a situação é diferente. No caso da projeção ortogonal, os pontos do objeto são levados ao longo de segmentos paralelos. No caso da observação a partir de um ponto, como em uma câmera fotográfica, os feixes de luz se concentram em um ponto, e a imagem projetada no sensor corresponde ao que se veria caso fosse posicionado o olho no lugar da lente (objetiva). Ou seja, tem-se uma observação a partir de um ponto, diferentemente do que ocorre na projeção ortogonal da figura 3. Diz-se, então, que a imagem está em perspectiva (BRITANNICA, E., 2023). Nesse caso, que melhor representa a realidade, a imagem apresenta algumas distorções em função da variação de distância entre o ponto focal e os pontos do objeto observado. Assim, regiões mais próximas ao ponto focal aparecem maiores na imagem do que regiões mais distantes.

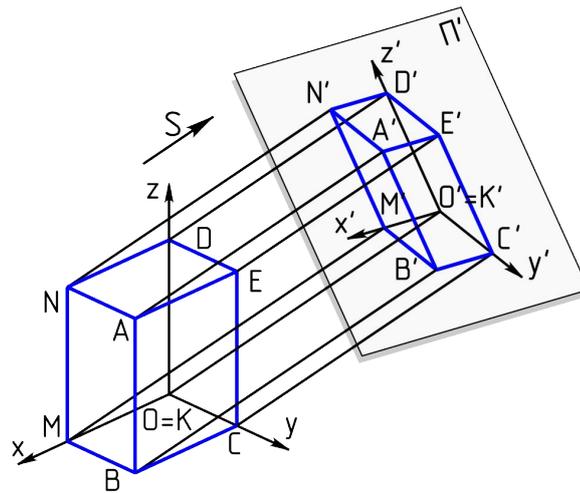


Figura 3 – Projeção ortogonal de um objeto sobre um plano. Disponível em: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Axonometric_projection.svg. Acessado em: 10/08/2023.

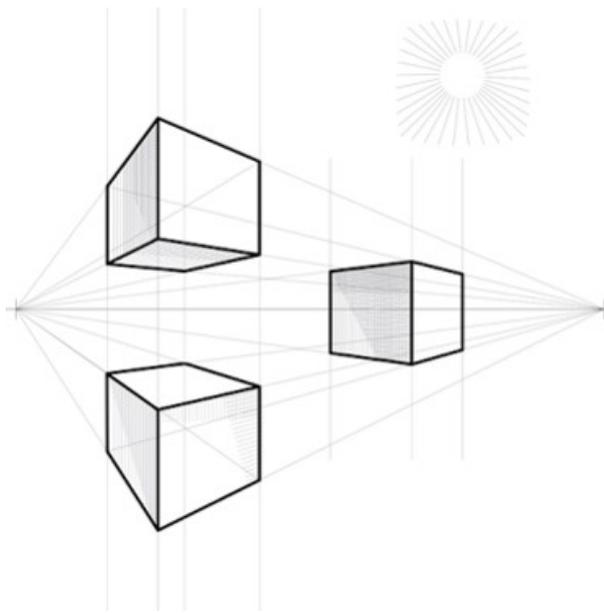


Figura 4 – Cubos em perspectiva. Disponível em: <https://id.pinterest.com/pin/360921357633702811/>. Acessado em: 10/08/2023.

A figura 2F mostra como objetos mais afastados da câmera geram imagens menores na parede ou sensor.

Esse mesmo efeito de distorção faz com que linhas paralelas no objeto não sejam, necessariamente, paralelas na imagem de uma câmera ou na visão humana. A presença de perspectiva leva em consideração essas distorções. A figura 4 mostra cubos desenhados em perspectiva. Percebe-se que, nesse caso, arestas horizontais do cubo não são representadas paralelamente na imagem. Similarmente, áreas mais distantes do observador aparentam ser menores do que áreas mais próximas.

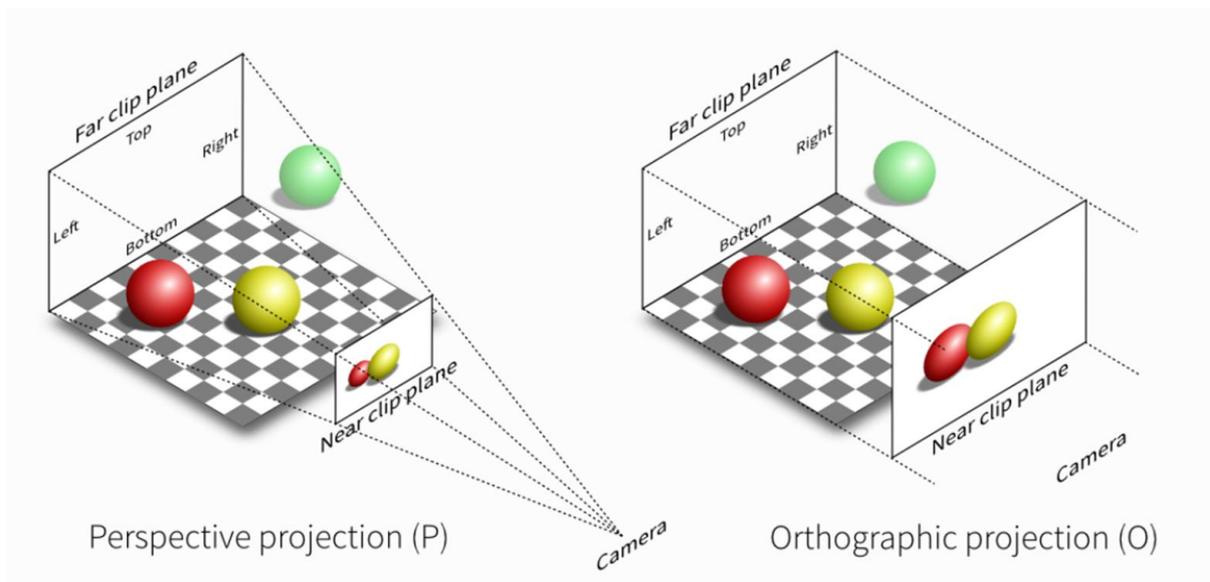


Figura 5 – Comparação entre projeções em perspectiva (à esquerda) e ortogonal (à direita). Disponível em: <https://glumpy.readthedocs.io/en/latest/tutorial/cube-ugly.html>. Acessado em: 10/08/2023.

É importante ressaltar que essas distorções decorrem do fato de que os pontos na imagem de uma câmera são mapeados através de retas não paralelas. Essas retas se interceptam no ponto focal da câmera, como mostrado na figura 2F. Com base na figura, percebe-se que o aumento da distância entre objeto e câmera reduz o ângulo entre as retas destacadas. Assim, o aumento da distância entre objeto e lente faz com que a imagem se aproxime da condição obtida na projeção ortogonal, onde o objeto é mapeado por segmentos de reta paralelos entre si (figura 3).

A Figura 5 mostra a diferença entre a projeção em perspectiva e a projeção ortogonal. Os efeitos descritos anteriormente podem ser novamente observados nessa figura. Na projeção em perspectiva, a esfera mais afastada produz como imagem um círculo de diâmetro menor do que o círculo correspondente à esfera mais próxima. Isso não ocorre na projeção ortogonal.

Como um último exemplo, a figura 6 mostra os efeitos da distância focal em retratos. Percebe-se como lentes grande-angulares (lentes de pequena distância focal) distorcem o rosto, aumentando o tamanho relativo das regiões mais próximas da câmera, no caso, olhos e nariz. Por outro lado, estruturas mais afastadas, como as orelhas, ficam reduzidas ou até escondidas na fotografia.



Figura 6 – Efeito da distância focal em retratos. Disponível em: <https://4.img-dpreview.com/files/p/E~forums/59651532/c8f74d64f04741bcac494bc5402e2539>. Acessado em: 10/08/2023.

2.3.3 Projeção de área

Para efeitos de teoria, considere uma região de interesse de área A pertencente a um plano, bem como sua projeção ortogonal (A_{\perp}), sobre outro plano, como mostra a figura 7. A área projetada (A_{\perp}) é proporcional à área de interesse (A). Isso significa que, caso a área de interesse seja dobrada, por exemplo, a área projetada também será dobrada. Isso permite a definição da proporção entre a área projetada e a área de interesse. Assim sendo, pode-se calcular a área de interesse a partir do conhecimento da área projetada e da razão de proporção $A : A_{\perp}$.

É importante salientar que isso é verdade apenas para projeções ortogonais, ou seja, que não é o que acontece nas câmeras fotográficas. No caso de imagens na presença de distorções de perspectiva, situação compatível com o observado em fotografias (especialmente em objetivas grande-angulares que possuem pequena distância focal), isso não ocorre. Uma mesma área de interesse poderá ser representada por áreas diferentes na imagem, dependendo da distância entre o objeto e a lente. Mais do que isso, dentro de uma mesma imagem, regiões mais afastadas da lente aparecerão proporcionalmente

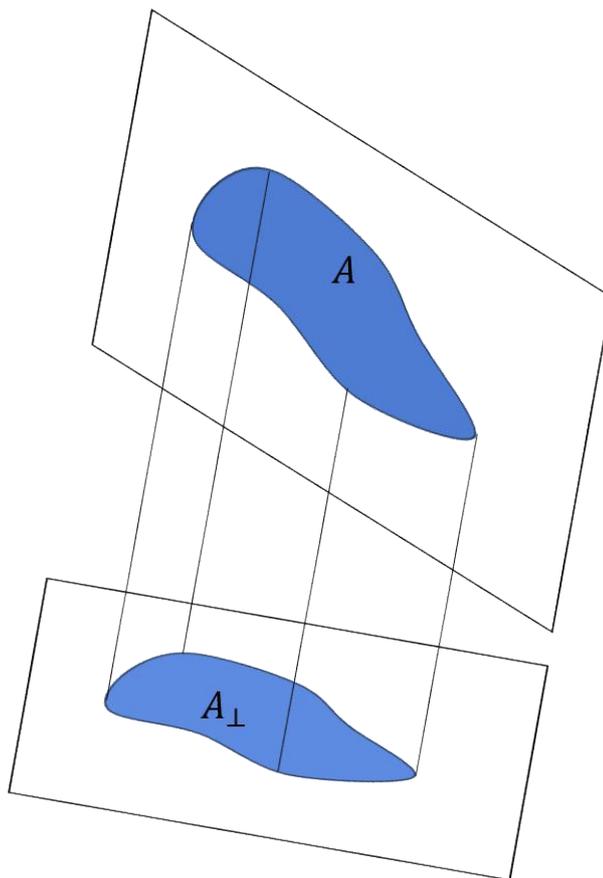


Figura 7 – Projeção de uma área em um plano. Fonte: O próprio autor.

menores do que regiões mais próximas. Assim, mesmo que se conheça a proporção de um determinado ponto na imagem, esse valor variará ao longo do objeto fotografado, o que impedirá a definição de um fator de proporção constante, inviabilizando o cálculo de área. Sabe-se, no entanto, que a condição de projeção ortogonal pode ser aproximada pela quando o objeto fotografado está distante da câmera, como o observado em lentes teleobjetivas. É possível observar essa relação na figura 2F.

Em uma câmera digital, a imagem projetada é representada por pixels. Assim, cada área plana capturada será representada por um conjunto de pixels. Quanto maior a área, maior o número de pixels envolvidos na sua representação. Caso a câmera esteja distante do objeto, pode-se considerar que a imagem não apresenta grandes distorções de perspectiva e que, portanto, a área real de uma região plana (A) é proporcional à área por ela representada no sensor da câmera (A_{\perp}), a qual, por sua vez, corresponde a um número de pixels. Caso se conheça o fator de escala, que relaciona uma área real ao seu número correspondente de pixels na imagem, pode-se usar a imagem para a medição da área de qualquer outra região representada na fotografia, desde que essa região esteja contida no mesmo plano para o qual o fator de escala foi definido. Ou seja, o fator de escala informa a área real representada por cada pixel. Assim, pode-se calcular a área da região de interesse a partir do número de pixels.

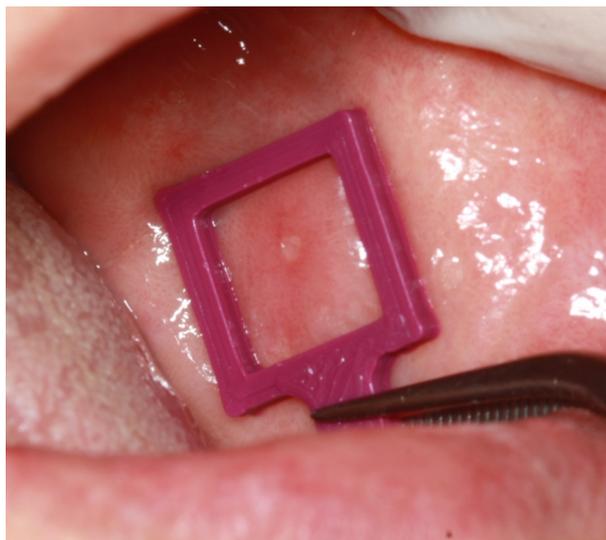


Figura 8 – Úlcera localizada em mucosa jugal envolta por dispositivo de escala 3D. Note que a lesão permanece coplanar ao dispositivo em sua integralidade. Fonte: O próprio autor.

Do ponto de vista prático, para a medição de áreas através de fotografias, precisa-se, então, de uma área de referência na fotografia que seja coplanar à área que se deseja medir. Como exemplo, pode-se considerar a figura 8. Nela, percebe-se uma lesão de mucosa emoldurada por um dispositivo de escala de dimensões conhecidas. Sabe-se, de antemão, que o comprimento real das arestas internas da moldura é 15mm.

A moldura permite a identificação de uma área de $15\text{mm} \times 15\text{mm} = 225\text{mm}^2$ paralela à lesão. Essa área encontra-se representada em azul na Figura 9. Tal região é representada por um certo número de pixels na imagem. Ou seja, tem-se uma área A de 225mm^2 e sua projeção A_{\perp} sobre o sensor da câmera, que corresponde a um certo número de pixels. A partir da área real e do número de pixels por ela representada, determina-se a área real representada por cada pixel da imagem, ou seja, tem-se um fator de escala.

A partir de então, pode-se selecionar qualquer região da fotografia no plano representado em azul na figura 9. Para calcular a área por ela representada, basta multiplicar o número de pixels correspondente à região selecionada pelo fator de escala. O cálculo da área da lesão apresentada nas figuras 8 e 9 será demonstrado em uma seção posterior através de ferramentas de mensuração do programa desenvolvido nesta pesquisa.

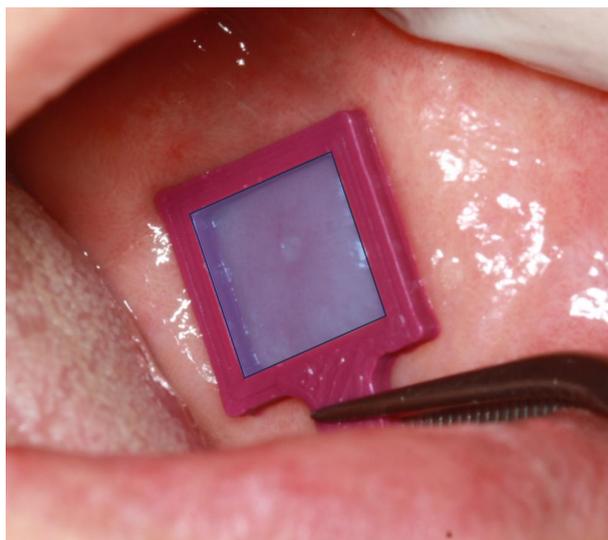


Figura 9 – Região de área conhecida paralela à lesão (em azul). Fonte: O próprio autor.

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Criar um programa de computador de livre acesso para analisar lesões quantitativamente, por meio do cálculo da área lesional e de seus maiores eixos, utilizando fotografias digitais tomadas com dispositivos de escala obtidos por impressão 3D.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Desenvolver dispositivos de escala por impressão 3D para serem usados em fotografias clínicas de lesões;
- Desenvolver um programa de computador para obtenção das medidas de área e maiores comprimentos de lesões planas usando fotografias clínicas;
- Validar a confiabilidade dos dados quantitativos alcançados com o programa de computador, incluindo a acurácia das medições;
- Criar *website* para divulgar a nova ferramenta, orientar o uso e disponibilizar o *download* tanto do programa desenvolvido quanto dos dispositivos de escala para a comunidade científica.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho faz parte de um macroprojeto intitulado “Inteligência Artificial no diagnóstico e monitoramento de lesões orais”, registrado no Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFSC (CEPSH-UFSC) com número CAAE 46527321.0.3001.0075 e aprovado com parecer consubstanciado de número 4.798.415. Especificamente nessa pesquisa, esse trabalho versa sobre o desenvolvimento de um programa computacional semi-automatizado intitulado “*SMART Monitoring*”, ou seja, um programa em que, para obter valores de área e comprimentos coerentes com a realidade, o operador necessitou definir os contornos da lesão e calibrar a escala manualmente. A partir disso, o programa calcula valores de área e comprimentos da lesão já considerando as distorções da imagem decorrentes de efeitos de angulação da câmera.

O desenvolvimento do sistema de medição envolveu a criação do programa computacional em si, bem como o processo de formulação de passos essenciais para a fotografia, incorporando os dispositivos de escala. Testes iniciais deram origem a um estudo piloto, também inserido no referido macroprojeto, apresentado por Da Silva Pinto (2022) e disponível em <https://repositorio.ufsc.br/handle/123456789/242351>. O estudo piloto foi realizado para investigar a influência de efeitos de perspectiva por meio de fotografias clínicas de exposições ósseas orais, utilizando um dispositivo de escala pré-fabricado em papel. Medidas de longos eixos e área total das exposições ósseas foram realizadas através do programa *ImageJ*, utilizando das funções de correção de perspectiva mencionadas anteriormente. Juntando os dados do estudo piloto, e contando com a experiência da equipe de pesquisa, foram realizadas reuniões para o projeto dos dispositivos de escala, que seriam depois incorporados nas imagens, as quais serviriam de base para a criação do programa de computador.

4.1 DISPOSITIVOS DE ESCALA

Os dispositivos de escala são ferramentas de dimensões conhecidas responsáveis por calibrar o programa, considerando distorções de imagem decorrentes de angulações não ideais da lente objetiva. Programas computacionais fornecem as informações de mensuração em escala de pixels, havendo, para fins de posterior efetividade nas mensurações, necessidade de converter tal medida em mm ou mm². Tal conversão é possível, justamente, pela presença de um dispositivo de escala na imagem.

Com o objetivo de evitar falhas no processo metrológico empregado, dispositivos de escala produzidos por manufatura aditiva foram projetados em forma de moldura e impressos em diferentes tamanhos. Os dispositivos foram fabricados em uma impressora de filamentos, utilizando material Politereftalato de Etileno com Glicol (PETG), sob orientação do Prof. Ricardo Armini Caldas, integrante da equipe desta pesquisa.

Para que os dispositivos fossem viáveis para calibração de um programa de com-

putador de mensuração em imagens e, para que não ocorressem falhas nos resultados, destacam-se alguns parâmetros importantes que foram observados para criação e posterior utilização dos dispositivos.

4.1.1 Requisitos incorporados aos dispositivos de escala

- Planeza – dispositivos de superfície plana foram projetados, uma vez que as mensurações objetivadas neste trabalho foram planejadas para lesões essencialmente planas e, por isso, os dispositivos de escala não poderiam admitir um plano diferente daquele das lesões (figura 10).
- Possuir duas ou mais dimensões conhecidas e perpendiculares entre si – os dispositivos de escala foram desenhados em formatos variados (quadrados ou retângulos) contendo quatro arestas de dimensões reais conhecidas. Foi preconizada a criação de dispositivos com medidas conhecidas que pudessem ser posicionados paralelamente à lesão fotografada e de modo a permitir a completa identificação de pelo menos duas arestas perpendiculares entre si. A figura 11 evidencia três modelos de dispositivo de escala com mais de duas arestas de dimensões conhecidas visíveis na imagem. No entanto, seria necessário que apenas duas arestas perpendiculares entre si estivessem visíveis por inteiro na imagem, para que o dispositivo estivesse apto para uso no programa. As figuras 11A e 11B foram adaptadas do estudo de Da Silva Pinto (2022), enquanto a figura 11C faz parte do acervo de imagens obtidas neste trabalho.
- Tamanho – dentre todos os dispositivos de escala desenvolvidos e produzidos por manufatura aditiva, a seleção das dimensões do dispositivo elencado para cada uma das lesões fotografadas foi realizada de acordo com critérios como a extensão da lesão e a localização anatômica. Isso foi realizado para evitar dificuldades de posicionamento, as quais pudessem inviabilizar as mensurações posteriores, como ter partes relevantes do dispositivo de escala omitidas por estruturas anatômicas na imagem ou, além disso, problemas para mantê-los coplanares às lesões (figura 12).
- Biossegurança – com o objetivo de fornecer segurança ao paciente e reduzir o risco de infecções cruzadas, os dispositivos de escala foram fabricados em material plástico, especificamente em filamentos de PETG. Segundo os conceitos de biossegurança na prática clínica odontológica de Estrela (2003), esses dispositivos poderiam ser classificados como instrumentos semi-críticos, uma vez que não penetram os tecidos sub-epiteliais. Portanto, a cada uso, os dispositivos tiveram suas sujidades removidas e foram desinfetados com Incidin® (Drager), um fluido de desinfecção de uso hospitalar. Para casos específicos, como em lesões com exposição de tecido conjuntivo e sangramento, os dispositivos foram descartados, uma vez que não são passíveis de esterilização, podendo sofrer deformação e inviabilizar seu uso.

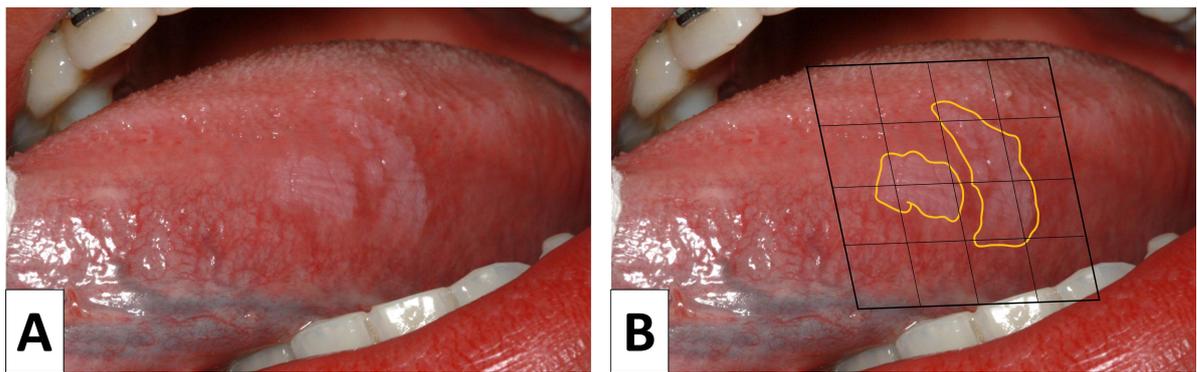


Figura 10 – A) Fotografia clínica de placas brancas não removíveis à raspagem localizadas em bordo de língua. B) Delimitação das lesões (em amarelo) e representação de uma superfície plana que também foi considerada no projeto dos dispositivos de escala (em preto). Fonte: o próprio autor.

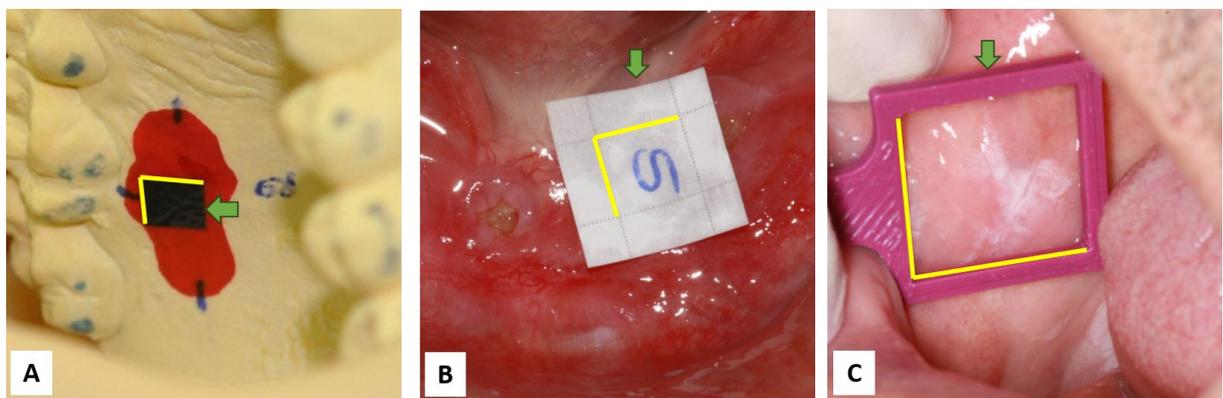


Figura 11 – Três modelos de dispositivos de escala utilizados em estudos que deram origem a esta pesquisa (setas verdes). Em amarelo, arestas de tamanho conhecido passíveis de uso para calibração do programa. A) Dispositivo de escala de plástico maleável posicionado sobre modelo de gesso. B) Dispositivo de escala pré-fabricado em papel posicionado paralelamente à lesão a ser mensurada em mandíbula. C) Dispositivo fabricado em impressão 3D posicionado paralelamente à lesão em mucosa jugal desenvolvido neste trabalho. Fonte: adaptado de Da Silva Pinto (2022).

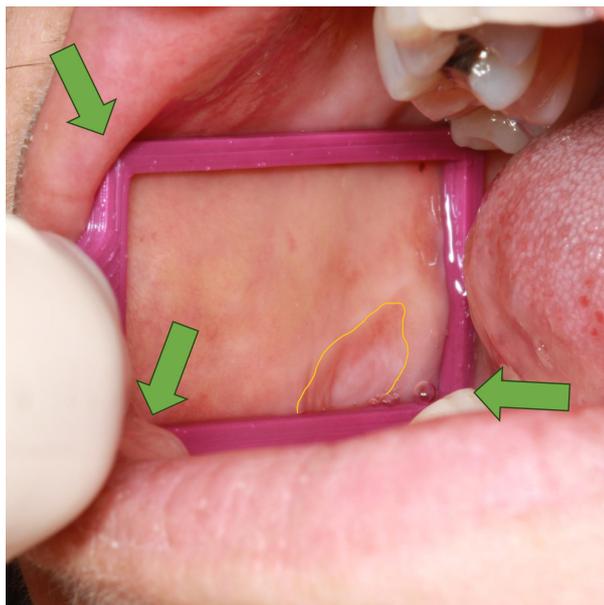


Figura 12 – Dispositivo de escala (em lilás) de dimensões desproporcionais à lesão a ser medida (delimitada em amarelo). As setas (em verde) indicam regiões onde estruturas anatômicas ocultaram parte do dispositivo, impossibilitando a visualização por completo de duas arestas perpendiculares entre si. Note que o tamanho aumentado do dispositivo de escala dificultou também o posicionamento em boca, uma vez que impediu a correta identificação dos limites da lesão. Fonte: o próprio autor.

4.2 FOTOGRAFIAS CLÍNICAS

4.2.1 Seleção das imagens

As imagens clínicas utilizadas no desenvolvimento e validação do programa foram realizadas em pacientes com lesões planas acompanhados no Hospital Universitário Professor Polydoro Ernani de São Thiago (HU) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) sob administração da Empresa Brasileira de Serviços Hospitalares (EBSERH). Nessa instituição, especificamente no Núcleo de Odontologia Hospitalar (NOH), a documentação fotográfica para o acompanhamento da evolução dos casos é realizada rotineiramente, o que resulta em um vasto diretório de imagens clínicas de pacientes fotografados em diferentes momentos do tratamento, o qual é organizado de forma categorizada de acordo com o diagnóstico. Por isso, todos os pacientes fotografados assinam, previamente, um termo de concordância de acordo com o protocolo local, além do termo de consentimento livre e esclarecido das pesquisas em andamento. A escolha das lesões a serem fotografadas com o dispositivo de escala em posição foi baseada na identificação de lesões planas de mucosa oral que tivessem como lesão fundamental placa/mancha/mácula/úlcer/erosão e admitissem apenas um plano em boca. Já as fotografias clínicas de lesões planas localizadas em pele, foram realizadas no Ambulatório de Estomaterapia (HU/UFSC/EBSERH), com colaboração da equipe de Enfermagem do mesmo local, sob supervisão da Prof. Juliana

Balbinot.

As fotografias foram capturadas com câmera fotográfica do tipo DSLR modelo EOS Rebel XS (Canon), acoplada a um flash circular MR-14EX II Macro Ring Lite e com uso de lente macro 100 mm (Canon), uma lente de grande distância focal. As imagens utilizadas para testes foram capturadas entre os anos de 2021-2023 nas dependências do HU/UFSC/EBSERH. Durante todo o procedimento, cuidados com o uso de equipamentos de proteção individual foram tomados, como rotina do serviço.

4.2.2 Critérios de inclusão

Todas as imagens clínicas correspondentes a lesões planas (placas, manchas, máculas, úlceras, erosões), que admitissem apenas um plano de superfície.

4.2.3 Critérios de exclusão

- Imagens de pacientes menores de 18 anos de idade;
- Fotografias em que fosse possível qualquer mínima identificação do paciente;
- Fotografias de lesões parcialmente ocultas ou fotografias de lesões fundamentais não-planas (nódulos, vesículas, bolhas, pápulas, tumores, pústulas e úlceras vegetantes);
- Imagens em que o dispositivo de escala e a lesão a ser mensurada estivessem em planos diferentes na imagem;
- Imagens em que não fosse possível observar de maneira completa ao menos duas arestas do dispositivo de escala necessariamente perpendiculares entre si.

4.2.4 Protocolo de fotografia para uso no programa

Após selecionar uma lesão plana e que admitisse apenas um plano no tecido oral, alguns cuidados foram tomados para que a fotografia pudesse ser inserida no programa e fornecesse informações de medida coerentes: limites da lesão identificáveis integralmente na fotografia, lesão e dispositivo de escala admitindo o mesmo plano na imagem e pelo menos duas arestas perpendiculares entre si visíveis na imagem. A figura 13 evidencia esses cuidados, realizados durante a seleção das lesões a serem fotografadas e mensuradas no programa.

Um momento crucial para garantir a confiabilidade dos resultados numéricos oferecidos pelo programa foi, após a seleção das lesões aptas às medições, o posicionamento do dispositivo em boca. A boca é uma estrutura anatômica de acesso e espaço limitados, com baixa luminosidade e com diversas estruturas anatômicas que admitem diferentes planos. Por isso, para obtenção de uma boa fotografia, os seguintes parâmetros foram mantidos: boa iluminação, secagem prévia da região a ser fotografada, não omissão da lesão com o

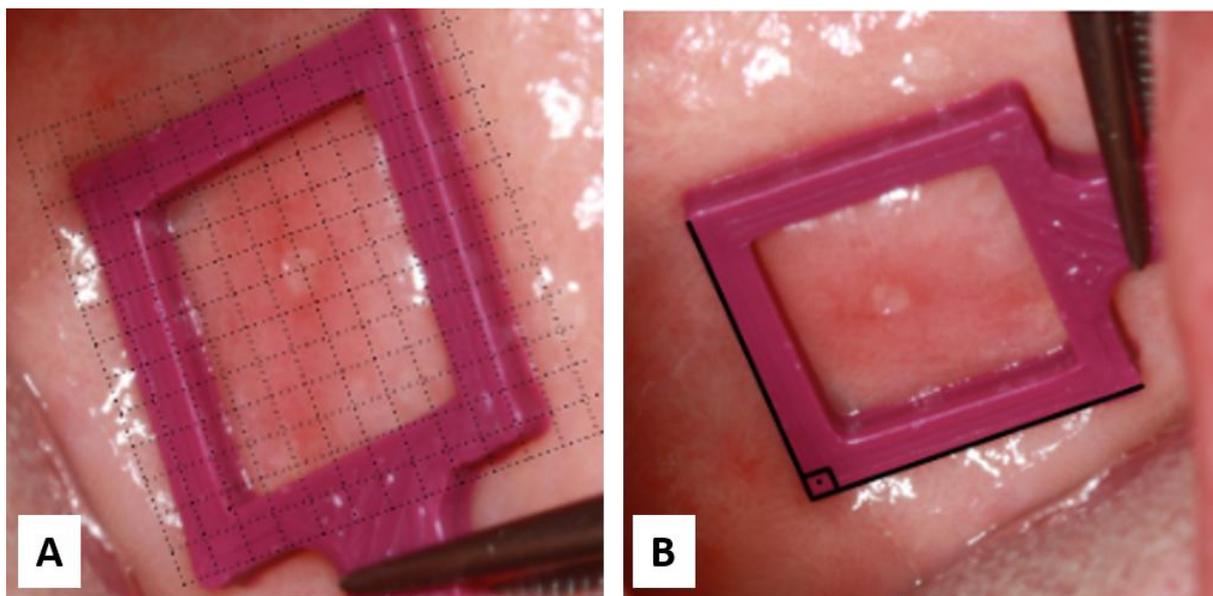


Figura 13 – Aspectos avaliados previamente à tomada fotográfica. A) Os limites das lesões selecionadas eram evidentes em sua integridade na fotografia e admitiam o mesmo plano do dispositivo de escala. B) Duas arestas do dispositivo de escala perpendiculares entre si estavam visíveis na imagem. Fonte: o próprio autor.

dispositivo de escala, escolha do dispositivo de escala de tamanho adequado para o caso e posicionamento de modo que a luz do flash não interferisse na identificação dos limites da lesão. Para o momento da fotografia, dois operadores foram necessários, um para realizar o correto posicionamento do dispositivo e afastamento de tecidos circunjacentes e outro, estritamente para realização da tomada fotográfica. A figura 14 elucida os erros mais comuns relacionados ao momento da obtenção das imagens clínicas para o programa.

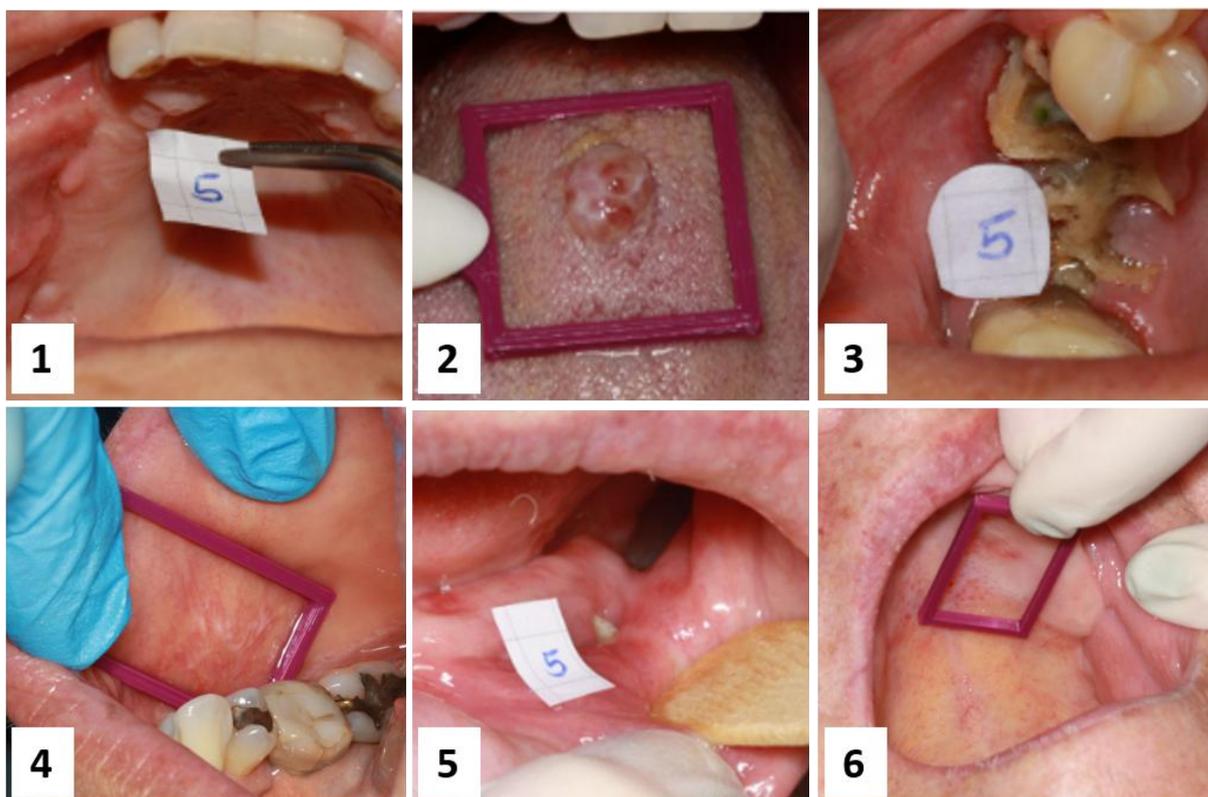


Figura 14 – Erros comuns no momento da tomada fotográfica e posicionamento dos dispositivos de escala. 1) Dispositivo de escala admitindo mais de um plano na imagem. 2) Lesão não-plana selecionada para ser mensurada com o programa. 3) Dispositivo de escala e estruturas anatômicas omitindo parte dos limites da lesão. 4) Dispositivo de escala com ausência de duas arestas perpendiculares entre si e visíveis em sua integralidade. 5) Lesão que admite mais de um plano na boca, assim como o dispositivo de escala. 6) Dispositivo de escala posicionado em outro plano que não o mesmo da lesão. Fonte: o próprio autor.

4.3 O PROGRAMA DE COMPUTADOR

Depois das primeiras fotografias com o uso dos dispositivos, e respeitando os critérios de inclusão e exclusão, foram realizadas inúmeras reuniões da equipe de pesquisa, dando início à construção das ideias para o programa. O código computacional inicial foi revisto e aprimorado ao longo do tempo, com ajuda dos colaboradores do projeto da área de computação, culminando com a final criação do programa de computador. Na fase de planejamento, para correta obtenção de valores de área e maiores eixos vertical e horizontal, foram consideradas as seguintes premissas: planeza da lesão, adequação dos dispositivos de escala e ausência de efeitos de perspectiva.

4.3.1 Planeza da lesão

Primeiramente, a medição de áreas de superfície através de fotografias só foi considerada, neste trabalho, para formas planas. Formas tridimensionais não podem ser

completamente capturadas por uma única fotografia, portanto, a determinação de áreas de superfícies tridimensionais não foi inserida no programa, uma vez que seria necessária a adição de outras informações além das contidas em uma imagem.

Na prática, porém, os tecidos humanos e as lesões não são perfeitamente planos, tampouco podem ser perfeitamente representados por qualquer entidade geométrica básica. No entanto, pequenos desvios foram considerados toleráveis. Assim, definiu-se que caberia ao usuário do programa julgar a adequação das lesões selecionadas ao processo de medição. Lesões planas como manchas, máculas, placas, úlceras e erosões foram consideradas passíveis de medição.

4.3.2 Adequação dos dispositivos de escala

O programa foi projetado para calcular a área de uma lesão correlacionando o número de pixels da região selecionada na imagem com a área real que ela representa. Para tanto, o programa precisa relacionar um valor real de área (calculado através das dimensões do dispositivo de escala) a um número correspondente de pixels na imagem. A relação entre área real e número de pixels corresponde ao fator de escala. Dessa forma, após conhecer o número de pixels correspondente à região da lesão, o programa é capaz de determinar sua área correspondente.

O fator de escala depende de alguns quesitos, dentre eles, o par câmera-objetiva utilizado, a distância da câmera até a região fotografada e a inclinação entre o plano da lesão e o plano da imagem. Dessa forma, em todos os casos passíveis de uso pelo programa, foi necessário que o dispositivo de escala estivesse coplanar à lesão. Em casos em que isso não era possível, as imagens não estavam aptas para medição no programa, já que o fator de escala para o plano definido pelo dispositivo era diferente daquele para o plano da lesão, inviabilizando o cálculo. Portanto, coube aos operadores o cuidado no posicionamento do dispositivo de escala no momento da fotografia.

O dispositivo de escala produzido por impressora 3D foi utilizado no programa para a determinação de uma área conhecida no plano da lesão. Enquanto isso, o programa assume que as dimensões conhecidas do dispositivo sejam perpendiculares entre si. Portanto, foram elencadas apenas fotografias em que duas dimensões conhecidas perpendiculares entre si fossem identificáveis.

4.3.3 Ausência de efeitos de perspectiva

Ao observar ou fotografar um objeto, regiões mais próximas da câmera fotográfica apresentam distorção ampliadora, enquanto regiões mais distantes apresentam aparente redução. Isso se deve à natureza da perspectiva e tal efeito é tanto maior quanto mais próximo o objeto estiver da câmera, conforme delineado na seção 2.3. Portanto, para a obtenção das fotografias intraorais foram utilizadas tele-objetiva macro de grande distância focal (nesse caso, 100mm), o que resulta em imagens praticamente livres de distorção de

perspectiva. Por outro lado, distorções decorrentes de uma angulação da objetiva de modo não-perpendicular à lesão, foram consideradas no desenvolvimento do programa.

4.4 VISÃO GERAL

Um fluxograma que mostra a visão geral do método de trabalho pode ser visto na figura 15. Todas as etapas de trabalho foram previamente descritas no texto.

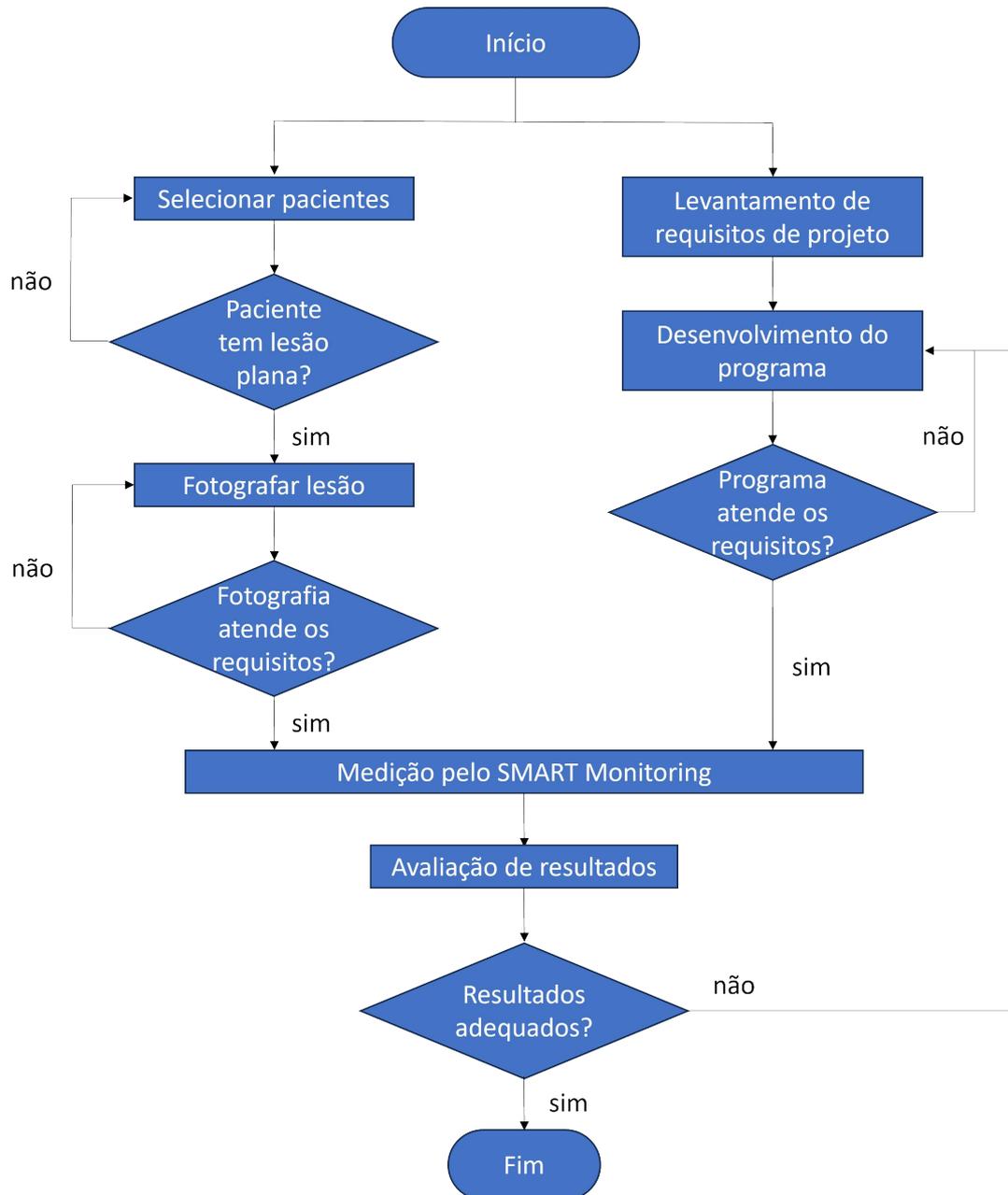


Figura 15 – Fluxograma do método de trabalho. Fonte: o próprio autor.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 O SMART MONITORING

O projeto inicial foi delineado considerando a criação de um algoritmo que pudesse identificar os limites da lesão a ser mensurada de maneira automática. No decorrer do projeto, verificou-se que a identificação da lesão de forma automática seria inviável, e optou-se pela criação e aprimoramento do código computacional respeitando o processo de segmentação interativa, onde o operador seria o responsável por delinear os limites lesionais. De posse da ideia final, e com apoio do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) em parceria com a EBSEH (processo número 403656/2021-4), dois desenvolvedores de *software* profissionais foram requisitados para executar a lógica de programação envolvida na pesquisa. Um projeto gráfico da interface do programa foi criado. A interface inicial foi delineada com os comandos na língua inglesa, pois o objetivo inicial seria um *software* disponibilizado mundialmente. O projeto gráfico foi elaborado com algumas similaridades a outros programas, disponibilizando ferramentas de correção de perspectiva, desenho da *Region of Interest* (ROI), ajuste de escala e medição. Ainda, havia sido pensado em um gráfico de evolução, que iria organizar as medidas lesionais ao longo do tempo, em avaliações longitudinais. A figura 16 demonstra o projeto gráfico da página inicial, o qual apresentava os seguintes passos:

1. *Perspective correction* (em 1, na figura 16): através desse comando, o computador compensaria distorções de imagem que ocorrem devido às angulações intrínsecas a fotografias intraorais;
2. *Scale setting* (em 2, na figura 16): seriam informados ao computador os valores reais de medida de duas arestas do dispositivo de escala;
3. *ROI Correction* (em 3, na figura 16): o usuário poderia corrigir a delimitação caso houvesse alguma falha (na primeira tentativa, se houvesse a incorporação de métodos de Inteligência Artificial, o delineamento seria feito de forma automática, e o operador teria apenas que corrigir os limites caso identificasse necessidades de ajustes na ROI);
4. *Set lengths* (em 4, na figura 16): ao clicar nesse comando, o programa determinaria duas retas correspondentes aos dois longos eixos da lesão a ser medida (altura e largura).
5. *Measure* (em 5, na figura 16): os valores de altura, largura e área total seriam exibidos;
6. *Evolution graph* (em 6, na figura 16): ao longo do tratamento, o usuário deveria incluir no *software* novas imagens das lesões em acompanhamento. Com isso, após a realização dos passos anteriores com os novos dados, o programa forneceria um

gráfico de evolução. Dessa forma, o usuário seria capaz de observar com clareza a evolução da lesão em questão.

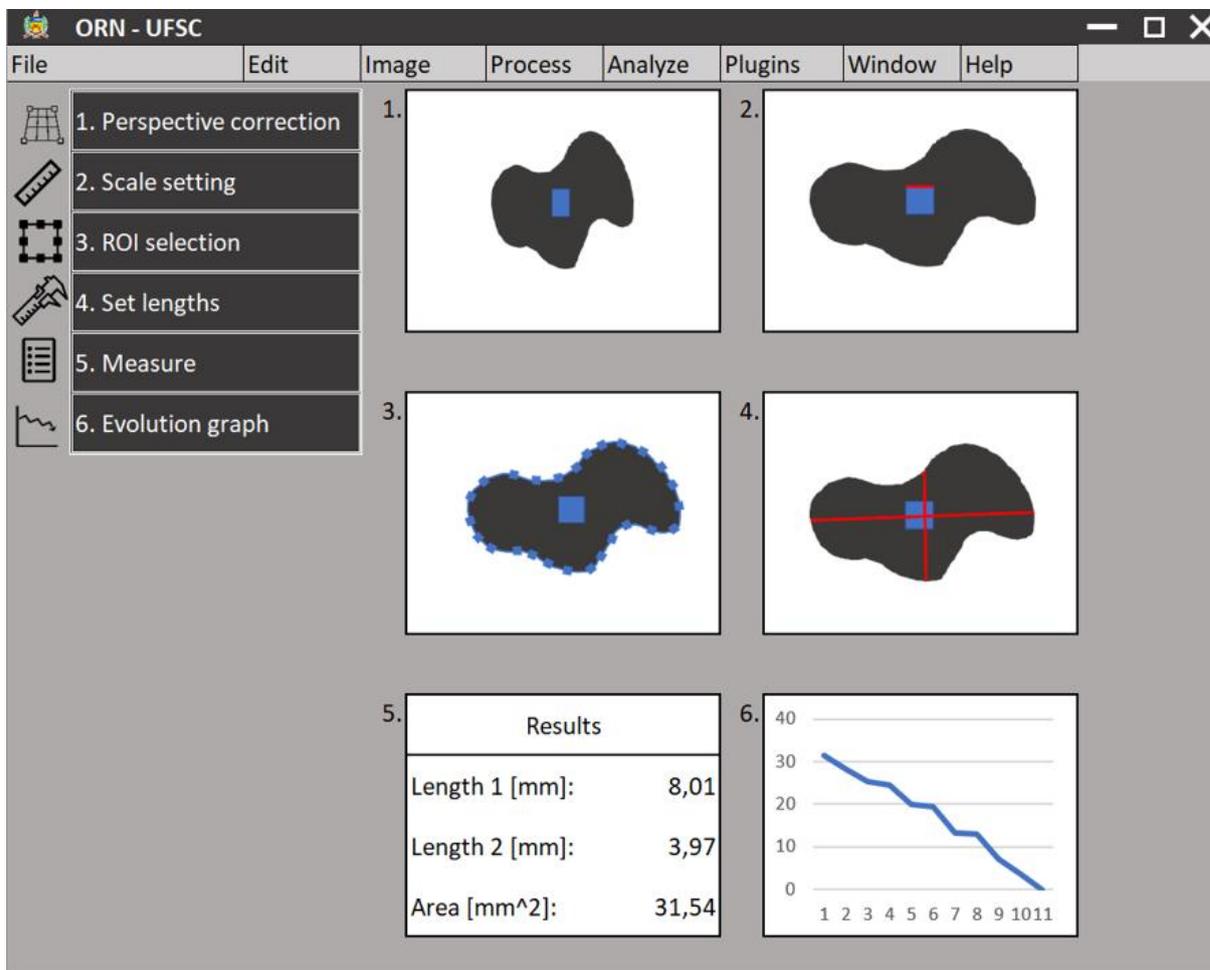


Figura 16 – Concepção gráfica da página inicial do *SMART Monitoring*. Em preto, (evidente nos esquemas 1, 2, 3 e 4), um desenho mimetizando uma lesão a ser mensurada. Sobrepondo-se a ele, um dispositivo de escala (quadrado, em azul). Fonte: o próprio autor.

Com base na concepção original idealizada, um programa de computador intitulado *SMART Monitoring* foi desenvolvido, a partir do acrônimo *Surface Measurement Tool* (SMART), tomando como base a linguagem de programação Python. A função primordial dessa ferramenta computacional desenvolvida foi a obtenção de valores de área e comprimentos lineares (horizontal e vertical) de lesões planas, podendo ser executada com sucesso através da delimitação da lesão de maneira manual pelo usuário. Neste momento, o programa foi baseado principalmente na segmentação interativa e na avaliação de imagens individualizadas.

Como resultado, um arquivo executável foi criado, o qual está disponível para *download* em um *website* (verificar seção 5.5 a seguir). Ao executar o arquivo no computador,

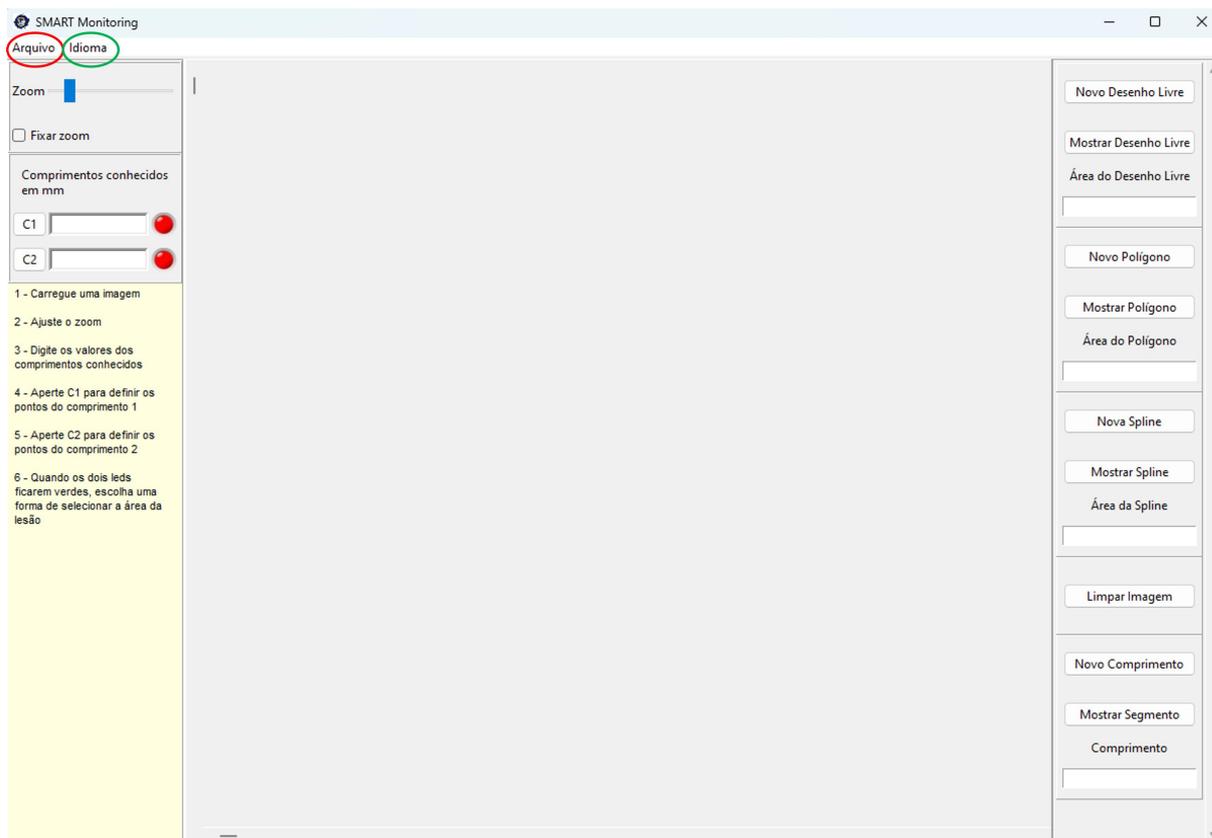


Figura 17 – Interface gráfica final do *SMART Monitoring*. No botão “Arquivo” (circulado em vermelho) o usuário pode buscar e selecionar um arquivo de imagem para que seja executada a mensuração, enquanto no botão “Idioma” (circulado em verde) é possível selecionar os idiomas inglês ou português. Fonte: o próprio autor.

surge uma interface gráfica que permite a utilização de todos os recursos do programa por parte do usuário (figura 17).

Assim que o programa é iniciado, na lateral à esquerda, no menu inicial, o usuário pode observar ferramentas para abrir a imagem, selecionar o idioma, *zoom*, determinação de escala (C1 e C2) e as instruções ao usuário em forma de passo a passo. Já na lateral à direita, estão as ferramentas disponíveis para realizar a mensuração de área propriamente dita (desenho livre, polígono e *spline*) e comprimento (para medidas lineares). A figura 18 ilustra o passo a passo de preparo da imagem na interface do programa, que corresponde às etapas iniciais do processo de medição nesse programa, para posterior determinação da escala e mensuração.

Como explicado anteriormente neste trabalho, as imagens nos fornecem representações em pixels. No entanto, isso não é algo diretamente comparável. Precisa-se, assim, obter a área (em milímetros quadrados, no caso do programa) da lesão. Para isso, realiza-se a etapa de determinação da escala. Neste ponto, de posse de uma fotografia clínica realizada com um dispositivo de escala contendo ao menos duas medidas conhecidas, perpendiculares entre si e coplanares à lesão, o usuário deve inserir nas caixas de texto “C1”

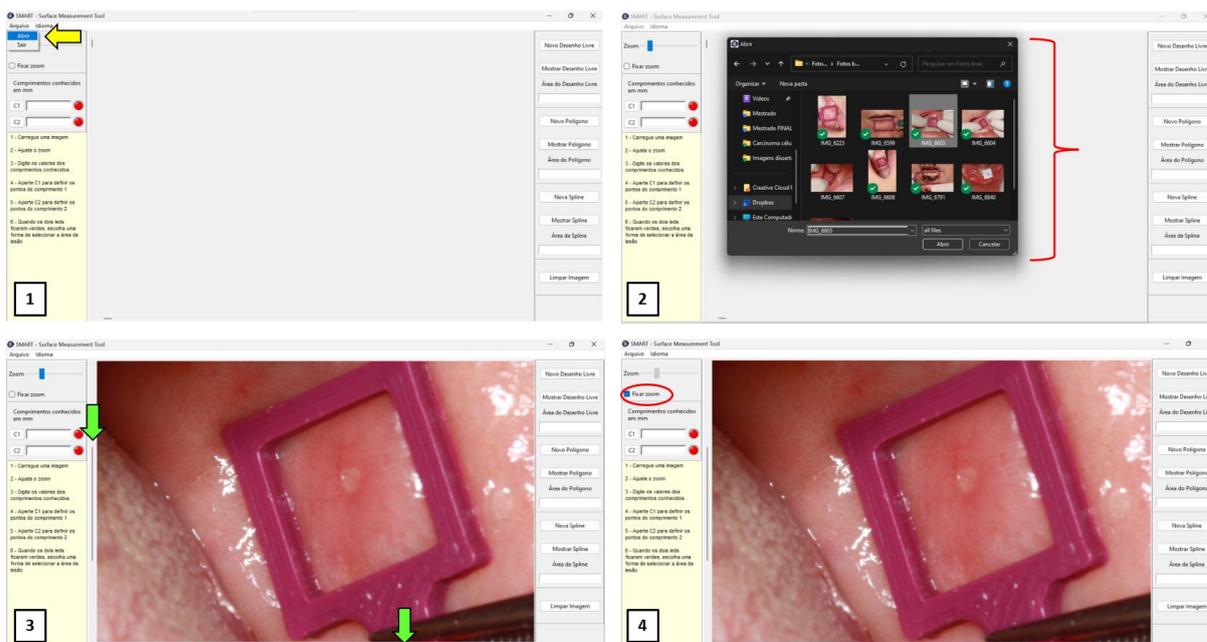


Figura 18 – Ferramentas de ajuste de imagem. 1) Botão “Arquivo-Abrir” (seta amarela) permite ao usuário buscar a imagem a ser utilizada em seus arquivos pessoais. 2) Ferramenta de busca de arquivos compatíveis (chave em vermelho). 3) Barras de rolagem vertical e horizontal (setas verdes) para centralização da lesão a ser medida na tela, se necessário. 4) A barra horizontal “Zoom” permite ampliar a imagem, o que pode facilitar a visualização dos contornos da lesão. O botão “Fixar zoom” (circulado em vermelho) deve estar selecionado ao longo das mensurações. Fonte: o próprio autor.

e “C2” os comprimentos reais conhecidos identificáveis no dispositivo de escala. Essas medidas precisam ser informadas em milímetros. A figura 19 ilustra a inserção do primeiro comprimento conhecido (figura 19A). O usuário clica então no botão “C1” e seleciona o segmento correspondente na imagem (figura 19B). Nesse momento, o botão vermelho se torna verde, indicando que o usuário pode seguir ao próximo passo. O procedimento se repete para o segundo comprimento conhecido (figura 19C).

A figura 20 ilustra as ferramentas disponíveis para delimitação da área de interesse a ser mensurada. Para essa etapa, o usuário possui à sua disposição três funcionalidades:

1. Desenho livre: ao selecionar essa ferramenta de delimitação, o usuário clica sobre um ponto de sua escolha na margem da lesão e, segurando o botão esquerdo do mouse, circunda todos os limites da lesão até retornar ao ponto inicial, momento em que deve soltar o botão do mouse e clicar em “Enter” no teclado. Nesse momento, o valor de área obtido aparecerá na caixa de texto nomeada “Área do Desenho Livre” (figura 21).
2. Polígono: ao selecionar essa ferramenta de delimitação, o usuário deve pressionar o botão esquerdo do mouse seguidamente, como se estivesse “pontilhando”, ao longo

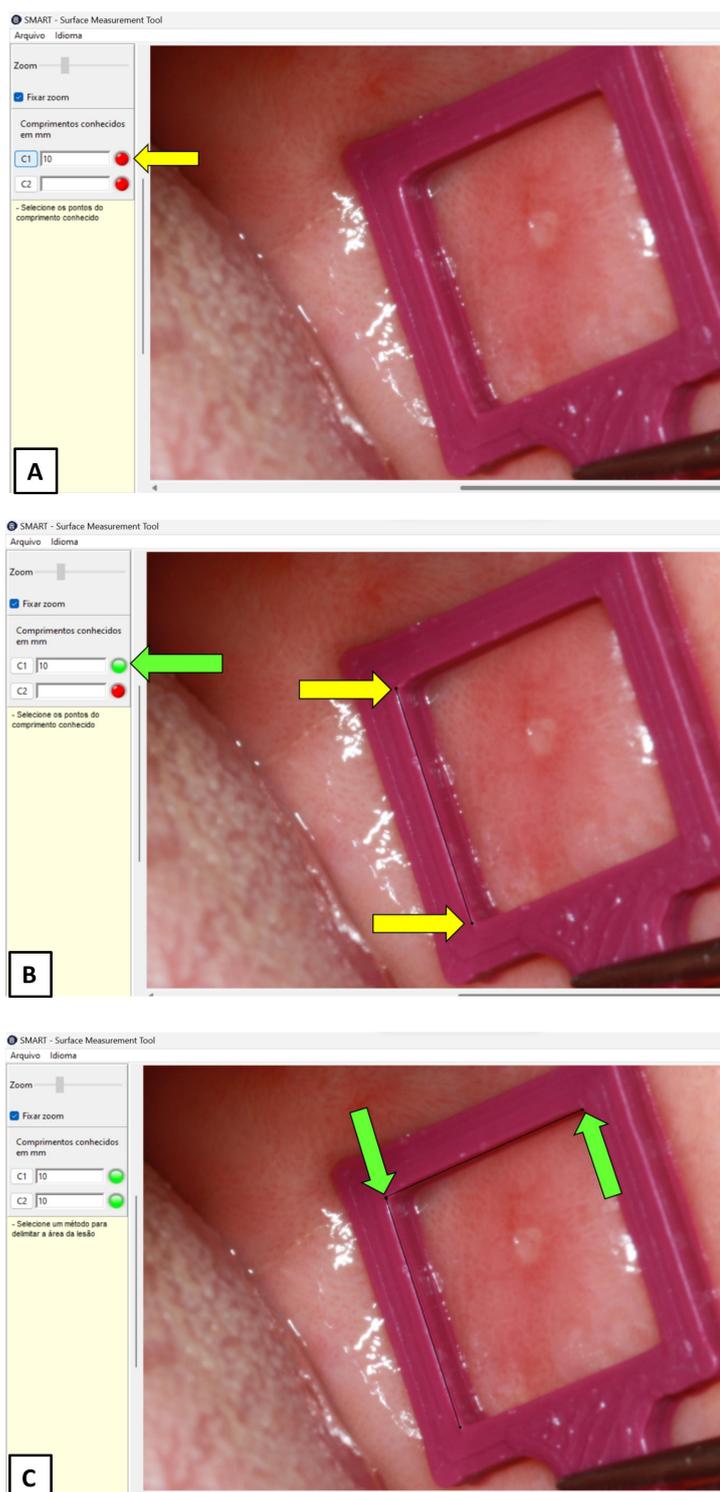


Figura 19 – Calibração de escala. A) Informa-se ao programa a distância em milímetros de uma medida conhecida. O usuário deverá informar na caixa de texto (seta em amarelo) o valor conhecido, em milímetros. B) Após clicar no botão “C1”, o usuário irá selecionar o primeiro ponto do segmento de reta do dispositivo de escala com um clique no botão esquerdo do mouse e, com mais um clique, selecionará o próximo ponto (setas em amarelo). C) O processo anterior deve se repetir para a determinação da dimensão “C2”. As setas verdes indicam os dois pontos elencados para compor o segundo segmento de reta. Fonte: o próprio autor.

de todo o contorno da lesão, até retornar ao ponto inicial, momento em que deve clicar em “Enter” no teclado. Nesse momento, o valor de área obtido aparecerá na caixa de texto nomeada “Área do Polígono” (figura 22).

3. *Spline*: de modo muito similar à funcionalidade “polígono”, ao utilizar a ferramenta *spline*, o usuário deve pressionar o botão esquerdo do mouse seguidamente ao longo de todo o contorno da lesão até retornar ao ponto inicial, quando deve clicar “Enter” para finalizar a delimitação da lesão. Nesse momento, o valor de área obtido aparecerá na caixa de texto nomeada “Área da Spline” (figura 22).

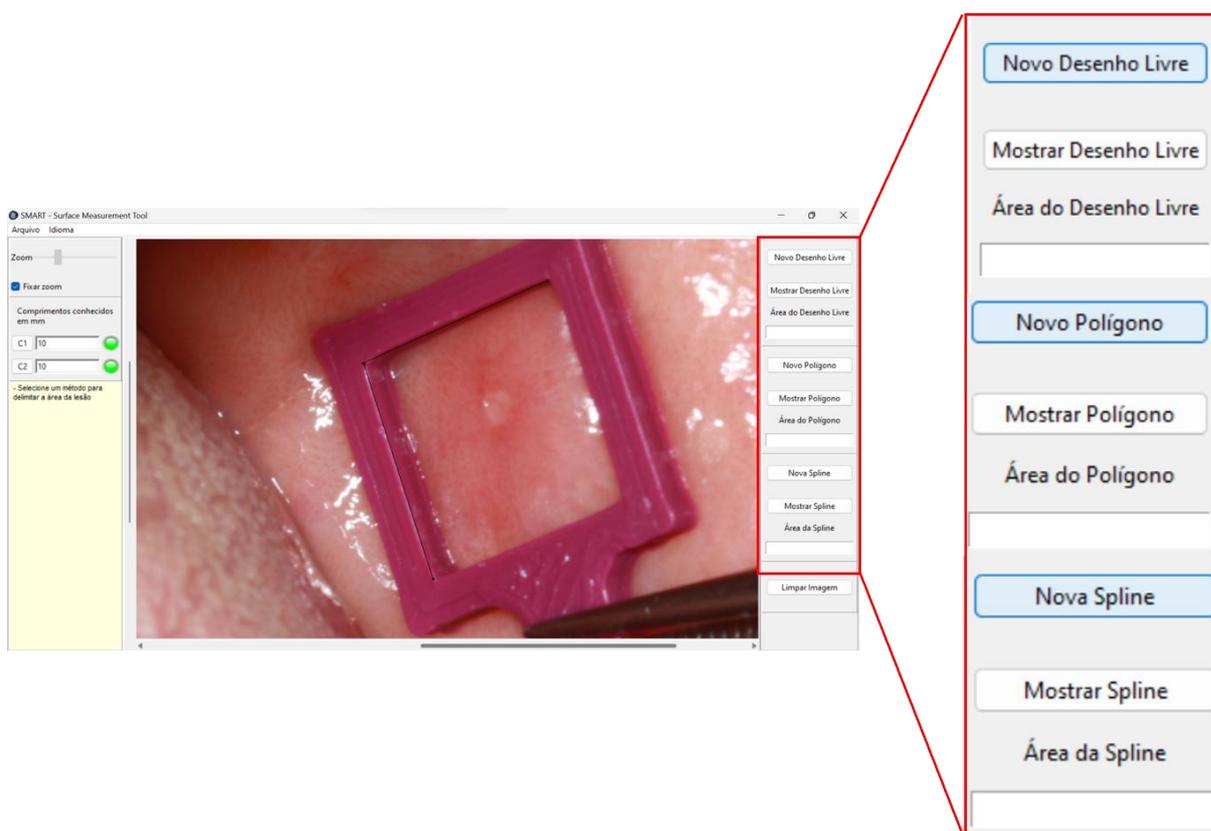


Figura 20 – Ferramentas de delimitação de área da lesão (em azul). São elas: “novo desenho livre”, “novo polígono” e “nova spline”. Os botões “Mostrar Desenho Livre”, “Mostrar Polígono” e “Mostrar Spline” permitem ao usuário visualizar os contornos desenhados e avaliar qual se aproxima mais dos reais limites da lesão. Fonte: o próprio autor.

É importante salientar que o usuário pode escolher apenas uma, duas ou todas as ferramentas de delimitação em uma mesma imagem, uma vez que cada uma das funcionalidades em questão é desvinculada das demais (Figura 21). Ainda, pode-se utilizar cada ferramenta quantas vezes for necessário através do comando “Novo Desenho Livre”, “Novo Polígono” ou “Nova Spline”. O comando “Limpar Imagem” elimina qualquer seleção do desenho, mas não as exclui, ou seja, caso o usuário utilize algum comando dentre “Mostrar Desenho Livre”, “Mostrar Polígono” ou “Mostrar Spline”, a respectiva seleção

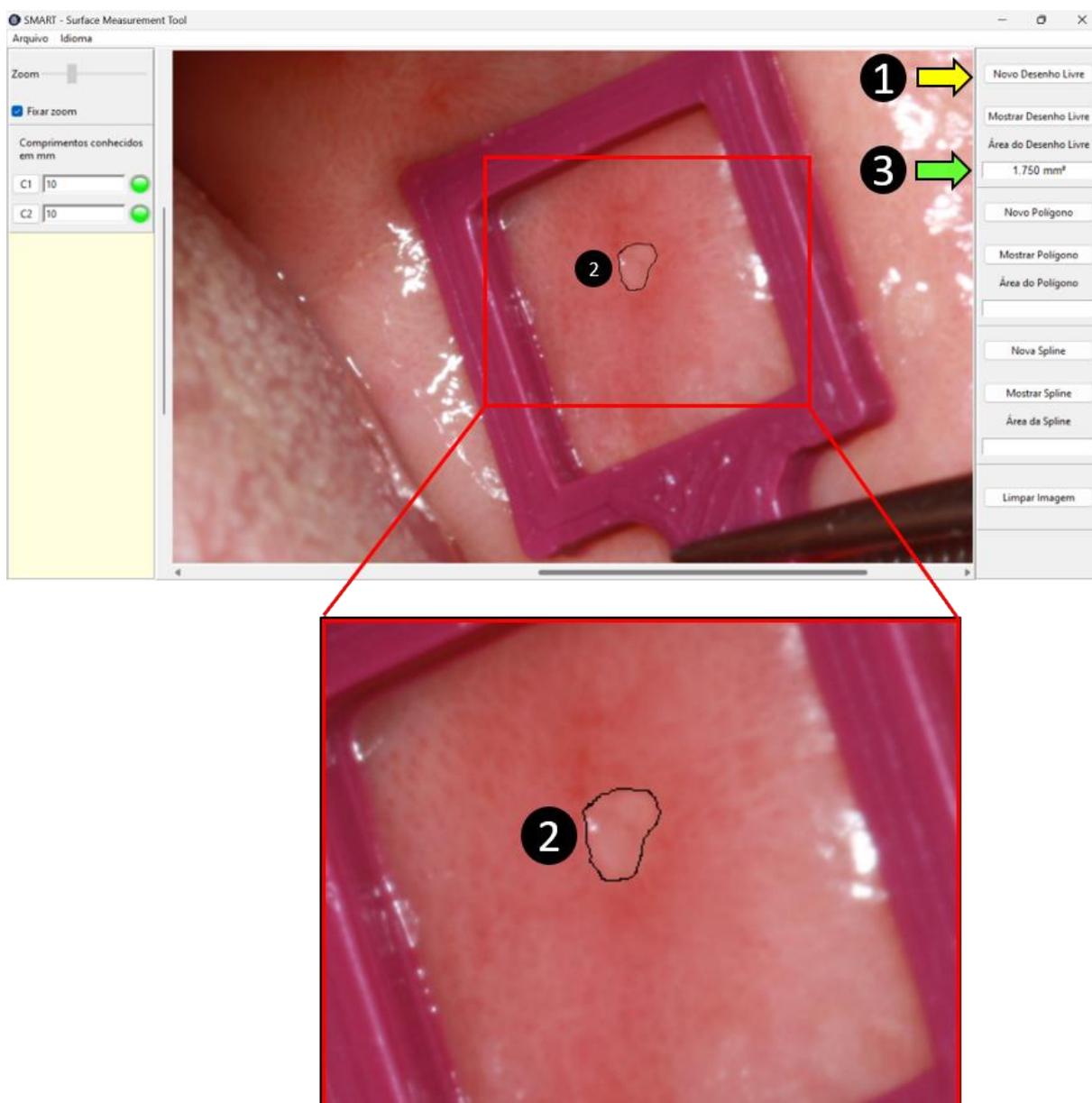


Figura 21 – Obtenção da área de úlcera localizada em mucosa jugal utilizando ferramenta de delimitação “Desenho Livre”. A seta amarela evidencia o primeiro passo: clicar no botão “Novo Desenho Livre”. Em seguida, delimita-se a lesão a ser medida. O retângulo em vermelho destaca a delimitação da lesão. Finalmente, a seta verde indica o valor de área obtido em milímetros quadrados. Fonte: o próprio autor.



Figura 22 – Medidas de área similares obtidas através das três ferramentas de delimitação (setas amarelas). Fonte: o próprio autor.

será novamente exibida na tela. Caso o usuário escolha utilizar as três ferramentas em uma mesma lesão, obterá três valores de área ligeiramente distintos, e poderá visualizar os desenhos realizados através dos botões “Mostrar Desenho Livre”, “Mostrar Polígono” ou “Mostrar Spline”. Dessa forma, o usuário poderá avaliar qual dos contornos desenhados mais se aproxima dos reais limites da lesão a ser mensurada e determinar qual valor de área será considerado.

Levando em consideração que, além da área, comprimentos característicos, como o diâmetro, também podem ser necessários no monitoramento de lesões orais, o programa ainda conta com uma ferramenta de medição de comprimento. Para isso, após a calibração de escala, seleciona-se o botão “Novo Comprimento” e clica-se em dois pontos da imagem cuja distância se deseja determinar. Funcionalidades análogas às demais foram implementadas nos botões “Mostrar Segmento” e “Limpar Imagem”.

Caso a lesão não seja plana, mas apresente base séssil e esteja em tecido base plano, a ferramenta para mensuração do comprimento ainda poderá ser útil. Para tanto, é necessário que a lesão tenha limites bem definidos na imagem. Ou seja, considera-se aqui que, embora a lesão não seja plana, seu contorno é e pode ser identificado na imagem. Isso é ilustrado na figura 23.

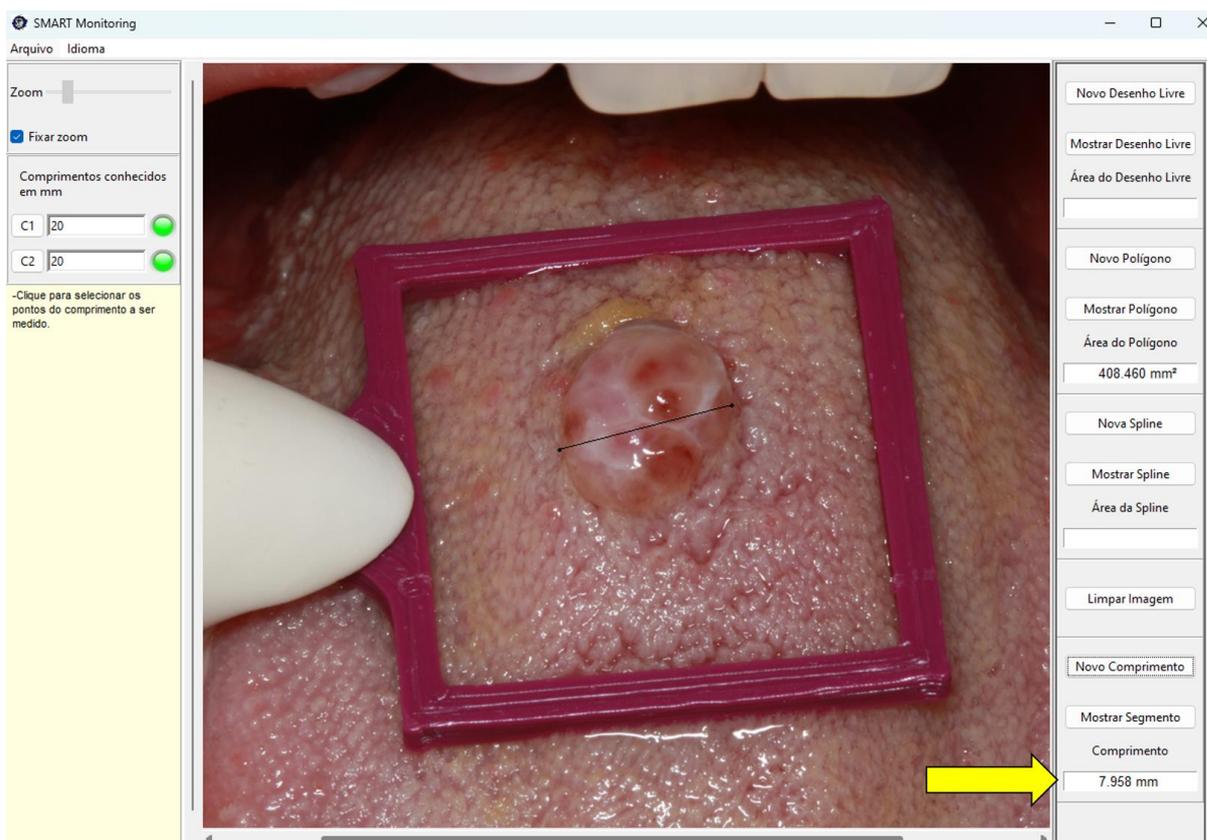


Figura 23 – Medição de comprimento. A seta amarela evidencia o comprimento do longo eixo horizontal de lesão nodular em dorso de língua. Fonte: o próprio autor.

O programa foi registrado junto ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial (INPI) do Ministério do Desenvolvimento, Brasil. Em outubro de 2002, foi enviada toda documentação para registro, que passou por tramitação interna na EBSEH e na UFSC. O formulário “SOLICITAÇÃO DE REGISTRO DE PROGRAMA DE COMPUTADOR” foi preenchido, juntamente com o termo “Documento de CESSÃO DE DIREITOS” enviado por cada autor. A autoria do programa foi atrelada à UFSC e à EBSEH. O registro foi concluído em setembro de 2023 e o documento oficial consta no Anexo A.

5.2 VALIDAÇÃO DO SMART MONITORING ATRAVÉS DE GABARITOS

Um processo de validação foi conduzido a fim de garantir a confiabilidade dos valores de área obtidos através da versão final do programa desenvolvido. Para isso, retângulos de medidas reais conhecidas (30mm × 40mm) foram desenhados digitalmente para atuarem como gabaritos de escala. Dentro deles, figuras geométricas de áreas conhecidas foram inseridas. O material foi impresso em alta resolução e em papel de boa qualidade, e, posteriormente, fotografado com smartphone modelo *iPhone 13 Pro* (Apple Inc.). A opção de utilização de um telefone celular para fazer as fotografias decorre do fácil acesso da população a *smartphones*. Além disso, pesquisas indicam que o uso de telefones celulares

para fotografias clínicas de lesões orais é adequado (BIRUR *et al.*, 2015; FONSECA *et al.*, 2022; HARON; ZAIN; NABILLAH *et al.*, 2017). Assim, busca-se validar o uso do programa mesmo para aqueles que não têm acesso a câmeras mais sofisticadas. A área real de cada região de teste foi identificada ao centro (figura 24).

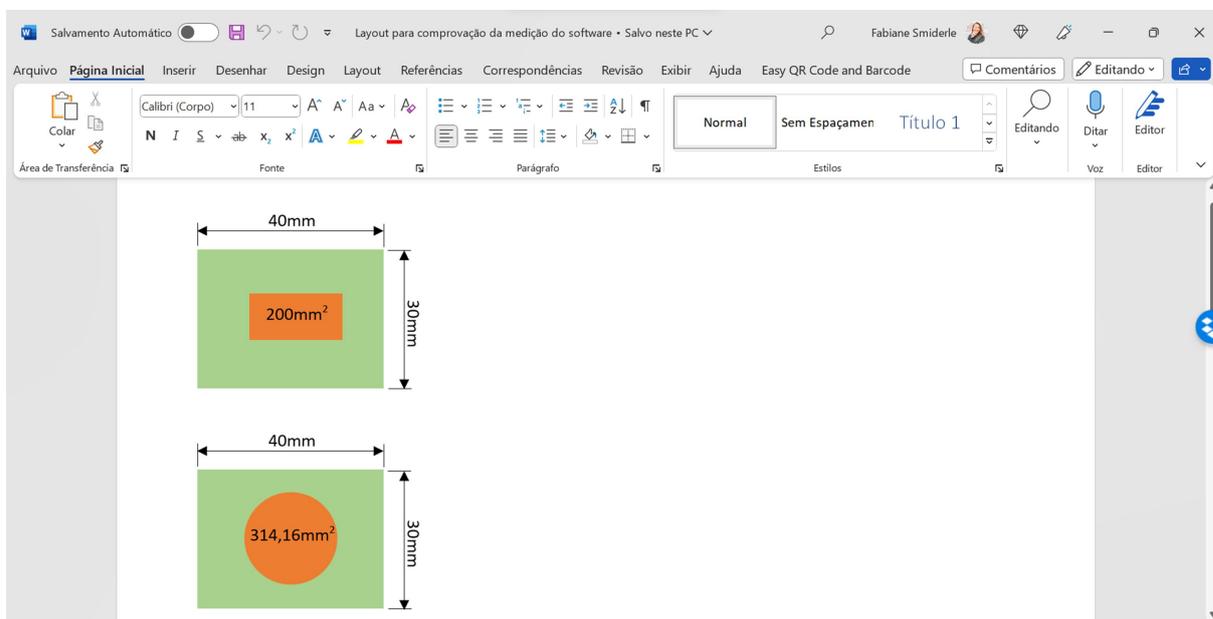


Figura 24 – Gabaritos de validação projetados digitalmente para posterior impressão, fotografia, mensuração e comparação dos resultados. Em verde, retângulos mimetizando dispositivos de escala de dimensões conhecidas (40mm × 30mm). Em laranja, desenhos de área conhecida simulando lesões planas. Fonte: o próprio autor.

A câmera do *smartphone* utilizada manteve especificações de 12MP, F1.5 e ISO 50 e utilizou-se *zoom* digital. As fotografias foram tomadas admitindo um posicionamento que mimetizasse angulações similares às que podem ocorrer no momento da obtenção de fotografias intraorais. Além disso, o papel foi mantido alinhado com uma superfície plana para que admitisse apenas um plano na imagem – simulando o que deve ocorrer ao posicionar o dispositivo de escala 3D no mesmo plano da lesão intraoral a ser mensurada.

O *smartphone* realiza fotografias em formato *High Efficiency Video Coding* (HEIC). Já que o *SMART Monitoring* não aceita imagens nesse formato, foi necessário utilizar um programa conversor que convertesse para JPG ou JPEG preservando a qualidade das imagens. Para isso, o programa *Wondershare MobileTrans* foi utilizado.

As fotografias foram importadas ao *SMART Monitoring* e ajustes de posicionamento de imagem foram executados, assim como a escala em milímetros foi informada ao programa (figura 25). Em seguida, as três ferramentas de contorno de lesões (desenho livre, polígono e *spline*) foram testadas e os valores de medida obtidos em cada uma delas (figuras 26 e 27).

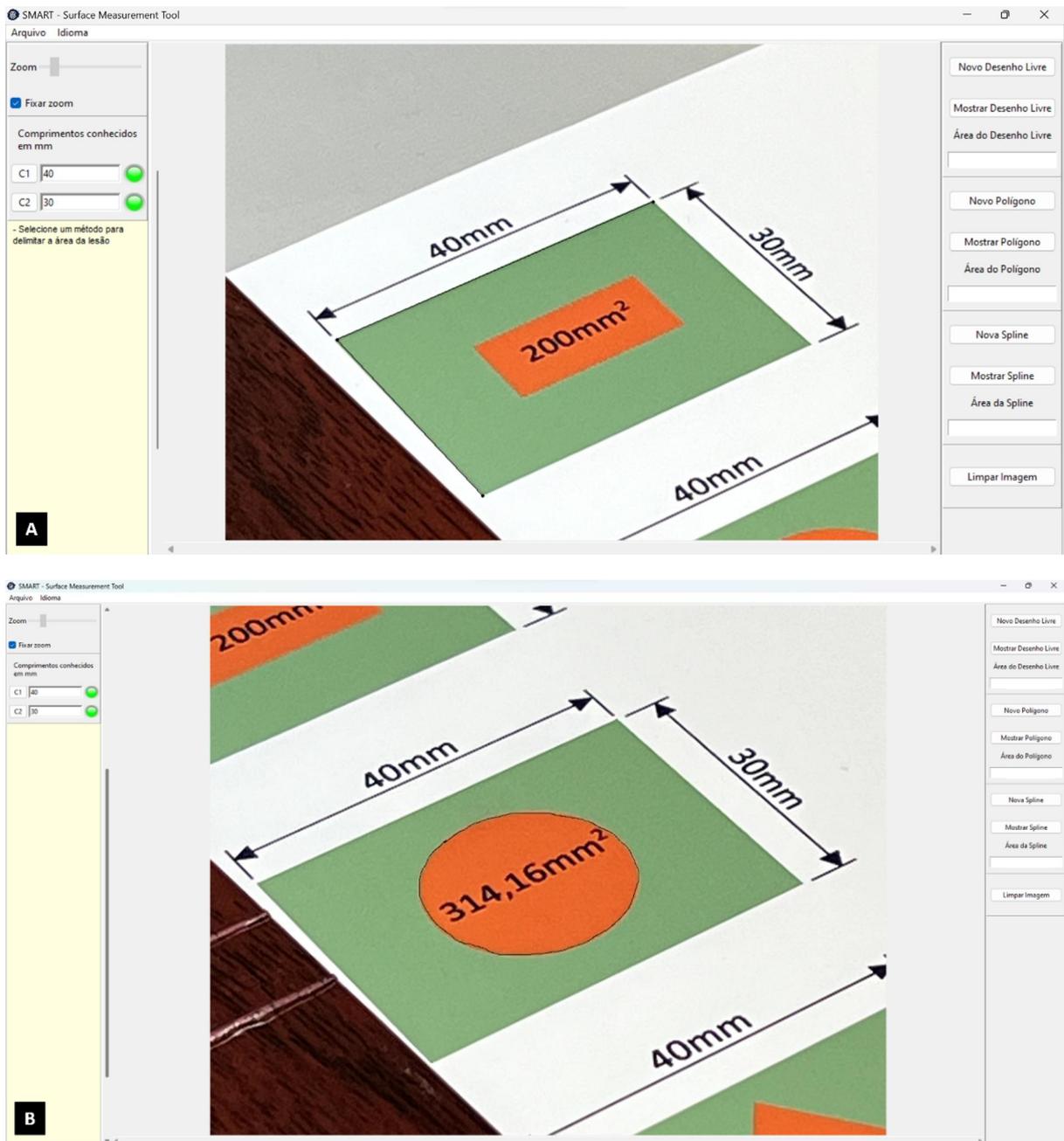


Figura 25 – Determinação de escala em teste de validação. A) Em “C1” medida de largura em milímetros (40) e em “C2” medida de altura em milímetros (30). B) Os botões circulares em verde localizados ao lado de “C1” e “C2” indicam que o programa está pronto para prosseguir às medições. Fonte: o próprio autor.

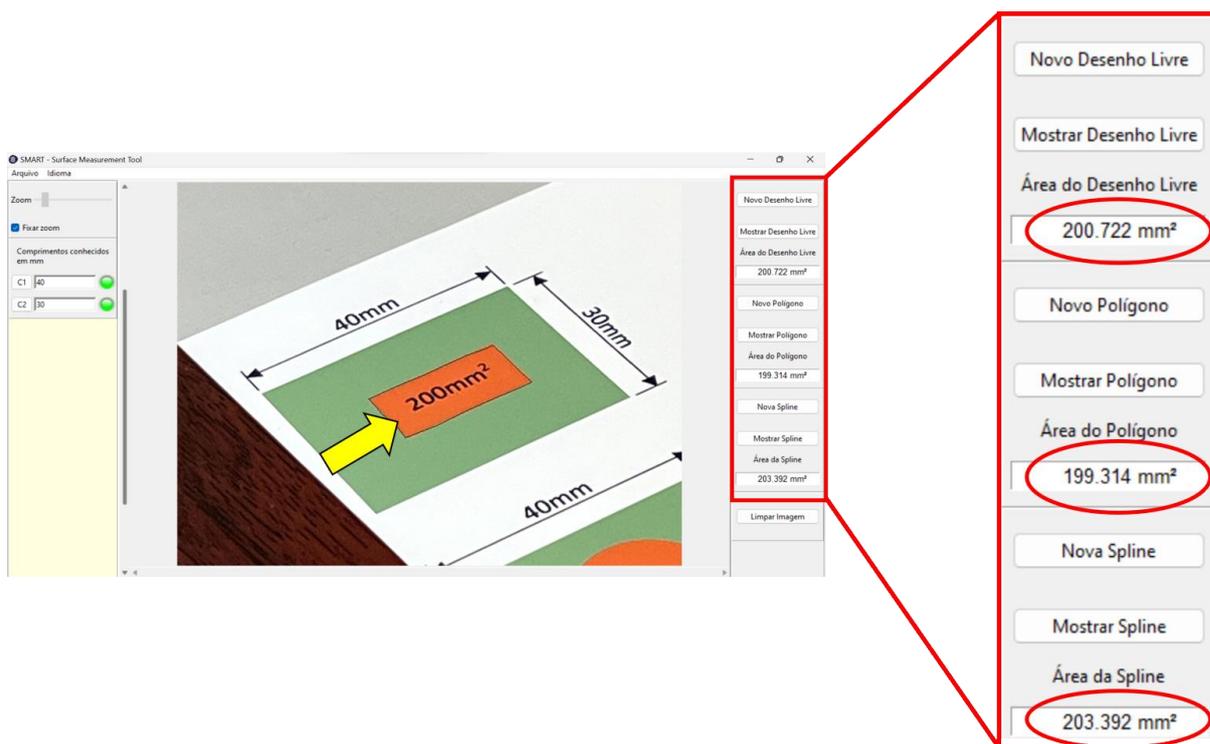


Figura 26 – Valores de área obtidos em teste de validação. Retângulo de área total 200mm² (seta em amarelo) medido através das três ferramentas de delimitação de área. Circuladas em vermelho estão as áreas obtidas por meio de cada uma das funcionalidades. Fonte: o próprio autor.

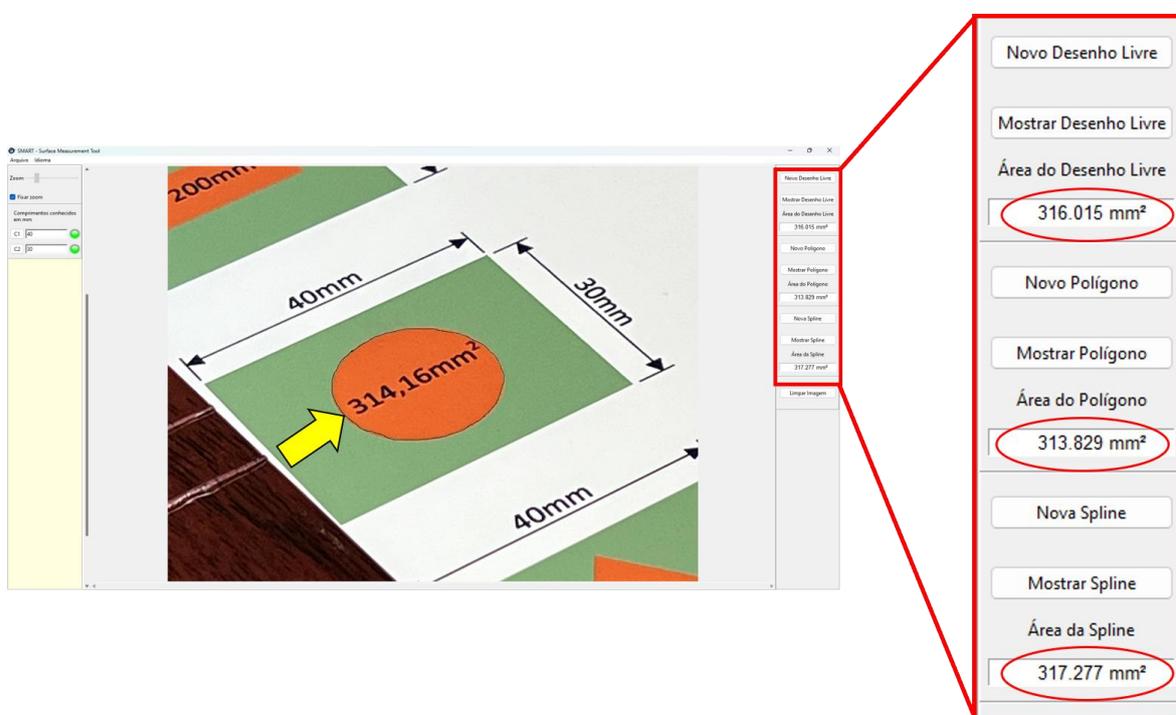


Figura 27 – Valores de área obtidos em teste de validação. Círculo de área total 314,16mm² (seta em amarelo) medido através das três ferramentas de delimitação de área. Circuladas em vermelho estão as áreas obtidas por meio de cada uma das funcionalidades. Fonte: o próprio autor.

Em outro teste de fotografia, foi testada outra abordagem de posicionamento. A figura 28 mostra a medição da área do gabarito através de uma imagem feita por lente grande angular sem aplicação de *zoom*. Percebe-se, visualmente, a distorção de perspectiva comentada anteriormente (figura 4). Percebe-se, pelos valores mostrados pelo programa ($215,297\text{mm}^2$), que a medição não foi adequada. Na imagem, estão destacadas em vermelho as arestas que foram usadas na determinação da escala. Como as arestas selecionadas para a determinação da escala estão mais distantes da câmera, elas aparecem reduzidas na imagem. Na figura 29, percebe-se também um erro de medição. Nesse caso, as arestas mais próximas foram selecionadas para a definição da escala. Elas assumem um tamanho maior na imagem do que as outras, mais distantes.

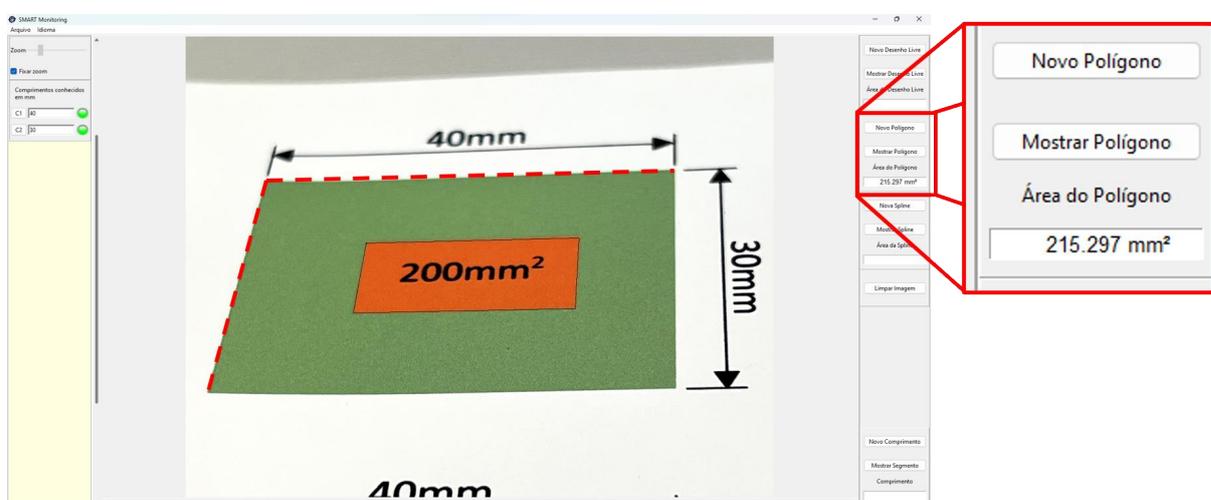


Figura 28 – Definição de arestas para calibração a partir de uma imagem apresentando distorção de perspectiva associada a objetiva grande angular sem aplicação de *zoom*. Note que o resultado evidenciado pelo quadrado em vermelho (215mm^2) é superior ao real (200mm^2). Fonte: o próprio autor.

Para o entendimento desse fenômeno, pode-se considerar a medição das duas arestas horizontais de 40 mm. No primeiro caso, ela é representada por um número reduzido de pixels. No segundo, por um número aumentado. Já que, no primeiro caso, os 40mm são representados por menos pixels, a dimensão real associada a cada pixel é maior do que no segundo caso, onde os mesmos 40mm se distribuem ao longo de mais pixels na imagem. Ou seja, no primeiro caso considera-se que cada pixel represente uma área maior do que no segundo caso. Como a seleção do retângulo alaranjado envolve o mesmo número de pixels nos dois casos, nota-se que a área calculada será diferente.

Assim, foi possível constatar a necessidade de configuração de câmera, referente à questão de objetiva, e que esta fosse testada ao menos uma vez. Ou seja, recomenda-se que, ao iniciar o uso do programa com um determinado equipamento fotográfico, o usuário teste por duas vezes a etapa de calibração de escala: uma considerando as arestas mais próximas ao equipamento fotográfico e outra considerando as arestas mais afastadas. Caso medições de uma mesma área, a partir de diferentes segmentos de escala, sejam

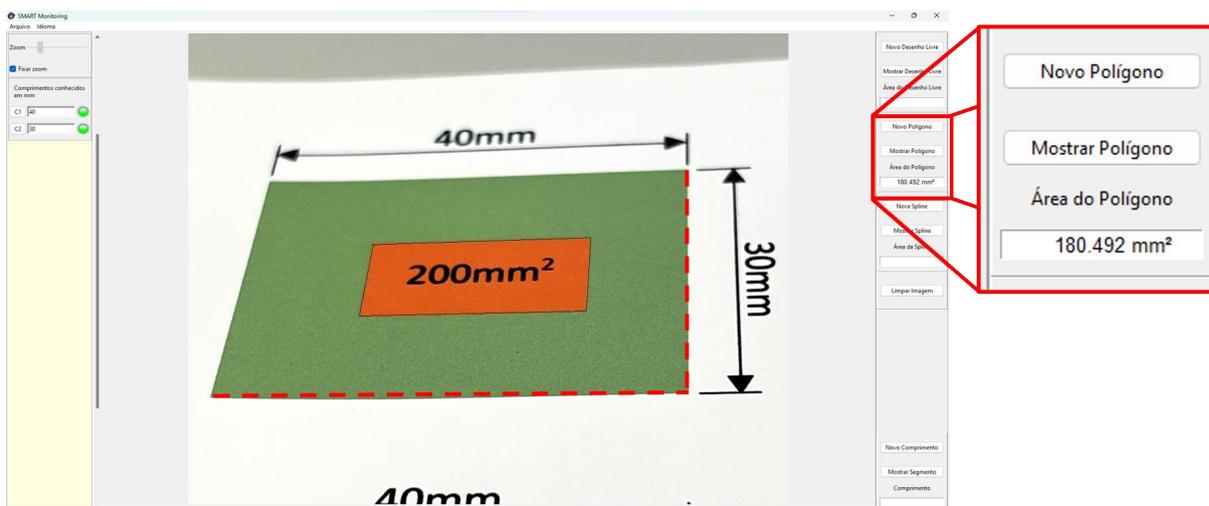


Figura 29 – Definição de arestas para calibração a partir de uma imagem apresentando distorção de perspectiva associada a objetiva grande angular sem aplicação de zoom. Note que o resultado evidenciado pelo quadrado em vermelho (180mm^2) é inferior ao real (200mm^2). Fonte: o próprio autor.

equivalentes, pode-se prosseguir com as medições a partir de fotografias obtidas com a câmera em questão, na mesma configuração de objetiva.

A tabela 1 apresenta os cálculos de erro relativo dos valores obtidos no *SMART Monitoring* considerando as medidas conhecidas das áreas mensuradas.

No desenho retangular, os erros relativos variaram entre -0,34% e 1,69%, enquanto no desenho circular esses valores permaneceram entre -0,73% e 0,34%. Além disso, a média de erro relativo no desenho retangular foi de 0,5%, ao passo que o desenho circular apresentou -0,14% de média. Com isso, foi possível constatar que a margem de erro ficou abaixo dos 2% em todos os casos nos testes de validação iniciais realizados com gabarito de papel.

Na etapa de comparação entre o *SMART Monitoring* e o *ImageJ*, as medições do gabarito de validação (figura 25A), realizadas a partir de ambos os programas, foram comparadas, com base no processo de correção de perspectiva no *ImageJ* que foi realizado em um processo operador-dependente, descrito detalhadamente: inicialmente, abriu-se a

Tabela 1 – Erro relativo e média dos valores obtidos no teste de validação das ferramentas de mensuração implementadas no SMART Monitoring.

	Valores de medida obtidos		Erro Relativo	
	Retângulo (mm ²)	Círculo (mm ²)	Retângulo	Círculo
Desenho Livre	200,722	316,015	0,361%	-0,040%
Polígono	199,314	313,829	-0,343%	-0,731%
Spline	203,392	317,227	1,696%	0,344%
			Média	
Valor Real	200	316,14	0,571%	-0,142%

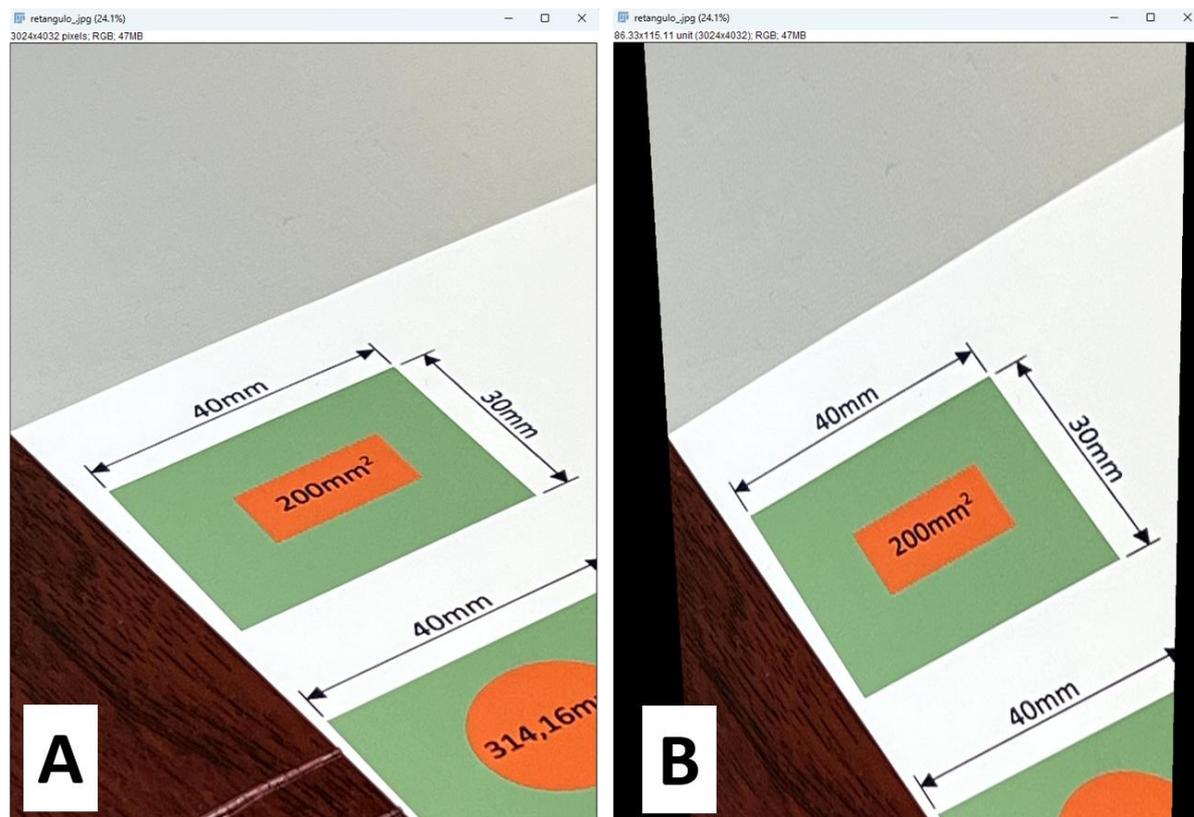


Figura 30 – (A) Imagem aberta no *ImageJ* e (B) imagem após uso do *plug-in Interactive Perspective*. Fonte: o próprio autor.

imagem no programa, a qual foi mostrada em uma janela que pode ser observada na figura 30A. Em seguida, o *plug-in Interactive Perspective* foi usado para corrigir as distorções tanto decorrentes do direcionamento da câmera quanto da proximidade. Esse ajuste, no entanto, é manual, e cabe ao usuário julgar sua adequação. A imagem ajustada pode ser vista na figura 30B. Ressalta-se que o conhecimento do tamanho real do retângulo, como é o caso mostrado, auxilia o usuário no processo de correção das distorções. Isso ocorre pois o usuário consegue visualmente averiguar a forma que o retângulo deve assumir na imagem. No entanto, na presença de apenas uma dimensão conhecida, o ajuste recai exclusivamente no julgamento visual do usuário. Isso, por si só, já justificaria o uso de um dispositivo de escala com dois comprimentos conhecidos, perpendiculares entre si.

O passo seguinte consiste no uso da ferramenta *Set Scale* para a calibração de escala. Primeiramente, selecionou-se um comprimento conhecido. Em seguida, abriu-se a ferramenta e digitou-se o comprimento correspondente, na unidade desejada (o programa não especifica a unidade, portanto cabe ao usuário escolhê-la e atentar-se à consistência em seu uso). Isso está ilustrado na figura 31A.

Por fim, a área de interesse foi selecionada (nesse caso, usou-se a ferramenta *Polygon selections*, análoga à seleção poligonal do *SMART Monitoring*) e, para obtenção dos valores, a ferramenta *Measure*. No caso, obteve-se $216,235\text{mm}^2$. Esse valor pode ser comparado aos

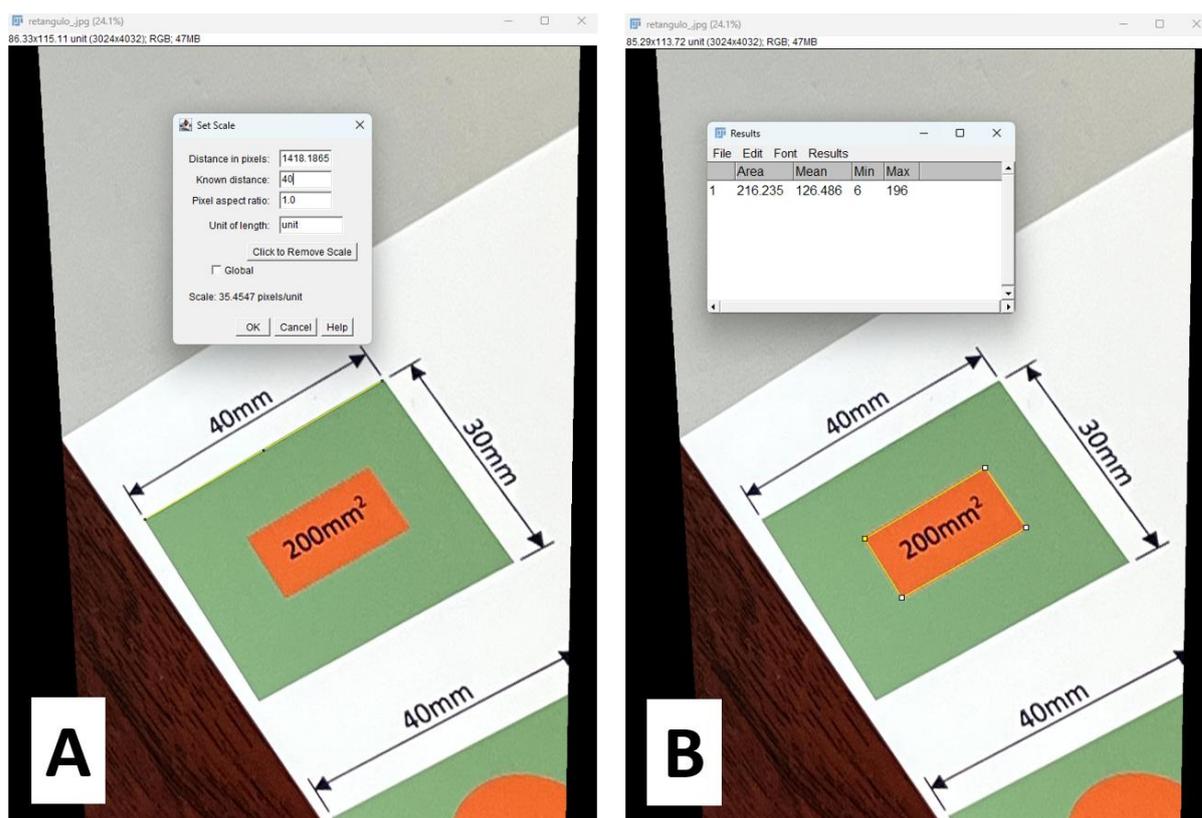


Figura 31 – (A) Definição do fator de escala e (B) medição de área através do *ImageJ*.
Fonte: o próprio autor.

obtidos através do *SMART Monitoring*, que variaram entre 199mm^2 e 203mm^2 , conforme pode ser observado na figura 26.

Nesses testes iniciais, todas as ferramentas de seleção do *SMART Monitoring*, ao medirem a área retangular da figura em questão, produziram resultados mais coerentes com a realidade em comparação ao *ImageJ*. Isso decorre do fato de que o *SMART Monitoring* considera quantitativamente os efeitos de distorção decorrentes do ângulo de visão representado na fotografia, enquanto o *ImageJ* depende de uma correção qualitativa, ou seja, um ajuste visual, realizado pelo usuário. No momento em que o usuário define os dois comprimentos conhecidos na imagem, o *SMART Monitoring* automaticamente considera um fator de escala apropriado para a área, considerando a imagem distorcida.

Cabe ainda ressaltar que, ao utilizar *ImageJ*, o processo de ajuste de perspectiva é laborioso. Nele, o usuário precisa realizar vários ajustes sucessivos, sem um critério objetivo de conclusão, ou seja, o usuário julga subjetivamente quando o ajuste pode ser considerado adequado. Além disso, a natureza das transformações aplicadas na imagem requer vários pequenos ajustes, uma vez que, ao se tentar corrigir uma deformação, outras são criadas, o que pode tornar o processo desafiador e pouco reproduzível.

A principal vantagem do *plug-in Interactive Perspective* do *ImageJ* sobre a versão atual do *SMART Monitoring* é a possibilidade de correção das distorções de perspectiva

causadas por proximidade da câmera ao objeto. Assim, mesmo imagens feitas com lentes de pequena distância focal podem ser corrigidas, o que não é ainda possível com o SMART Monitoring.

5.3 DISPOSITIVOS DE ESCALA

5.3.1 Dispositivos plásticos fabricados em impressora 3D

Os dispositivos plásticos fabricados em impressora 3D se caracterizam como uma opção acessível aos pesquisadores, sendo boas opções para utilização em lesões planas. Para esse trabalho, foram projetados dispositivos de forma quadrada ou retangular de dimensões variadas, os quais foram elencados de acordo com o tamanho mais compatível com a lesão a ser medida. Esse modelo de dispositivo de escala funciona como uma moldura, uma vez que os limites da lesão a ser medida devem estar visíveis no interior do dispositivo (figura 32).

Propriedades como a rigidez do material plástico proporcionam maior facilidade em posicionar o dispositivo em boca e garantir que a lesão a ser medida admita o mesmo plano do dispositivo. Além disso, o fato de ele ser passível de desinfecção, uma vez que pode ser considerado um instrumental semi-crítico, também é uma vantagem (ESTRELA, 2003).

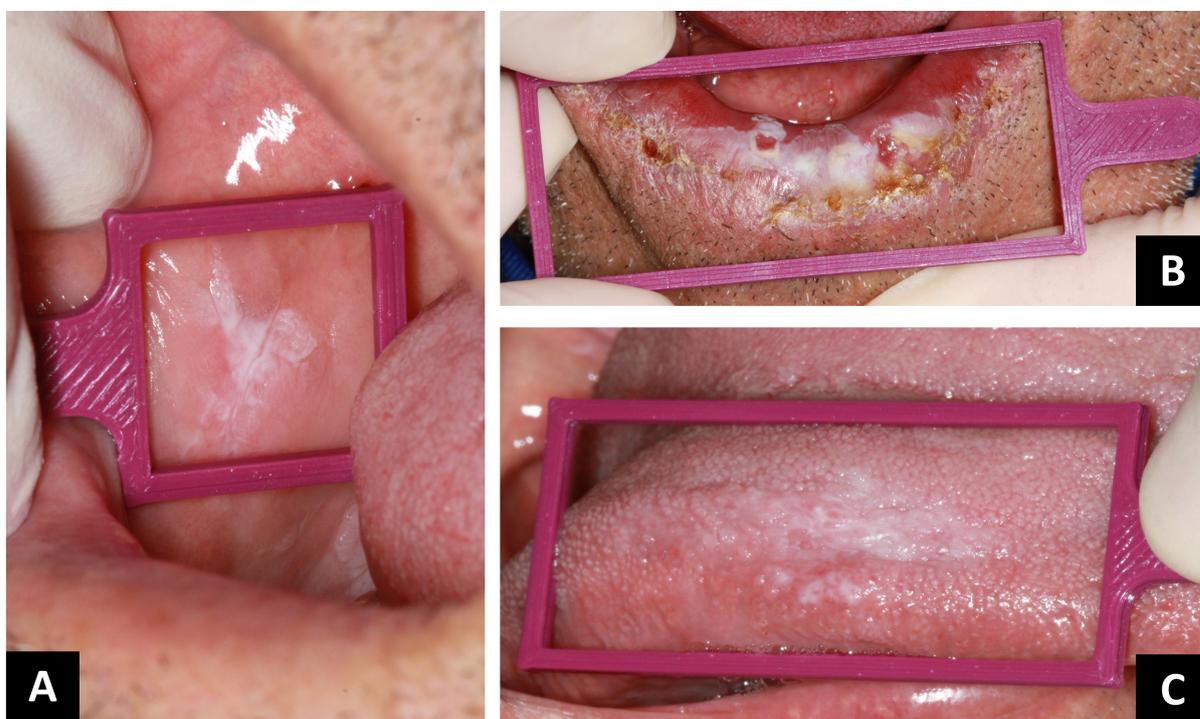


Figura 32 – Tamanhos variáveis de dispositivos de escala fabricados em impressora 3D posicionados em diferentes regiões anatômicas. Em A) mucosa jugal, em B) lábio inferior e em C) dorso e bordo lingual. Fonte: o próprio autor.

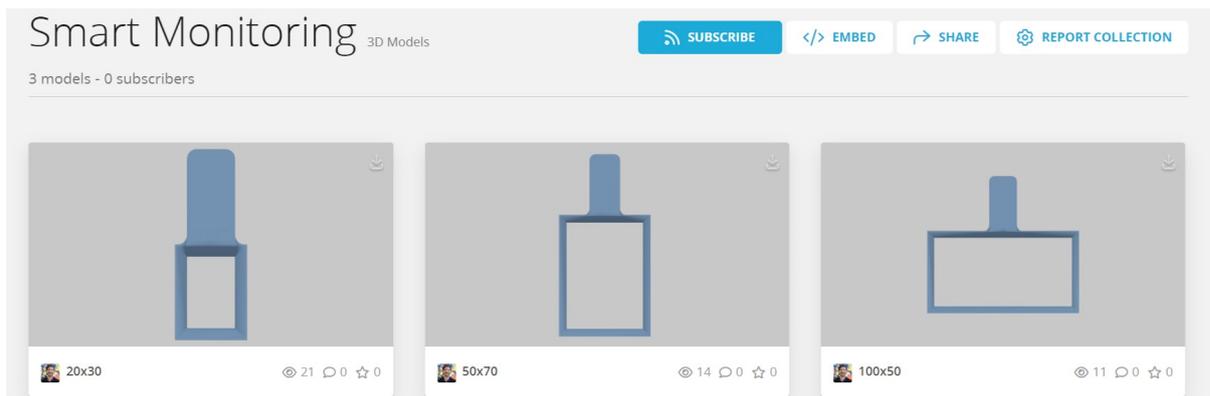


Figura 33 – Modelos digitais 3D disponíveis em três tamanhos diferentes, preparados para *download* e impressão 3D. Fonte: o próprio autor.

Modelos tridimensionais feitos em programa de *Computer Aided Design* (CAD) estão disponíveis para *download* e livre acesso a todos os usuários do programa, no *website* do *SMART Monitoring*. Diferentes modelos podem ser vistos na figura 33. Esses modelos já apresentam dimensões de altura \times largura gravadas no cabo, a fim de facilitar o processo de calibração do programa de computador.

Visto que todo o processo de medição depende diretamente do dispositivo de escala, ele deve ser de boa qualidade para proporcionar um uso adequado. Primeiramente, deve-se prezar pela questão de biossegurança. O material utilizado deve ser biocompatível, podendo entrar em contato com a mucosa oral e lesões, bem como com sangue e outros fluidos corporais. Também por isso e de acordo com cada caso, o material deve ser facilmente desinfectado, esterilizado ou, então, descartado (ESTRELA, 2003). Recomenda-se, ainda, que sua superfície externa não seja excessivamente rugosa para evitar o acúmulo de microrganismos e sujidades. Para os dispositivos impressos em 3D, isso pode ser alcançado usando filamentos de menor diâmetro. A rugosidade pode ainda ser reduzida mediante o lixamento da peça.

Lesões em mucosa ou qualquer outro tecido frequentemente apresentam grande variabilidade de formato e muitas lesões não apresentam um contorno bem definido (NEVILLE *et al.*, 2009). Além disso, os tecidos do corpo humano são flexíveis e o simples processo de fotografia pode deformar as lesões e alterar suas dimensões. Assim sendo, a busca por medições muito precisas não é algo prático, nem sequer alcançável em muitos casos. No entanto, é necessário pontuar questões dimensionais dos dispositivos de escala, para que seja possível definir adequadamente as dimensões conhecidas nas imagens.

O processo de manufatura aditiva envolve pontos que precisam ser considerados. Primeiramente, as impressoras não produzem arestas sem arredondamento (GIBSON; ROSEN; STUCKER, 2015). Isso pode ser verificado, como exemplo, na figura 34. A posição projetada dos vértices, de acordo com o prolongamento das arestas, é mostrada na figura 34.

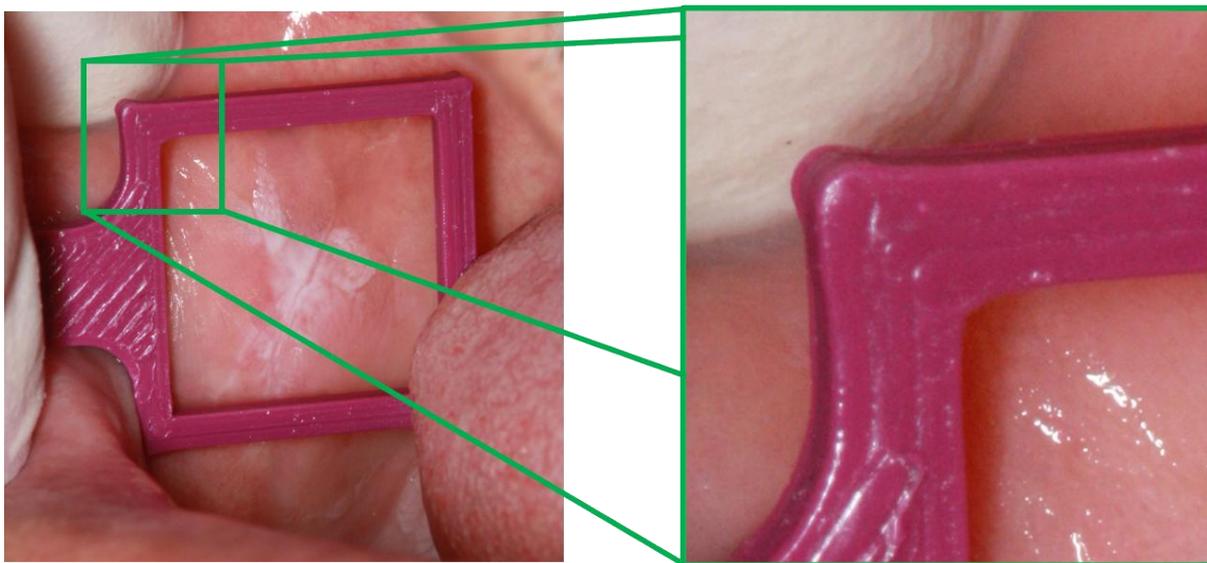


Figura 34 – Dispositivo de escala com destaque (em verde) aos arredondamentos de arestas.
Fonte: o próprio autor.

Devido à dificuldade de identificação da posição teórica dos vértices no momento da calibração de escala do programa, recomenda-se, na presença de grandes arredondamentos, a seleção dos comprimentos conhecidos de maneira um pouco afastada da aresta correspondente. Isso evita que a seleção dos pontos seja realizada nas regiões arredondadas e possa causar um erro de calibração.

Por isso, ao invés de tentar encontrar os pontos com base em julgamento visual e, portanto, qualitativo, pode-se selecionar um segmento paralelo e ligeiramente afastado da aresta considerada, em direção ao interior da moldura. Assim, obtém-se a distância correspondente ao comprimento que a aresta deveria ter na ausência de arredondamentos. Desse modo, apenas a avaliação do paralelismo entre a aresta de referência e o segmento de calibração precisa ser realizada pelo usuário. Isso está mais bem elucidado na figura 35.

Evidentemente, diferentes impressoras produzirão peças com diferentes qualidades de acabamento, também a depender do filamento e da qualidade da impressão ajustada pelo operador. Além disso, o projeto da moldura pode ser alterado para melhor se adequar às características de cada impressora e ao material de manufatura. Cabe, ainda, evidenciar que peças impressas sofrem alterações dimensionais ao longo do processo de solidificação do material. Assim, recomenda-se medir as molduras após a fabricação. Vale notar que tais alterações geralmente são muito pequenas para causarem efeitos significativos, ainda mais tendo em vista as outras fontes de incerteza e variabilidade de medição já descritas anteriormente (GIBSON; ROSEN; STUCKER, 2015).

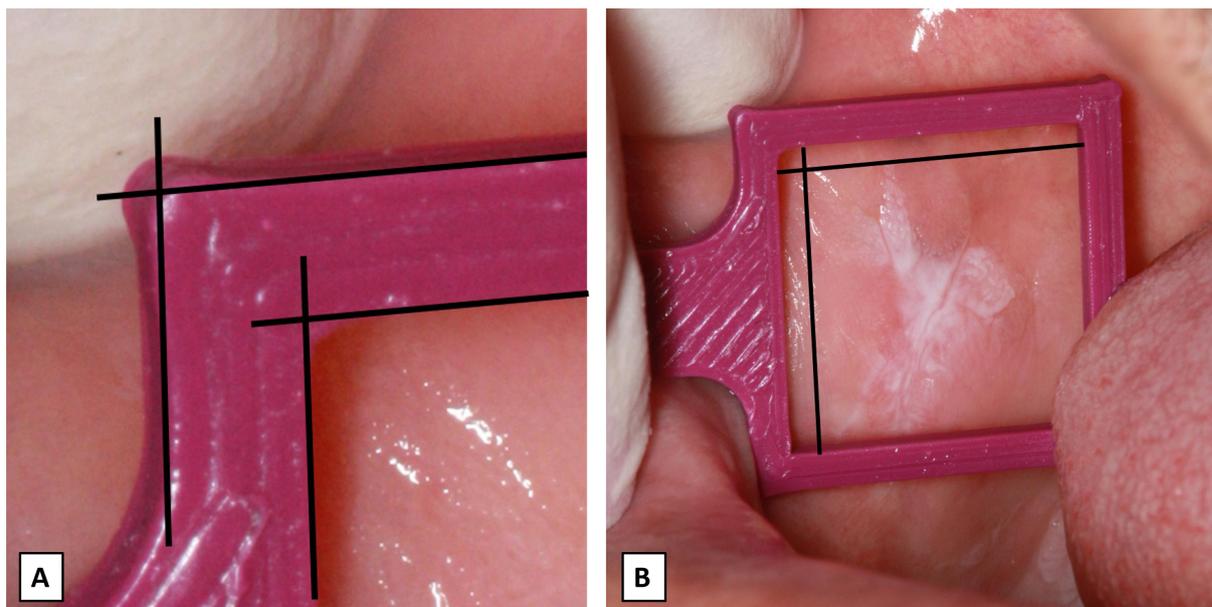


Figura 35 – A) Localização teórica dos vértices do dispositivo de escala fabricado em impressão 3D se não houvesse arredondamentos. B) Seleção dos comprimentos de referência. Fonte: o próprio autor.

5.4 TESTES CLÍNICOS: SÉRIE DE CASOS

Fotografias clínicas de lesões planas de mucosa oral e pele fotografadas utilizando dispositivos de escala aplicados nesta pesquisa foram obtidas no NOH e no Ambulatório de Estomaterapia, ambos do HU/UFSC/EBSERH. Os pacientes fotografados possuíam diagnóstico de leucoplasia (figuras 36 e 37), hiperqueratose friccional (figuras 38 e 39), lesão plantar em pé (figura 40) e leucoplasia (figura 41). Em todos os casos, medidas de área e maiores eixos vertical e horizontal foram realizadas utilizando o *SMART Monitoring*. Os casos 3 e 4 integram o projeto de iniciação tecnológica do graduando em odontologia Pedro Witt, o qual pretende realizar futuramente testes clínicos para validar os resultados fornecidos pelo programa de computador. Portanto, tais casos possuem referências clínicas de medida dos maiores eixos das lesões, as quais foram realizadas utilizando régua e sondas periodontais milimetradas.

O caso 1 demonstra uma placa branca não-removível à raspagem compatível com diagnóstico clínico de leucoplasia localizada no rebordo alveolar inferior edêntulo à esquerda de uma paciente do sexo feminino usuária de prótese total inferior. A figura 36 apresenta o aspecto clínico da lesão (A), o correto posicionamento do dispositivo de escala confeccionado em impressora 3D, o qual permite a completa visualização da lesão (B) e, posteriormente, a inclusão da fotografia clínica no programa e sua respectiva calibração (C). Já na figura 37 é possível observar em a mensuração do próprio dispositivo de escala, o qual possui uma área real de 600mm^2 , além das medições de área e longos eixos da lesão (B, C e D).



Figura 36 – Leucoplasia em rebordo alveolar inferior de paciente do sexo feminino apresentando edentulismo total. A) Fotografia inicial evidenciando placa branca. B) Posicionamento do dispositivo de escala 3D de modo a permitir a visualização dos limites da lesão. C) Calibração de escala no *SMART Monitoring* considerando os comprimentos “C1” e “C2” com 20mm e 30mm em suas medidas reais, respectivamente. As linhas pretas evidenciam as retas formadas após a seleção dos pontos inicial e final da aresta escolhida. Fonte: o próprio autor.

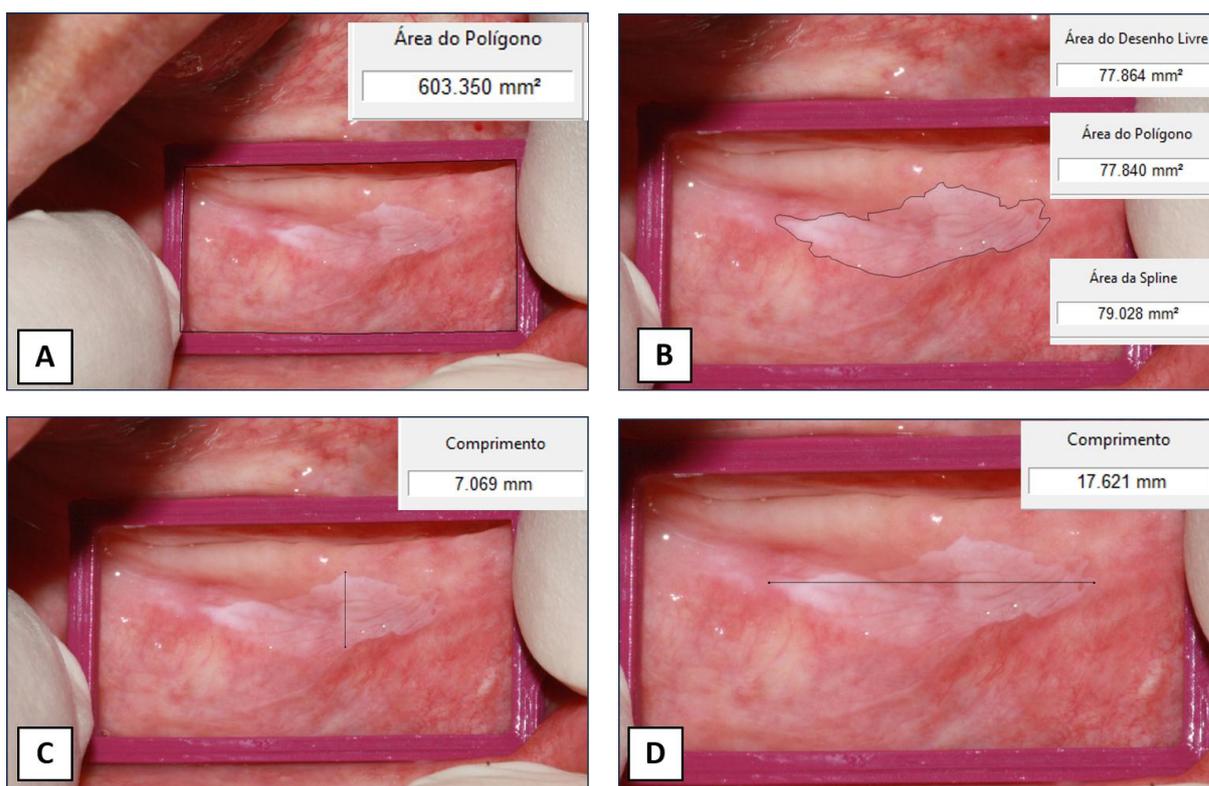


Figura 37 – Resultados de medida. A) Teste de validação confirmando valor próximo (603mm^2) ao correspondente à área real do dispositivo de escala ($20\text{mm} \times 30\text{mm} = 600\text{mm}^2$). B) Delimitação de área total da lesão com as três ferramentas disponíveis no *SMART Monitoring*: desenho livre ($77,86\text{mm}^2$), polígono ($77,84\text{mm}^2$) e spline ($79,02\text{mm}^2$). C) Medida de longo eixo vertical ($7,069\text{mm}$). D) Medida de longo eixo horizontal ($17,621\text{mm}$). Fonte: o próprio autor.

O caso 2 apresenta duas placas brancas localizadas em bordo de língua do lado esquerdo em paciente do sexo masculino, usuário de aparelho ortodôntico fixo com botões linguais em pré-molares superiores, apresentando aspecto clínico compatível com hiper-keratose friccional. A figura 38 demonstra em A) a fotografia inicial, em B) o correto posicionamento do dispositivo de escala 3D e em C) a escolha das arestas para calibração de escala do programa.

Nesse caso, apesar de as fotografias evidenciarem a presença de duas lesões independentes, apenas a delimitada na figura 39B foi selecionada para as mensurações. Isso devido à melhor visualização dos limites da lesão, uma vez que a lesão adjacente teve o dispositivo de escala sobreposto sobre seus limites inferiores.



Figura 38 – Caso 2 – Paciente do sexo masculino, usuário de aparelho ortodôntico fixo com botões linguais, apresentando placa branca não-removível a raspagem em bordo de língua à esquerda. A) Fotografia inicial da lesão. B) Posicionamento de dispositivo de escala 3D - limites da lesão completamente visíveis e operador aplicando leve pressão do dispositivo nos tecidos orais para garantir que a lesão admita o mesmo plano do dispositivo. C) Calibração do *SMART Monitoring* – informa-se ao programa que os comprimentos “C1” e “C2” possuem 15mm cada em suas medidas reais. Fonte: o próprio autor.

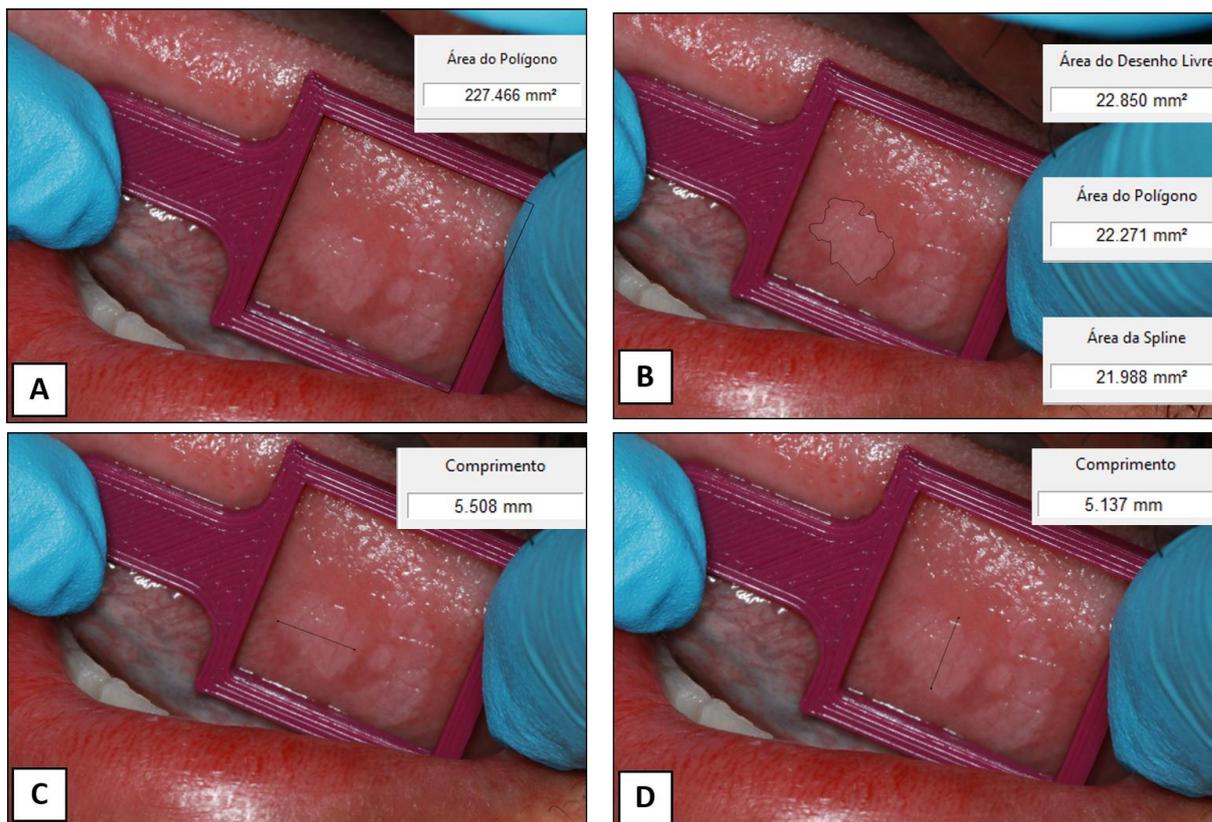


Figura 39 – Caso 2 – Resultados de medida. A) Teste de validação através da mensuração da área do dispositivo de escala utilizando a ferramenta “polígono”. A área real do dispositivo de escala corresponde a 225mm^2 , o que torna a medida calculada pelo SMART Monitoring muito próxima à realidade (227mm^2). B) Delimitação de área total da lesão com as três ferramentas disponíveis no SMART Monitoring: desenho livre ($22,85\text{mm}^2$), polígono ($22,27\text{mm}^2$) e spline ($21,98\text{mm}^2$). C) Medida de longo eixo horizontal ($5,5\text{mm}$). D) Medida de longo eixo vertical ($5,13\text{mm}$). Fonte: o próprio autor.

O caso 3, diferente de todos os outros devido à localização em pele, revela uma lesão em planta de pé de um paciente do sexo masculino acompanhado pela equipe de enfermagem do HU/UFSC/EBSERH. A figura 40 apresenta as etapas de fotografia e submissão da lesão às mensurações pelo programa desenvolvido nessa pesquisa.

É importante salientar que medidas controle dos longos eixos vertical (40mm) e horizontal (20mm) foram realizadas utilizando régua milimetrada e foram registradas manualmente, conforme protocolo do serviço. As medidas de longo eixo vertical e horizontal realizadas no *SMART Monitoring* apresentam-se em concordância com as realizadas clinicamente através das mensurações com a régua milimetrada.

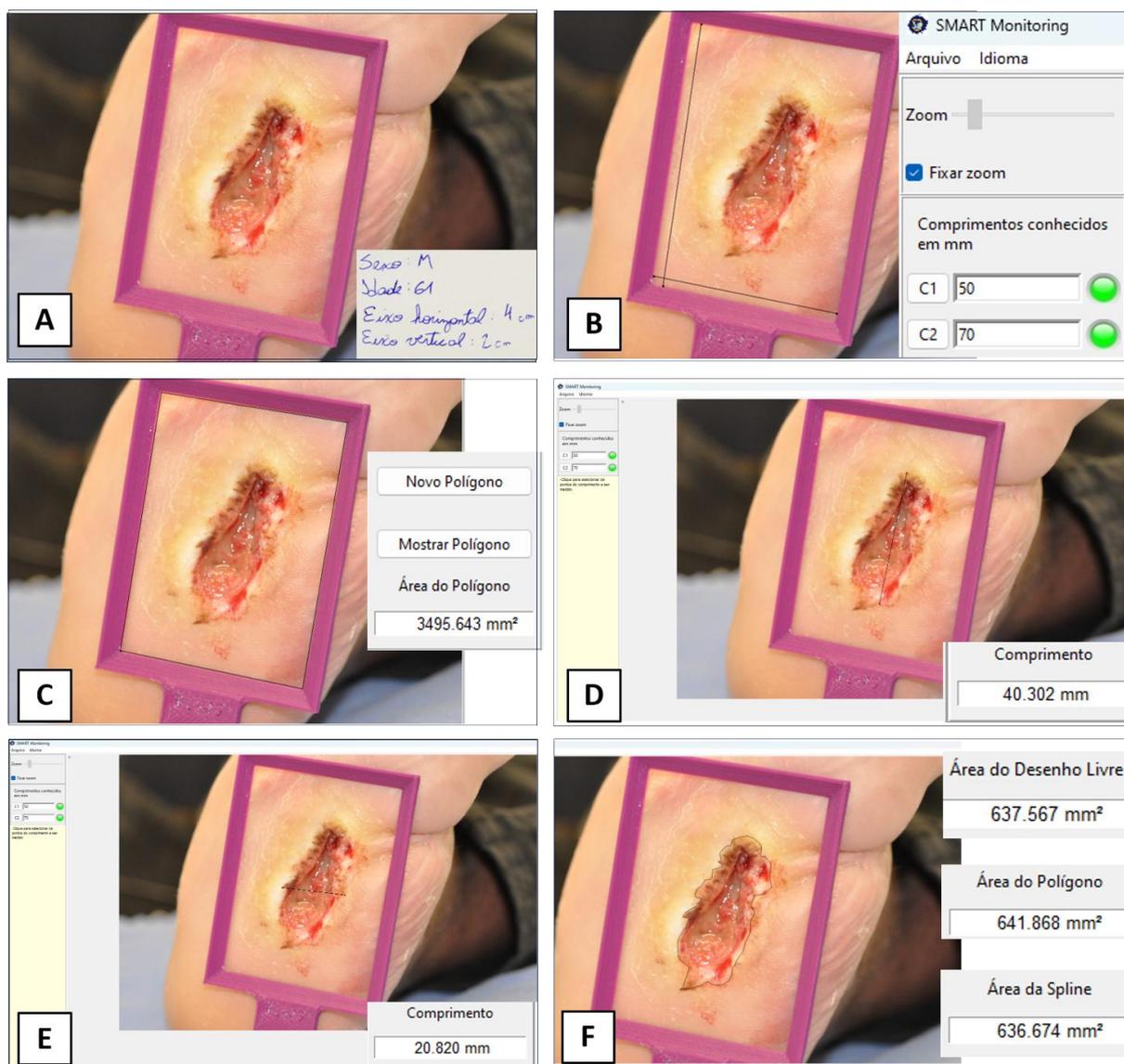


Figura 40 – Lesão localizada em planta de pé. A) Fotografia inicial realizada com dispositivo de escala 3D sobreposto à lesão. B) Calibração de escala considerando medidas de “C1” e “C2” sendo 50mm e 70mm, respectivamente. C) Validação – área do dispositivo de escala no *SMART Monitoring* (3495mm^2) de acordo com o valor real de 3500mm^2 . D) Medida de longo eixo vertical: 40,3mm. E) Medida de longo eixo horizontal: 20,8mm. F) Delimitação de área total da lesão utilizando as três ferramentas disponíveis: desenho livre (638mm^2), polígono (642mm^2) e *spline* (637mm^2). Fonte: o próprio autor.

O caso 4 representa uma placa branca de limites definidos localizada em lábio inferior de paciente do sexo feminino. A figura 41 exibe em A) fotografia clínica evidenciando método de medição de longos eixos utilizando sonda periodontal milimetrada e nas subsequentes B, C, D, E e F as etapas de mensuração utilizando o *SMART Monitoring*.

É possível notar que, na figura 41A, o lábio está em uma posição mais relaxada. Por outro lado, nas imagens em que o dispositivo de escala está em posição, o lábio está esticado e artificialmente deformado, consequências da pressão do dispositivo sobre o tecido. Isso

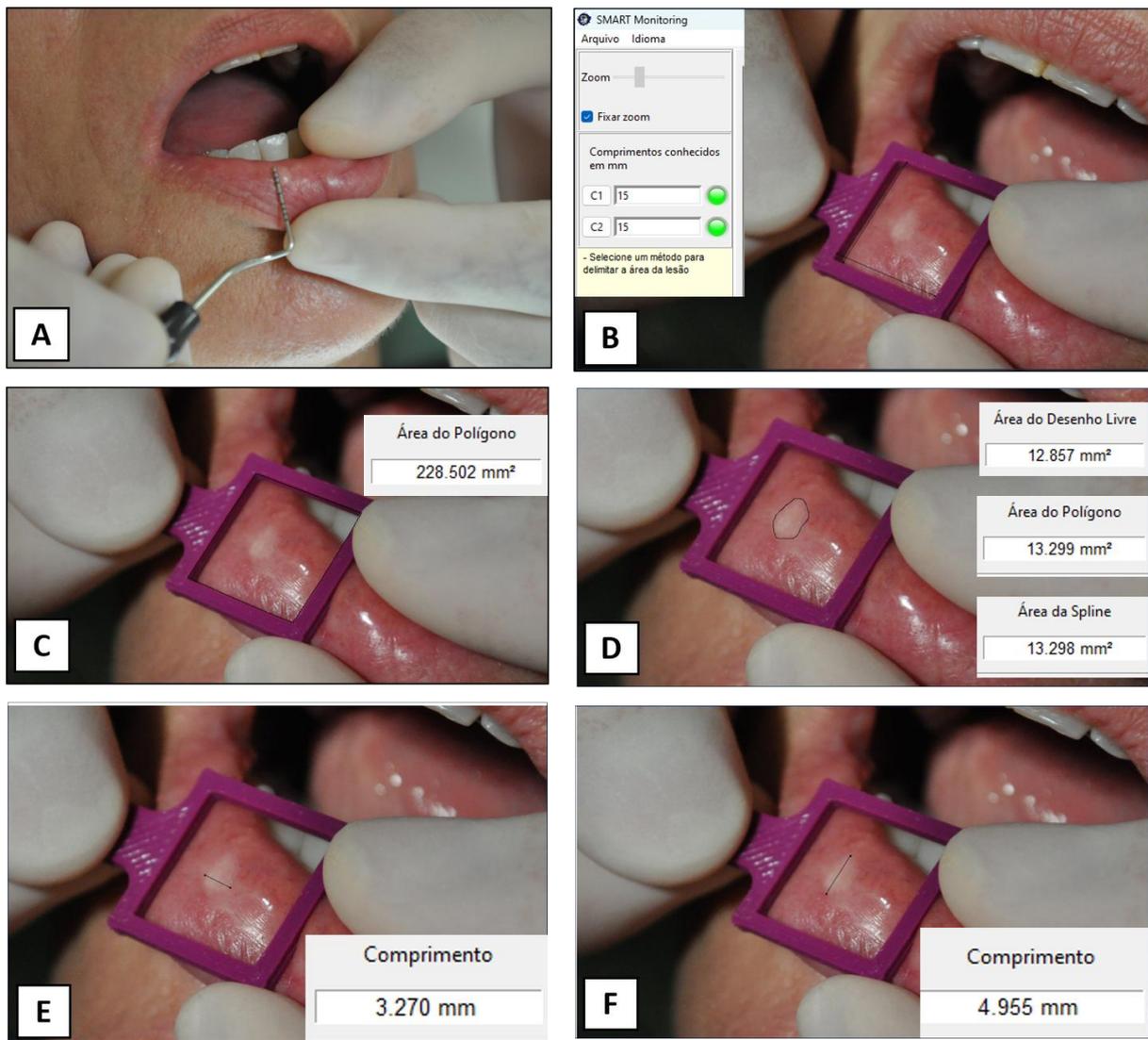


Figura 41 – Placa branca não-removível à raspagem localizada em lábio inferior. A) Fotografia clínica com sonda milimetrada posicionada paralelamente à lesão e evidenciando medida de longo eixo vertical de aproximadamente 4mm. B) Calibração de escala considerando medidas de “C1” e “C2” sendo de 15mm. C) Validação – área do dispositivo de escala (228mm²) próxima ao valor real (225mm²). D) Delimitação de área total da lesão utilizando as três ferramentas disponíveis: desenho livre (12,9mm²), polígono (13,3mm²) e spline (13,3mm²). E) Medida de longo eixo horizontal: 3,27mm. E) Medida de longo eixo vertical: 4,96mm. Fonte: o próprio autor.

Tabela 2 – Resumo de mensurações de casos clínicos realizadas com as ferramentas disponibilizadas no *SMART Monitoring*.

		Caso 1	Caso 2	Caso 3	Caso 4
Área total (mm²)	Desenho Livre	77,8	22,8	637,5	12,8
	Polígono	77,8	22,2	641,8	13,2
	Spline	79,0	21,9	636,6	13,2
Longos Eixos (mm)	Vertical	7,0	5,1	40,3	4,9
	Horizontal	17,6	5,5	20,8	3,2

provoca alteração das dimensões da lesão. De fato, percebe-se que o comprimento obtido no programa é de 4,955mm, valor superior ao esperado com base na medição com sonda milimetrada.

Com base no exposto, percebe-se que a rigidez dos dispositivos de escala também é algo a ser considerado. Molduras mais rígidas favorecem o posicionamento sobre o tecido base, permitindo uma leve compressão do mesmo e eliminando suas irregularidades mais acentuadas. Evidentemente, a compressão do tecido causa sua deformação, o que pode, por sua vez, deformar a lesão medida. Atenção deve ser tomada para evitar deformações excessivas das lesões medidas, inibindo assim medições não representativas da realidade.

Os resultados dos 4 casos clínicos expostos anteriormente estão resumidos na tabela 2.

5.5 DESENVOLVIMENTO DE *WEBSITE*

Considerando como principais objetivos facilitar o acesso a essa nova tecnologia em saúde e incentivar a democratização da ciência, a geração de conhecimento científico e a disseminação de informações, a ferramenta computacional desenvolvida nessa pesquisa foi disponibilizada *on-line*. Essa etapa foi vinculada ao projeto de iniciação científica da aluna de graduação em odontologia Vithória Rabelo Zimmer, a qual empregou ferramentas de programação e design para desenvolver e implementar um *site* público e de acesso livre ao *SMART Monitoring*. O site foi criado com foco nas melhores práticas de usabilidade e acessibilidade, o que permite à comunidade científica acessar e explorar o conteúdo de maneira fácil e intuitiva.

Acessando o link <http://www.smartmonitoring.ufsc.br> através de um navegador de internet, o público geral obtém informações sobre a equipe envolvida, detalhes sobre o programa em si (tutoriais de uso, perguntas frequentes, acesso aos dispositivos de escala e como usá-los), além dos projetos desenvolvidos a partir dessa criação. Portanto, todos os interessados podem efetuar o *download* da versão mais atualizada do programa, assim como dos arquivos de dispositivo de escala 3D prontos para impressão (figura 42).

O *site* do *SMART Monitoring* foi elaborado a partir da criação de um domínio hospedado dentro dos *sites* da UFSC. O ponto de partida foi a escolha do ambiente *WordPress* como base para o desenvolvimento, o que exigiu uma série de ferramentas e *plug-ins* para

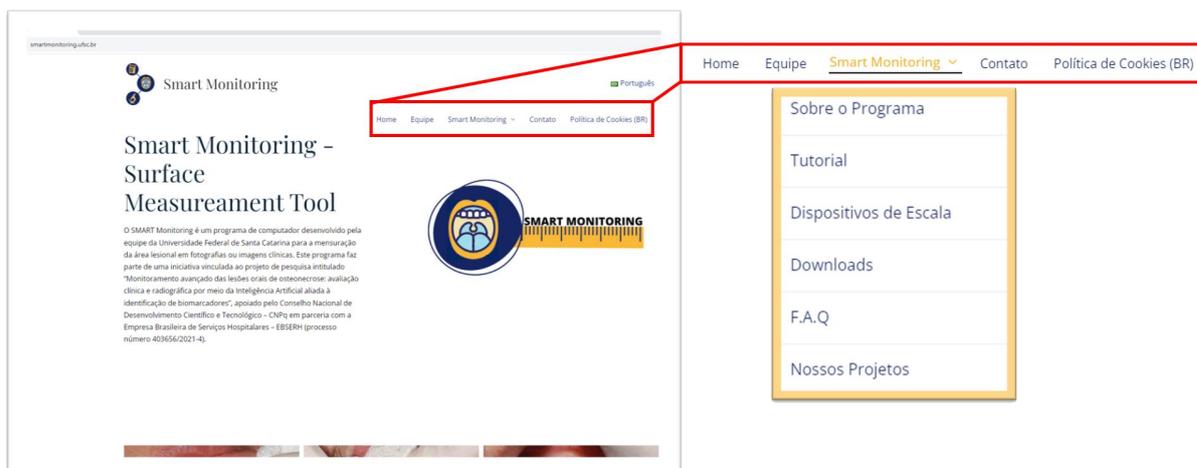


Figura 42 – Página inicial do *site* desenvolvido para disponibilizar o programa computacional ao público em geral. Observa-se uma breve apresentação (em preto) e, ao clicar no item “SMART Monitoring” (em amarelo), o usuário tem acesso ao protocolo de fotografia e de uso correto do programa, assim como dos dispositivos de escala. Na aba “Downloads”, o usuário pode obter o arquivo executável do *SMART Monitoring* e os arquivos dos dispositivos de escala. Fonte: o próprio autor.

alcançar suas funcionalidades e objetivos específicos. Foram realizadas as configurações iniciais necessárias para conectar o domínio à instalação do *WordPress*, garantindo um ambiente funcional e acessível. O *template* base para o site *SMART Monitoring*, foi escolhido através do *Astra Theme*, devido à sua versatilidade e facilidade de manuseio. Com essa base estabelecida, o construtor de páginas *Elementor* foi utilizado para simplificar a criação de *layouts* e a adição de elementos visuais, ajustes de cores e configurações de fontes de forma personalizada conforme a identidade proposta.

Para aprimorar as capacidades do *site*, especialmente quanto a usabilidade e acessibilidade, *plug-ins* foram implementados, cada qual considerando um propósito específico. A acessibilidade foi priorizada com a integração do *Vlibras Widget*, que oferece tradução em Língua Brasileira de Sinais (Libras), tornando o conteúdo acessível a pessoas com deficiência auditiva. O *plug-in Polylang* foi empregado para habilitar múltiplos idiomas na página, facilitando a compreensão e a divulgação da nova ferramenta computacional a nível internacional. As exigências de conformidade com regulamentações de privacidade e *cookies* foram atendidas pelo *plug-in Complianz*, que gerencia as políticas de privacidade e exibe informações de *cookies* de maneira adequada. A incorporação de elementos externos, como vídeos de terceiros, foi simplificada pelo *plug-in Code Embed*, o qual foi utilizado para hospedar os arquivos dos dispositivos de escala.

O *plug-in WP Forms Lite* foi empregado na criação de formulários de contato interativos, os quais possibilitam coletar dados como nome completo, país, contato e área de atuação do usuário. Essas informações são preenchidas pelo usuário para que seja

liberado o *download* do programa e podem ser relevantes para fins de conhecimento sobre o perfil dos interessados na ferramenta. Após finalizado o preenchimento dos dados, eles são encaminhados para o endereço de e-mail do próprio site (smartmonitoringufsc@gmail.com), acessados pela equipe de desenvolvedores, e o usuário é redirecionado para uma página específica onde consegue efetuar o *download* do programa. Para fins de viabilização do envio de e-mails por meio do *site*, foi integrado o *plug-in WP Mail SMTP*, com o objetivo de configurar o envio de e-mails através de serviços de terceiros, como os servidores do tipo *Simple Mail Transfer Protocol* (SMTP) de provedores de e-mail amplamente conhecidos, como o *Gmail*. Essa configuração é aplicada para o endereço de e-mail do próprio *site* citado anteriormente.

5.6 EQUIPAMENTO FOTOGRÁFICO

Por trabalhar com imagens, a qualidade das fotografias é essencial para o bom funcionamento do *SMART Monitoring*. As imagens devem permitir a adequada identificação da lesão, bem como de dois comprimentos conhecidos perpendiculares entre si. Além disso, as distorções de perspectiva decorrentes de proximidade devem ser minimizadas. Sabe-se que os requisitos que precisam ser observados são: resolução, foco, iluminação, enquadramento e afastamento.

Segundo o Bureau Internacional de Pesos e Medidas (BIPM), no contexto de metrologia, resolução é a menor variação em uma quantidade medida que causa uma mudança perceptível na indicação correspondente (GUIDES IN METROLOGY (JCGM); STANDARDIZATION (ISO), 2012). A resolução de uma imagem digital está associada à capacidade de capturar detalhes do ambiente fotografado. Para isso, o número de pixels é a grandeza fundamental. Quanto mais pixels houver no sensor da câmera, maior a capacidade da câmera em registrar detalhes (ANG, 2007). A resolução efetiva, ou seja, aquela que de fato representa o nível de detalhe que podemos ver em uma fotografia, depende também da objetiva usada. Do ponto de vista prático, deseja-se detectar pequenos detalhes na imagem que podem ser úteis para o processo de medição em si. De nada adianta um sensor com muitos pixels, se uma objetiva de baixa qualidade é usada (GRIMM; GRIMM, 1997).

Ao longo desse trabalho, foram usadas diversas fotos de pacientes. Todas essas imagens foram capturadas por uma câmera Canon EOS Digital Rebel XS. Trata-se de um modelo de junho de 2008 e conta com um sensor de 10,1MP. Atualmente, grande parte dos telefones celulares apresentam sensores de maior resolução. No entanto, a qualidade das imagens produzidas pela câmera citada é superior às imagens de celulares. Isso ocorre em razão da qualidade da objetiva. Objetivas de celulares são pequenas e precisam ser fabricadas com limitações de custo muito mais rigorosas do que objetivas de câmeras DSLR. Assim sendo, a objetiva macro utilizada para a captura de imagens nesse trabalho constitui o principal fator por trás da qualidade das imagens utilizadas (PATUSSI *et al.*, 2019).

Da mesma forma que a resolução é de suma importância para a medição de lesões, o foco é primordial para permitir a identificação de estruturas em imagens. Primeiramente, recomenda-se o uso de uma câmera com boa capacidade de focalização automática. Boa iluminação é, nesse caso, importante. Uma estratégia que pode ser utilizada para facilitar a focalização é usar menores aberturas de diafragma. Diafragmas mais fechados criam imagens com maior profundidade de campo. Profundidade de campo nada mais é do que a faixa de distância da câmera que aparece focalizada na imagem (GRIMM; GRIMM, 1997).

Quando a profundidade de campo é pequena, pequenas distâncias para perto ou longe da câmera desde o ponto focalizado na imagem são suficientes para provocar a perda de foco do objeto na fotografia. Quando a profundidade de campo é grande, mesmo objetos que estejam distantes do ponto focalizado na imagem, tanto para perto quanto para longe da câmera, estão também focalizados na fotografia (GRIMM; GRIMM, 1997). O fechamento do diafragma restringe a entrada de luz na câmera. Assim, para o uso desse artifício, necessita-se de uma boa iluminação ou do uso de algum artifício fotométrico, como o aumento da sensibilidade do sensor ou o aumento do tempo de exposição. As duas últimas alternativas, no entanto, prejudicam a qualidade da imagem (ANG, 2007). Assim, o uso de iluminação adequada é o melhor caminho para as fotografias utilizadas no *SMART Monitoring*. Para a adequada iluminação da cavidade oral, recomenda-se o uso de um flash. No caso das imagens desse trabalho, usou-se um flash do tipo circular. Assim, foi possível tomar imagens com as estruturas adequadamente iluminadas.

Conforme já explicitado, as imagens devem ser feitas de modo a permitir a identificação da lesão, bem como dois segmentos de comprimentos conhecidos perpendiculares entre si. Assim, não é necessário que a moldura ou outro dispositivo apareça completamente na imagem, desde que seja possível identificar duas arestas por completo, as quais permitam a calibração. Vale frisar, novamente, a necessidade de se respeitar um afastamento mínimo da câmera à região fotografada, a fim de se reduzir os efeitos de distorção de perspectiva por proximidade.

5.7 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

As principais limitações desse estudo contaram tanto com aspectos pessoais quanto institucionais. Pessoalmente, as principais dificuldades acerca do trabalho foram em relação à teoria da parte física, matemática e de computação, as quais foram necessárias para o desenvolvimento e compreensão do funcionamento do *SMART Monitoring*. Em linhas gerais, o presente trabalho envolveu muitos conhecimentos externos aos limites da odontologia e até das ciências da saúde, uma vez que o trabalho tratou do desenvolvimento do programa e dos dispositivos de escala em si. As aplicações possíveis na área da saúde, por sua vez, ocorrerão a partir do lançamento do programa, momento este que permitirá o acompanhamento quantitativo de lesões e patologias diversas. Por outro lado,

os trâmites relacionados ao registro de propriedade intelectual foram dispendiosos, visto que o processo foi iniciado em outubro de 2022, passando por procedimentos internos entre a EBSEH e a UFSC, tendo sido encaminhado ao INPI em agosto de 2023. No tocante aos equipamentos, a equipe contou apenas com uma câmera fotográfica, a qual estava vinculada ao NOH e, por se tratar de um equipamento antigo, apresentava defeitos intermitentes, o que muitas vezes inviabilizou as tomadas fotográficas.

6 CONCLUSÃO

Conclui-se que foi possível criar um programa de computador inédito destinado a medições de lesões planas. O programa foi nomeado *SMART Monitoring* e está disponível para a comunidade científica por meio de *download* em um *website*. A criação de dispositivos de escala, necessários para uso do programa, também foi possível utilizando uma impressora 3D, obtendo dispositivos de diversos tamanhos, de fácil acesso e de baixo custo.

Testes de validação confirmam a acurácia do programa no cálculo de áreas e comprimentos. A solução proposta nesse trabalho é superior ao padrão utilizado até então. Assim, conclui-se que o programa SMART Monitoring representa um avanço tecnológico que pode colaborar tanto como ferramenta de pesquisa, como no acompanhamento de pacientes.

O programa e os gabaritos para impressão 3D estão disponibilizados em um site vinculado à UFSC para acesso gratuito ao público em geral. Nele, constam protocolos de utilização do programa, assim como respostas a perguntas frequentes, contato dos integrantes da equipe, dentre outros.

Para trabalhos futuros, recomenda-se a implementação de ferramentas que considerem tanto distorções de perspectiva decorrentes de proximidade, como recursos de edição e salvamento de imagens.

REFERÊNCIAS

ANG, Tom. **Fotografia Digital: uma introdução**. 2. ed. [S.l.]: Senac, 2007.

AWAN, K. H.; MORGAN, P. R.; WARNAKULASURIYA, S. Assessing the accuracy of autofluorescence, chemiluminescence and toluidine blue as diagnostic tools for oral potentially malignant disorders—a clinicopathological evaluation. **Clinical Oral Investigations**, v. 19, p. 2267–2272, 9 dez. 2015. ISSN 1432-6981. DOI: 10.1007/s00784-015-1457-9.

BERKENFELD, Diane *et al.* **Focal Length | Understanding Camera Zoom & Lens Focal Length | Nikon | Nikon**. Disponível em: <https://www.nikonusa.com/en/learn-and-explore/a/tips-and-techniques/understanding-focal-length.html>.

BIRUR, Praveen N. *et al.* Mobile health application for remote oral cancer surveillance. **The Journal of the American Dental Association**, v. 146, p. 886–894, 12 dez. 2015. ISSN 00028177. DOI: 10.1016/j.adaj.2015.05.020.

BRITANNICA. **Light | Definition, Properties, Physics, Characteristics, Types, & Facts | Britannica**. Ago. 2023. Disponível em: <https://www.britannica.com/science/light>.

BRITANNICA, Encyclopaedia. **Projection | Perspective, Orthographic, Axonometric | Britannica**. 2023. Disponível em: <https://www.britannica.com/science/projection-geometry>.

CÂNCER, Instituto Nacional de. **Neoplasia maligna da cavidade oral (taxas brutas)**. Nov. 2022.

CARRARD, VC *et al.* Telediagnosis of oral lesions in primary care: The EstomatoNet Program. **Oral Diseases**, v. 24, p. 1012–1019, 6 set. 2018. ISSN 1354523X. DOI: 10.1111/odi.12851.

DA SILVA PINTO, Samara. **Avaliação clínica das exposições ósseas bucais: correção da perspectiva nas imagens fotográficas para mensuração das lesões**. 2022. F. 27–29. Universidade Federal de Santa Catarina.

EPSTEIN, Joel B *et al.* The limitations of the clinical oral examination in detecting dysplastic oral lesions and oral squamous cell carcinoma. **Journal of the American Dental Association (1939)**, v. 143, p. 1332–42, 12 dez. 2012. ISSN 1943-4723. DOI: 10.14219/jada.archive.2012.0096.

ESTRELA, Carlos. **Controle de infecção em odontologia**. Artes Médicas. [S.l.: s.n.], 2003.

FARAH, Camile S.; JANIK, Maya *et al.* Dynamic real-time optical microscopy of oral mucosal lesions using confocal laser endomicroscopy. **Journal of Oral Pathology Medicine**, v. 52, p. 539–547, 6 jul. 2023. ISSN 0904-2512. DOI: 10.1111/jop.13437.

FARAH, Camile S.; WOO, Sook-bin *et al.* Oral Cancer and Oral Potentially Malignant Disorders. **International Journal of Dentistry**, v. 2014, p. 1–6, 2014. ISSN 1687-8728. DOI: 10.1155/2014/853479.

FELLER, Liviu; KHAMMISSA, Razia A. G.; LEMMER, Johan. A Review of the Aetiopathogenesis and Clinical and Histopathological Features of Oral Mucosal Melanoma. **The Scientific World Journal**, v. 2017, p. 1–7, 2017. ISSN 2356-6140. DOI: 10.1155/2017/9189812.

FERLAY, J *et al.* **Global Cancer Observatory: Cancer Tomorrow**. 2020. Disponível em: <https://gco.iarc.fr/tomorrow>.

FEYNMAN, Richard Phillips; LEIGHTON, Robert B; SANDS, Matthew. **The Feynman lectures on physics**. [S.l.]: Addison-Wesley Reading, MA, 1971. v. 1.

FONSECA, Bruna Basso *et al.* Telediagnosis of oral lesions using smartphone photography. **Oral Diseases**, v. 28, p. 1573–1579, 6 set. 2022. ISSN 1354-523X. DOI: 10.1111/odi.13972.

GIBSON, Ian; ROSEN, David; STUCKER, Brent. **Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing**. 2. ed. [S.l.]: Springer, 2015.

GRIMM, Tom; GRIMM, Michele. **The Basic Book of Photography**. 4. ed. [S.l.]: Plume, 1997.

GUIDES IN METROLOGY (JCGM), Joint Committee for; STANDARDIZATION (ISO), International Organization for. **International vocabulary of metrology – Basic and general concepts and associated terms (VIM)**. [S.l.], 2012.

HARON, Nabihah; ZAIN, Rosnah binti; RAMANATHAN, Anand *et al.* m-Health for Early Detection of Oral Cancer in Low- and Middle-Income Countries. **Telemedicine and e-Health**, v. 26, p. 278–285, 3 mar. 2020. ISSN 1530-5627. DOI: 10.1089/tmj.2018.0285.

HARON, Nabihah; ZAIN, Rosnah Binti; NABILLAH, Wan Maria *et al.* Mobile Phone Imaging in Low Resource Settings for Early Detection of Oral Cancer and Concordance with Clinical Oral Examination. **Telemedicine and e-Health**, v. 23, p. 192–199, 3 mar. 2017. ISSN 1530-5627. DOI: 10.1089/tmj.2016.0128.

HOWARD, Jack. **What is a Zoom Lens and When to Choose a Zoom Lens?** | **SIGMA Blog**. 2020. Disponível em: <https://blog.sigmaphoto.com/2020/what-is-a-zoom-lens/>.

IOCCA, Oreste *et al.* **Potentially malignant disorders of the oral cavity and oral dysplasia: A systematic review and meta-analysis of malignant transformation rate by subtype**. v. 42. [S.l.]: John Wiley e Sons Inc., mar. 2020. P. 539–555. DOI: 10.1002/hed.26006.

JULLIEN, J A *et al.* Evaluation of health care workers' accuracy in recognising oral cancer and pre-cancer. **International dental journal**, v. 46, p. 334–9, 4 ago. 1996. ISSN 0020-6539.

LIN, Iris *et al.* **Intraoral Photography Recommendations for Remote Risk Assessment and Monitoring of Oral Mucosal Lesions**. [S.l.], 2020.

MELLO, Fernanda Weber *et al.* Prevalence of oral potentially malignant disorders: A systematic review and meta-analysis. **Journal of Oral Pathology Medicine**, v. 47, p. 633–640, 7 ago. 2018. ISSN 09042512. DOI: 10.1111/jop.12726.

MULLER, Susan; TILAKARATNE, Wanninayake M. Update from the 5th Edition of the World Health Organization Classification of Head and Neck Tumors: Tumours of the Oral Cavity and Mobile Tongue. **Head and Neck Pathology**, Springer, mar. 2022. ISSN 19360568. DOI: 10.1007/s12105-021-01402-9.

NEVILLE, BW *et al.* **Patologia Oral e Maxilofacial**. Edição: Elsevier. 3^a. [S.l.: s.n.], 2009. P. 972.

ODELL, Edward *et al.* **Oral epithelial dysplasia: Recognition, grading and clinical significance**. v. 27. [S.l.]: John Wiley e Sons Inc, nov. 2021. P. 1947–1976. DOI: 10.1111/odi.13993.

PALLAGATTI, S. *et al.* Toluidine blue staining as an adjunctive tool for early diagnosis of dysplastic changes in the oral mucosa. **Journal of Clinical and Experimental Dentistry**, e187–91, 2013. ISSN 19895488. DOI: 10.4317/jced.51121.

PATUSSI, Eduardo Grigollo *et al.* Comparisons between photographic equipment for dental use: DSLR cameras vs. smartphones. **Revista da Faculdade de Odontologia - UPF**, v. 24, p. 198–203, 2 dez. 2019. ISSN 2318-843X. DOI: 10.5335/rfo.v24i2.10437.

POPESCU, M; STURZA, M. **Stomatoscopy in the early diagnosis of buccal cancer**. 4. ed. [S.l.: s.n.], 1968. v. 18, p. 694–707.

REIBEL, J *et al.* Oral potentially malignant disorders and oral epithelial dysplasia. *In*: NAGGAR, A. K. El *et al.* (Ed.). 4th. [S.l.]: IARC Press, 2017. P. 112–115.

SCHILITZH, A *et al.* Estimativa 2020: incidência de câncer no Brasil. **Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA)**, 2019.

SCHINDELIN, Johannes *et al.* Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. **Nature Methods**, v. 9, p. 676–682, 7 jul. 2012. ISSN 1548-7091. DOI: 10.1038/nmeth.2019.

SCHNEIDER, Caroline A; RASBAND, Wayne S; ELICEIRI, Kevin W. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. **Nature Methods**, v. 9, p. 671–675, 7 jul. 2012. ISSN 1548-7091. DOI: 10.1038/nmeth.2089.

SCHROEDER, Alexandra B. *et al.* The ImageJ ecosystem: Open-source software for image visualization, processing, and analysis. **Protein Science**, v. 30, p. 234–249, 1 jan. 2021. ISSN 0961-8368. DOI: 10.1002/pro.3993.

SEOANE, J *et al.* Oral cancer: experiences and diagnostic abilities elicited by dentists in North-western Spain. **Oral Diseases**, v. 12, p. 487–492, 5 set. 2006. ISSN 1354-523X. DOI: 10.1111/j.1601-0825.2005.01225.x.

SIEGEL, Rebecca L. *et al.* Cancer statistics, 2023. **CA: A Cancer Journal for Clinicians**, v. 73, p. 17–48, 1 jan. 2023. ISSN 0007-9235. DOI: 10.3322/caac.21763.

SPEIGHT, Paul M.; KHURRAM, Syed Ali; KUJAN, Omar. Oral potentially malignant disorders: risk of progression to malignancy. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology**, v. 125, p. 612–627, 6 jun. 2018. ISSN 22124403. DOI: 10.1016/j.oooo.2017.12.011.

TESFALUL, Martha *et al.* Evaluating the potential impact of a mobile telemedicine system on coordination of specialty care for patients with complicated oral lesions in Botswana. **Journal of the American Medical Informatics Association**, v. 23, e142–e145, e1 abr. 2016. ISSN 1527-974X. DOI: 10.1093/jamia/ocv140.

WARNAKULASURIYA, Saman. Oral potentially malignant disorders: A comprehensive review on clinical aspects and management. **Oral Oncology**, Elsevier Ltd, v. 102, mar. 2020. ISSN 18790593. DOI: 10.1016/j.oraloncology.2019.104550.

WARNAKULASURIYA, Saman *et al.* Oral potentially malignant disorders: A consensus report from an international seminar on nomenclature and classification, convened by the WHO Collaborating Centre for Oral Cancer. **Oral Diseases**, v. 27, p. 1862–1880, 8 nov. 2021. ISSN 1354-523X. DOI: 10.1111/odi.13704.

WOOD, N.K.; GOAZ, P.W. **Differential Diagnosis of Oral and Maxillofacial Lesions**. 5ed. [S.l.: s.n.], 1997. P. 14–38.

YANG, Eric C. *et al.* Noninvasive diagnostic adjuncts for the evaluation of potentially premalignant oral epithelial lesions: current limitations and future directions. **Oral**

Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology, Mosby, v. 125, p. 670–681, 6 jun. 2018. ISSN 2212-4403. DOI: 10.1016/J.0000.2018.02.020.

ZADIK, Yehuda *et al.* Evaluation of oral mucosal diseases: inter- and intra-observer analyses. **Journal of Oral Pathology & Medicine**, v. 41, p. 68–72, 1 jan. 2012. ISSN 09042512. DOI: 10.1111/j.1600-0714.2011.01070.x.

ZEWAIL, Ahmed H. Micrographia of the twenty-first century: from camera obscura to 4D microscopy. **Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences**, v. 368, p. 1191–1204, 1914 mar. 2010. ISSN 1364-503X. DOI: 10.1098/rsta.2009.0265.

ZIMMERMANN, Caroline. **Avaliação do impacto da associação de imagens à descrição clínica visando a regulação do acesso ambulatorial em Estomatologia**. 2019. Universidade Federal de Santa Catarina.

ZIMMERMANN, Caroline *et al.* The use of tools to support oral lesion description in oral medicine referrals. **Brazilian Oral Research**, v. 31, 0 nov. 2017. ISSN 1806-8324. DOI: 10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0093.

ANEXO A – CERTIFICADO DE REGISTRO DE PROGRAMA DE COMPUTADOR



REPÚBLICA FEDERATIVA DO BRASIL
MINISTÉRIO DO DESENVOLVIMENTO, INDÚSTRIA, COMÉRCIO E SERVIÇOS
INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL
DIRETORIA DE PATENTES, PROGRAMAS DE COMPUTADOR E TOPOGRAFIAS DE CIRCUITOS

Certificado de Registro de Programa de Computador

Processo Nº: **BR512023002586-0**

O Instituto Nacional da Propriedade Industrial expede o presente certificado de registro de programa de computador, válido por 50 anos a partir de 1º de janeiro subsequente à data de 27/09/2022, em conformidade com o §2º, art. 2º da Lei 9.609, de 19 de Fevereiro de 1998.

Título: SMART MONITORING

Data de publicação: 27/09/2022

Data de criação: 27/09/2022

Titular(es): UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA; EBSEH - EMPRESA BRASILEIRA DE SERVICOS HOSPITALARES

Autor(es): FABIANE SMIDERLE; GUILHERME GRANDO CARQUEJA; ANDRÉ PROVENSI; GUSTAVO DAVI RABELO; RICARDO ARMINI CALDAS; LILIANE JANETE GRANDO

Linguagem: PYTHON

Campo de aplicação: SD-03; SD-05; SD-06; SD-08; SD-11

Tipo de programa: AP-01; IT-02; IT-03; TC-01

Algoritmo hash: SHA-512

Resumo digital hash:

3fb0fd2fa5e69a597ef4ffa019e09dd91b7d85abca3024cc901ae42bd9b024c80b79cdb25a0b0184b8e13f6b73d49122446d6044e37335357839b34e9d657434

Expedido em: 12/09/2023

Aprovado por:

Carlos Alexandre Fernandes Silva
Chefe da DIPTO