

Lucas Cerqueira Rodrigues

SISTEMA COMPUTACIONAL DE MEDIDAS DE COLORAÇÕES HUMANAS PARA EXAME MÉDICO DE SUDORESE

Limeira 2015



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS FACULDADE DE TECNOLOGIA

Lucas Cerqueira Rodrigues

SISTEMA COMPUTACIONAL DE MEDIDAS DE COLORAÇÕES HUMANAS PARA EXAME MÉDICO DE SUDORESE

Dissertação de Mestrado apresentada ao programa de Pós-Graduação da Faculdade de Tecnologia da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de Mestre em Tecnologia, área de concentração AA – Tecnologia e Inovação, na linha de pesquisa Gestão, Processamento e Armazenamento da Informação.

Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Garcia de Carvalho

Limeira 2015

Ficha catalográfica Universidade Estadual de Campinas Biblioteca da Faculdade de Tecnologia Felipe de Souza Bueno - CRB 8/8577

Rodrigues, Lucas, 1988-

R618s Sistema computacional de medidas de colorações humanas para exame médico de sudorese / Lucas Cerqueira Rodrigues. – Limeira, SP : [s.n.], 2015.

> Orientador: Marco Antonio Garcia de Carvalho. Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Tecnologia.

> Processamento de imagens. 2. Algoritmo K-Means. 3. Exame de sudorese.
> Sensor Kinect. I. Carvalho, Marco Antonio Garcia de,1970-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Tecnologia. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Human coloring measures computer system for medical sweat test Palavras-chave em inglês: Image processing K-Means algorithm Sweat test Kinect sensor Área de concentração: Tecnologia e Inovação Titulação: Mestre em Tecnologia Banca examinadora: Marco Antonio Garcia de Carvalho [Orientador] Amilton Antunes Barreira Wu Shin Ting Data de defesa: 29-04-2015 Programa de Pós-Graduação: Tecnologia

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM TECNOLOGIA ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: TECNOLOGIA E INOVAÇÃO

Sistema computacional de medidas de colorações humanas para exame médico de sudorese

Lucas Cerqueira Rodrigues

A Banca Examinadora composta pelos membros abaixo aprovou esta Dissertação:

Mores And a de Canalis

Prof. Dr. Marco Antonio Garcia de Carvalho FT/UNICAMP Presidente

11

Prof. Dr. Amilton Antunes Barreira FMRP/USP

Profa. Dra. Wu Shin-Ting FEEC/UNICAMP

Agradecimentos

A esta universidade e o seu corpo docente que contribuíram diretamente com a minha formação e conhecimentos necessários para a realização deste trabalho.

Ao meu professor e orientador Prof. Dr. Marco Antonio Garcia Carvalho pelo suporte nas revisões, correções, incentivos e principalmente pela oportunidade oferecida.

Ao Prof. Dr. Amilton Antunes Barreira pela abertura em auxiliar seu trabalho sobre o Exame de Sudorese iodo-amido, em andamento, e pelas críticas e orientações recomendadas durante o processo de qualificação.

Ao Rodrigo Melo Conde e a Tatiana Fusco, integrantes da equipe do Hospital das Clínicas, Ribeirão Preto/SP, pelo suporte durante os experimentos realizados e ajuda com o fornecimento de informações e materiais de estudo sobre o tema ao decorrer do desenvolvimento do trabalho.

A Profa. Dra. Wu Shin Ting por suas contribuições durante o processo de qualificação, intervenções fundamentais para a evolução do trabalho.

A minha mãe Regina Célia Cerqueira Rodrigues, professora e diretora de escola, pelo auxílio no desenvolvimento do texto e apoio incondicional.

Aos meus familiares, namorada e amigos pelo apoio, incentivo e compreensão, deixo registrado o meu muito obrigado.

Resumo

Na pesquisa médica, o exame de sudorese é utilizado para destacar as regiões do corpo onde o paciente transpira, sendo estas úteis para o médico identificar possíveis lesões no sistema nervoso simpático. Os estudos acerca deste exame apontam a inexistência de um processo de identificação automática dessas regiões de interesse do corpo. Neste trabalho, utilizou-se o Kinect® para ajudar nesta solução. Este dispositivo é capaz escanear objetos 3D e possui uma biblioteca de funções computacionais para desenvolvimento de sistemas. Este trabalho tem o objetivo de construir um sistema computacional cujo propósito é desenvolver uma solução semiautomática para análise de imagens digitais provenientes de exames de sudorese. O sistema em foco permite classificar as regiões do corpo onde o paciente transpira, por intermédio de seu escaneamento 3D utilizando o Kinect®, e gerar um relatório para o médico com as informações consolidadas de forma a realizar o diagnóstico com facilidade, rapidez e precisão. O trabalho teve início em 2013, no laboratório IMAGELab da FT/UNICAMP em Limeira/SP e contou com o apoio de uma das equipes do Hospital das Clínicas da USP de Ribeirão Preto/SP que realiza os estudos sobre o Exame de Sudorese iodo-amido. A contribuição do trabalho consistiu na análise, modelagem e construção do aplicativo computacional, que utiliza o algoritmo de segmentação de imagem K-Means para segmentação das regiões sobre a superfície do paciente, integrado ao uso do dispositivo Kinect ®. A aplicação validou-se por meio de experimentos em pacientes reais.

Palavras chaves: segmentação de imagens, K-Means, exame de sudorese, Kinect @.

Abstract

In medical research, the Sweat Test is used to highlight regions where the patient sweats, which are useful for the doctor to identify possible lesions on the sympathetic nervous system. Studies on this test indicate some difficulties in the automatic identification of body regions. In this project, we used the Kinect® device to help in this solution. Created by Microsoft®, the Kinect® is able to identify distance and has a library for systems development. This work aims to build a computer system intending to resolve some of the difficulties encountered during the research in the examination of sweating. The system created allows classify regions of the body where the patient sweats, through its 3D scanning, using the Kinect®, and export to the doctor the consolidated information in order to make a diagnosis quickly, easily and accurately. The project began in 2013 in ImageLab laboratory FT / UNICAMP in Limeira / SP and had the support of one of the USP Clinical Hospital teams in Ribeirão Preto / SP that performs studies on the Sweating Exam Iodine-Starch. The contribution to knowledge was in the software construction using the Kinect® and the image segmentation using K-Means algorithm for targeting regions on the surface of the patient. The application is validated by experiments on real patients.

Keywords: image segmentation, K-Means, Thermoregulatory Sweat Test, Kinect.

Sumário

AGRADECIMENTOS	VI
RESUMO	vii
ABSTRACT	VIII
SUMÁRIO	іх
LISTA DE FIGURAS	Хі
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Motivação e justificativa	2
1.2 Desafios da Pesquisa	3
1.3 Objetivos	4
1.4 Organização do texto	4
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	6
2.1 Exames de Sudorese	6
2.2 IMAGEM DIGITAL	10
2.3 Modelos de cor	
2.3.1 Modelo RGB	
2.3.2 Modelo HSV	
2.3.3 Modelos CIE L*a*b*	
2.4 Conversão de Cores	21
2.5 Diferença de Cor	22
2.6 Aquisição de Objeto 3D	23
2.7 KINECTFUSION	25
3 MATERIAIS E MÉTODOS	27
3.1 Materiais	27
3.2 Métodos	
3.2.1 Workflows	29
- 3.2.2 Segmentação	
3.2.2.1 Limiar de Separação (thresholding)	
3.2.2.2 Agrupamento HSV	
3.2.2.3 K-Means	

4 EXPERIMENTOS E RESULTADOS	39
4.1 Apresentação do Sistema	39
4.1.1 Visão Geral e Funcionalidades	
4.1.2 Interface	40
4.2 Experimentos	46
4.2.1 Experimentos Iniciais	46
4.2.2 Experimentos com Seres Humanos	48
4.3 Resultados	60
5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	63
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	65

Lista de Figuras

	2
FIGURA 1. APELCAÇÃO DO Q.S.T EN DIVIPACIENTE (GOTTIVIANIN, 1947).	2
Elculta 2. Resultados dos evantes de sudorese	, م
	oo
FIGURA 4. CAMARA USADA NOS EXPERIMENTOS NO FIC/ USP	
	10
FIGURA 7: ILUSTRAÇÃO DA DIFERENÇA ENTRA RESOLUÇÕES DE IMAGENS.	
FIGURA 8: DECOMPOSIÇAO DE UMA IMAGEM RGB	14
FIGURA 9: CUBO DO MODELO RGB (CATTIN, 2014)	15
FIGURA 10: CONE HEXAGONAL DO HSV (CATTIN, 2014)	16
FIGURA 11: MODELO DE COR CIELAB (ADOBE, 2014)	
FIGURA 12: ESPAÇO DE CORES UNIFORME CIELAB 76	20
FIGURA 13: INTERAÇÃO COM O SISTEMA DE VISUALIZAÇÃO DE IMAGENS MÉDICAS	25
FIGURA 14: MATERIAIS UTILIZADOS NA PESQUISA	27
FIGURA 15: WORKFLOW DO SISTEMA COMPUTACIONAL	29
Figura 16: Diagrama de interação Usuário/Sistema	31
FIGURA 17: EXEMPLO DE IMAGEM CAPTURADA	34
FIGURA 18: CORES SELECIONADAS PARA CLASSIFICAÇÃO	35
FIGURA 19: TELA INICIAL DO SISTEMA CHECS	41
Figura 20: Tela de seleção de cores	42
FIGURA 21: TELA DE STATUS DO PROCESSAMENTO	43
Figura 22: Tela de visualização	44
Figura 23: Tela de relatório	45
FIGURA 24: OBJETO GERADO PELO ESCANEAMENTO DE UM VIOLÃO	46
FIGURA 25: A 1º IMAGEM EXIBE O BONECO REAL, A 2º O RESULTADO GERADO	47
Figura 26: Ilustração do exame (a) e do escaneamento (b)	49
FIGURA 27: APLICAÇÃO DO IODO SOBRE A PELE DO CONTROLE	50
Figura 28: Comparação do controle antes (a) e depois (b) do exame	50
Figura 29: Tela de seleção de cores de interesse	51
FIGURA 30: TELA DE STATUS DO PROCESSAMENTO	52
FIGURA 31: TELA DE INTERAÇÃO COM AS REGIÕES SEGMENTADAS	53
FIGURA 32: RELATÓRIO GERADO PELO SISTEMA	54

FIGURA 33: EXEMPLOS DE IMAGENS REGISTRADAS PELO SISTEMA CHECS	55
Figura 34: Sequência de fotos do Kinect®	56
Figura 35: Segmentação das regiões encontradas	57
Figura 36: Representação das cores ilustrativas	57
Figura 37: Regiões de hipoidrose no paciente	58
Figura 38: Aplicação do filtro Find Edges	59
Figura 39: União das regiões de interesse.	60
Figura 40: Comparação entre segmentações	62

1 Introdução

Existe uma crescente demanda de tecnologia na área médica. Muitos hospitais já possuem toda a sua operação gerenciada com o suporte de sistemas de computador. Além disso, cirurgias estão sendo executadas remotamente, equipamentos tecnológicos extraem informações antes não conhecidas por meio da avaliação humana. Na busca pela agilidade e precisão do diagnóstico, são inúmeras as necessidades por novas tecnologias.

A ideia deste trabalho surgiu mediante as observações de um exame médico realizado no Hospital das Clínicas da USP/Ribeirão Preto. Um novo tipo de exame médico desenvolveu-se para recolher informações sobre quais regiões do corpo do paciente produz suor quando induzido a tal.

O diagnóstico baseado no exame de sudorese é relevante para obter informações sobre distúrbios causados por lesões no sistema nervoso e para determinar o sucesso das cirurgias que envolvem a remoção de parte do sistema simpático do paciente (GUTTMANN, 1947).

De acordo com estudos anteriores, o exame de sudorese foi utilizado durante a Segunda Guerra Mundial, sendo muito eficaz para avaliar as regiões do corpo com suor.

Atualmente, no Hospital das Clínicas, este estudo evoluiu e o exame utiliza o iodo e o amido como base para definir as regiões com suor, por meio da aplicação destas substâncias em toda superfície da pele tornando o processo bem trabalhoso. Em seguida, o paciente é induzido ao suor e, sob uma avaliação aproximada, o médico pode ser capaz de elaborar um diagnóstico. O iodo irá reagir com o suor e a sua coloração passará de um tom amarelado para um marrom escuro.

O processo de avaliação do resultado é manual, demorado e sujeito a erros humanos, daí a necessidade de automatizá-lo. A presente proposta consiste em construir um sistema computacional, capaz de interpretar os resultados do exame e exportar as informações consolidadas em forma de relatório.

É necessário desenvolver um sistema rápido, de forma a não ocupar o paciente por um longo período; e ao mesmo tempo intuitivo, considerando seu uso por não especialistas em computação.

1.1 Motivação e justificativa

A principal motivação do trabalho foi auxiliar o exame de sudorese que é hoje realizado no Hospital das Clínicas da USP de Ribeirão Preto. Este exame é pouco estudado no mundo. Dos trabalhos existentes, nenhum utiliza algum método automático para avaliar o resultado. Neste sentido, a área da tecnologia possui grande potencial de aplicabilidade e inovação na proposição de uma solução automática.

O exame de sudorese foi citado pela primeira vez em 1947, por meio de um artigo de Guttman. Chamado pelas siglas Q.S.T, o *Quinizarin Sweat Test* é um exame que identifica as regiões onde o paciente está suando com utilização das substâncias amido de arroz, ácido de quinizarina e carbonato de sódio. O ácido de quinizarina reage com o suor do paciente e sua coloração é alterada para tons de azul (GUTTMANN, 1947).

A Figura 1 apresenta o resultado da aplicação do Q.S.T. As regiões escuras indicam a transpiração do paciente. O suor reagiu com a substância sobre a sua pele e alterou sua coloração.



Figura 1: Aplicação do Q.S.T em um paciente (GUTTMANN, 1947).

Este trabalho teve a colaboração do Prof. Dr. Amilton Antunes Barreira e sua equipe fornecendo informações e artigos científicos da área médica, tornando possível auxiliar o exame

de sudorese realizado no Hospital das Clínicas (HC) da USP/Ribeirão Preto. Este estudo, portanto, é uma evolução do método Q.S.T.

No HC, o ácido de quinizarina já não é mais utilizado como substância padrão para as aplicações. Hoje em dia usa-se iodo para reagir com o suor e alterar a coloração, e o amido de milho para fixação das regiões coloridas.

O problema da inexistência de uma forma padrão para calcular a área das regiões onde existe suor está relacionado ao grau de subjetividade da análise visual, às questões associadas à análise da imagem gerada no escaneamento e, portanto, a probabilidade de falhas humanas no diagnóstico final. É importante para o especialista que aplica o exame visualizar a proporção das regiões onde houve ou não suor. De forma geral, a análise visual e as fotos são os únicos recursos para estudos e avaliações dos resultados da aplicação deste exame.

Foi usado para a reconstrução do volume 3D do paciente o dispositivo Kinect®, que possui uma câmera, um sensor de profundidade (infravermelho), microfone e processador. O sensor de profundidade permite ele escaneie objetos em três dimensões (MICROSOFT, 2013).

Em uma visão futura, é possível pensar nesta mesma ideia de sistema computacional com utilização destes recursos em outras aplicações na área médica, como exemplo, a avaliação de grau de queimaduras, também um processo trabalhoso e executado manualmente (PICCOLO, et al., 2008).

1.2 Desafios da Pesquisa

Um trabalho desta natureza, que se propõe em criar um sistema completo para auxiliar o exame de sudorese, envolve diferentes problemas a serem enfrentados. Eis alguns deles:

- a) Aquisição da imagem do corpo do paciente. Estudar as bibliotecas de desenvolvimento de sistemas para dispositivos como o Kinect® e integrar este recurso à aplicação desenvolvida;
- b) Segmentação e análise quantitativa das regiões de interesse. Analisar os modelos de cores e algoritmos de segmentação de imagens para encontrar qual será de melhor aplicabilidade para o sistema em termos de precisão e velocidade;

- c) Criação de uma interface computacional simples e de uso intuitivo. Criação de telas, navegação entre telas e ferramentas auxiliares como registro de eventos, armazenamento de histórico, seleção de coloração de pixel da tela e visualizador de PDF;
- d) Consolidação das informações. Criação de um relatório em PDF contendo informações geradas pelo sistema como imagens capturadas 2D e 3D, área, porcentagem e gráfico das regiões encontradas e registros do processamento do volume 3D;
- e) Realização de testes com pacientes reais. Envolvimento com a equipe do Hospital das Clínicas/USP para agendamento e participação na realização de exames reais;

1.3 Objetivos

Observando os desafios citados na sessão anterior e dada a inexistência de um sistema completo de referência que trate o problema, o objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema computacional que auxilie de forma integral o teste de sudorese. O sistema deve ser capaz de escanear o corpo do paciente com o dispositivo Kinect®, reconstruir o volume do seu corpo em um espaço tridimensional, identificar e calcular as regiões onde este está suando por meio do algoritmo de segmentação K- Means.

O sistema permitirá a manipulação do objeto 3D gerado e a interação com as imagens registradas durante o exame através da sua interface. Os dados finais serão exportados de forma consolidada em um relatório.

1.4 Organização do texto

A presente dissertação, em seu primeiro capítulo, introduz o tema da pesquisa com seus objetivos, justificativa e organização do texto.

No capítulo 2 será apresentada uma revisão bibliográfica contendo alguns trabalhos realizados sobre o assunto e conceitos fundamentais. Na área de imagens médicas e exame de sudorese estudado, algumas aplicações de segmentação em processamento de imagens, e outros

trabalhos já realizados na área de escaneamento tridimensional são descritos.

A proposta de solução utilizada para segmentação das regiões encontradas no exame será explicada no capítulo 3. A sequência de problemas a serem resolvidos será citada juntamente com as propostas de solução. Para ilustrar a proposta será apresentado um *workflow* da solução. Ainda no mesmo capítulo serão mostradas as aplicações experimentadas dos algoritmos de segmentação e agrupamento de cores como o *Thresholding* e o *K-Means*.

O capítulo 4 contém as informações obtidas nos experimentos realizados. Os resultados são evidenciados por meio de fotos e conclusões. Neste capítulo também são descritas as dificuldades encontradas e ratificado o funcionamento da aplicação desenvolvida.

As considerações finais sobre o trabalho, as conclusões sobre a contribuição a esta área de conhecimento e os planos para trabalhos futuros, formarão o capítulo 5.

Por fim, são listadas as referências bibliográficas destacando alguns autores e obras que fundamentaram este trabalho.

2 Fundamentação Teórica

Para superar as dificuldades encontradas durante o desenvolvimento do trabalho foram necessários diversos estudos na área do exame de sudorese, aquisição de informações de distância e cores, imagem digital e segmentação de imagens. Estes estudos são explicados de forma resumida neste capítulo.

2.1 Exames de Sudorese

Segundo o artigo *The Management of The Quinizarin Sweat Test* a investigação da sudorese representa uma boa abordagem para a investigação clínica e fisiológica da função cutânea, principalmente para avaliação de fenômenos resultantes de injúrias do sistema nervoso que afetam o mecanismo de sudorese (GUTTMANN, 1947).

No modelo de Guttmann é aplicada sobre a pele do paciente a quinizarina, que quando reage com a o suor altera sua tonalidade para azul escuro. Para induzir o paciente a suar, é preciso colocá-lo dentro de uma câmara onde a temperatura será elevada.

O *Quinizarin Sweat Test* (Q.S.T.) provê informações importantes para a obtenção de um diagnóstico preciso e isto não seria possível considerando apenas os distúrbios nas funções motora e sensorial isoladamente. O exame é utilizado para encontrar as regiões hidróticas, que suam, e anidroses, áreas que não suam. Nas regiões sem inervação adequada, a glândula sudorípara não produz suor.

Assim, é possível definir o sucesso de cirurgias quando for necessária a remoção de parte do sistema nervoso simpático. Basicamente, a área de anidrose corresponde a aproximadamente à área de analgesia, ausência de sensação dolorosa.

A Figura 2 apresenta o resultado de uma remoção parcial do sistema nervoso que influencia na região da perna do paciente identificada pelo Q.S.T. A região mais clara representa a área onde o paciente não transpira.



Figura 2: Resultado de cirurgia representado pelo Q.S.T. (GUTTMANN, 1947)

Guttmann (1947) descreve passo a passo como se executa o exame e deixa clara a dificuldade em trabalhar com pacientes enfermos, pois em muitos casos, estes possuem lesões nervosas impedindo a realização dos movimentos necessários para extrair as medidas manualmente.

O mesmo método é ainda hoje utilizado em uma clínica norte-americana reconhecida mundialmente chamada Mayo Clinic em Rochester, Minnesota, Estados Unidos. Três diferentes resultados de exames são mostrados na Figura 3, onde (a) ilustra o suor em níveis normais, em (b) uma hipoidrose parcial e em (c) uma hipoidrose distribuída (MAYO CLINIC, 2011).



Figura 3: Resultados dos exames de sudorese

O aprimoramento do método de 1947 é estudado por poucas instituições, entre elas, o Hospital das Clínicas da USP de Ribeirão Preto com a equipe do Prof. Dr. Amilton Antunes Barreria. As informações contidas neste texto, referentes a este novo método criado, foram obtidas através de entrevistas e experimentos executados junto a esta equipe.

No início do exame, aplica-se o iodo sobre a pele do paciente e na sequência, o amido. O paciente deita-se sobre uma maca. Baseado na câmara citada no trabalho de Guttman, foi construída uma câmara móvel acoplada à maca onde a temperatura interior é elevada entre 45°C a 50°C, com a umidade do ar em aproximadamente 50%. A referida câmara está na sua terceira versão e possui o planejamento de desenvolvimento contínuo da tecnologia. A Figura 4 apresenta a imagem da câmera utilizada nos experimentos atuais.



Figura 4: Câmara usada nos experimentos no HC/USP

Dentro da câmara o paciente começa a suar, o iodo reage com o suor e a coloração é escurecida significativamente. A duração deste processo é de até 30 minutos.

Após o tempo necessário, a câmara é retirada para se fazer o registro do resultado com fotografias das regiões do corpo do paciente, de interesse para o médico.

Um método de exame de sudorese termorregulatório publicado em 2009 na revista *Clinical Autonomic Research* expõe uma maneira diferente de se aplicar o teste. Ao invés de usar uma câmara para aumentar a temperatura do paciente, a temperatura do ambiente da sala é elevada entre 35 à 45°C. Um dispositivo emite raios infravermelhos sobre o paciente deitado para manter a temperatura da pele elevada por mais tempo. Além do iodo, também é comumente usado Vermelho de Alizarina S como indicador. A Alizarina altera sua coloração de amarelo para vermelho escuro com a acidez do suor (ILLIGENS & GIBBONS, 2009). A Figura 5 ilustra o ambiente de teste deste método.



Figura 5: Ilustração do teste de sudorese

A limitação deste último método citado é a dificuldade de aplicação devido tanto à preparação do paciente quanto ao custo elevado dos equipamentos usados (FEALEY, et al., 1989).

Como pode ser observado nos trabalhos relacionados com o exame de sudorese, ainda não foi criado uma metodologia para padronizar o cálculo das regiões onde o paciente não suou. Este dado é grande parte do valor do exame para o diagnóstico final do médico.

2.2 Imagem Digital

Para se trabalhar com imagens em sistemas de computador é preciso representar as colorações através de números. Desta maneira se torna possível a aplicação de algoritmos sobre as informações de cores coletadas. Na computação, a representação da imagem é chamada imagem digital.

Uma imagem 2D pode ser definida como uma função bidimensional f(x, y), onde x e ysão coordenadas espaciais das amostras, e o valor de f em qualquer par de coordenadas (x, y) é chamada intensidade ou nível de cinza da imagem (GONZALEZ & WOODS, 2001).

Uma imagem digital é uma discretização de f(x, y), usualmente representada por uma matriz onde cada item desta matriz possui um valor que representa a coloração. Os itens desta matriz são chamados *pixels*.

Um *pixel* é um elemento da imagem digital que representa a informação de cor de um ponto. O quadrado vermelho na Figura 6 destaca um *pixel* de uma imagem digital (SMITH, 1995).



Figura 6: Ilustração de um pixel.

A resolução espacial pode ser definida como o número de pixels por polegada. A palavra "resolução" também está associada à quantidade de linhas e colunas de uma imagem digital.

A Figura 7 apresenta duas imagens de mesmo tamanho, mas com quantidade de *pixels* diferentes: uma com 1024x1024 e a outra de 32x32.



Figura 7: Ilustração da diferença entra resoluções de imagens.

Na comparação de duas imagens é necessário que ambas possuam a mesma resolução (GONZALEZ & WOODS, 2001).

Neste trabalho, as imagens processadas possuem a resolução de 1024x768. Imagens com alta resolução aumentam a precisão de algoritmos de segmentação, porém, aumentam também o custo do processamento devido ao maior número de *pixels* a serem avaliados.

Uma vez que o *pixel* é um ponto contendo valor da intensidade luminosa e a imagem pode ser representada por uma matriz destes pontos, é interessante selecionar um padrão para a representação numérica destes valores. Este passo é importante por que determina os dados de entrada para se trabalhar com sistema de processamento de imagens.

Em computação gráfica é utilizado o conceito de modelo de cores para facilitar a especificação das cores em alguma forma padronizada e amplamente aceita.

2.3 Modelos de cor

Os modelos de cores ajudam a representar as cores através da sua distribuição em um espaço de cores. Esta distribuição de cores define a variação das cores primárias. Dependendo da lógica usada na distribuição das cores o modelo de cor se torna eficaz para diferentes aplicações. Por isso é de grande importância para o trabalho encontrar qual é o modelo de cor mais adequado para as necessidades encontradas.

As cores primárias são aquelas utilizadas em um modelo para produzir outras cores e podem ser produzidas a partir de uma combinação das primárias, ou então, da composição de duas combinações. O universo de cores representadas por um modelo de cor é chamado de espaço de cores (HARRINGTON, 1987).

Por meio da utilização de modelos de cores é possível especificar as cores precisamente. A representação matemática das cores traz benefícios como representar um espaço de cor por meio de um sistema de coordenadas, um cubo no caso do modelo RGB (*Red, Green, Blue*) ou um cone no modelo HSV (*Hue, Saturation, Value*) (JACKSON, 1999).

Os modelos de cores usados como ferramentas para o desenvolvimento deste trabalho foram os seguintes (FERNANDES, 2002):

- 1) RGB utilizado em eletrônica, computação e monitores;
- 2) HSV utilizado na área gráfica e computação;
- 3) CieLAB utilizado em indústrias têxtil, cerâmica, tintas e outras;

O modelo RGB é o formato o qual as bibliotecas de desenvolvimento do Kinect® exportam as cores. São os dados de entrada do sistema. O HSV foi de grande importância para exercícios e testes que, apesar de não efetivos, foram necessários para se concluir que o CieLAB seria o melhor modelo para se aplicar as segmentações. Por isso, toda a informação de cores coletadas no início em RGB em seguida são convertidas para CieLAB.

2.3.1 Modelo RGB

No modelo RGB (*Red, Green, Blue*), cada cor é definida através de seus componentes espectrais primários de vermelho, verde e azul. Este modelo é baseado na teoria dos três estímulos (*Tristimulus Color Theory*) proposta por Young-Helmholtz (HARRINGTON, 1987).

O valor de cada cor primária deve ter uma partição de 8 bits (256 valores). A cor preta é representada pela ausência das cores primárias, ou seja, quanto mais próximo ao zero, mais escura será a coloração final, por isso, a especificação RGB (0,0,0) define a cor preta.

Por outro lado, a adição simultânea das cores primárias representa a cor branca, onde RGB (255,255,255) a define. Cada valor representa a intensidade de uma dada componente de cor. Isso significa que se os valores estiverem iguais, a cor resultará em um tom de cinza (SEVERINO, 2009).

A Figura 8 apresenta a decomposição de uma imagem colorida nos seus componentes Vermelho (*b*), Verde (*c*) e Azul (*d*). O resultado desta decomposição são 3 imagens em tons de cinza representando a intensidade de cada componente da figura *a*. Portanto, as regiões mais claras representam as regiões com maior intensidade do componente.



(a) Original

(b) Vermelho



(c) Verde

(d) Azul

Figura 8: Decomposição de uma imagem RGB

O modelo RGB pode ser representado por um cubo onde os eixos são os valores das cores primárias. Este cubo é ilustrado na Figura 9.



Figura 9: Cubo do modelo RGB (CATTIN, 2014)

O principal problema do uso do modelo RGB nos algoritmos de comparação de cores deste trabalho é a identificação da diferença entre as cores. A distância entre duas cores no cubo do modelo RGB não é necessariamente a diferença da sensação de cor interpretada por um ser humano. Além disso, a iluminação possui grande influência na comparação de cores usando o modelo RGB, portanto, a luz do ambiente pode prejudicar o cálculo da diferença de cores.

Por esse motivo, o segundo modelo de cor estudado, o HSV, é considerado um modelo mais intuitivo para fins de determinação de distância do que a comparação entre componentes do modelo RGB, sendo mais adequado na especificação de cores em nível de interface com o usuário.

2.3.2 Modelo HSV

O HSV é determinado através de uma cor espectral e das quantidades de branco e preto que serão adicionadas. A representação gráfica deste modelo é um cone de 6 lados derivado do cubo RGB. A Figura 10 mostra esta representação.



Figura 10: Cone hexagonal do HSV (CATTIN, 2014)

Os valores HSV representam o matiz (*hue*), a saturação (*saturation*) e a luminância (*value*). Os matizes estão representadas na parte superior do cone, a saturação medida ao longo do eixo horizontal e a luminância é medida ao longo do eixo vertical, que passa pelo centro do cone. O matiz corresponde às arestas ao redor do eixo vertical, varia de 0° a 360°, e o ângulo entre os vértices é de 60°.

A saturação varia de 0 a 1 e é representada como sendo a razão entre a pureza de um determinado matiz e a sua pureza máxima (S = 1). Um determinado matiz possui ¹/₄ de pureza em S = 0.25. Quando S = 0 tem-se a escala de cinzas. A luminância varia de 0, cor preta, a 1 (na base), onde as intensidades das cores são máximas (FERNANDES, 2002).

O modelo HSV ainda possui a mesma dificuldade do RGB em relação aos problemas tratados neste trabalho, pois a dissimilaridade entre as cores não representa necessariamente a diferença da sensação de cor. Porém, por possuir seus parâmetros mais intuitivos em relação ao RGB, é possível inferir a coloração aproximada.

Quando os seres humanos veem um objeto em cores, descrevem-no em termos de matiz, saturação e luminância, onde matiz é um atributo que descreve uma cor pura, saturação dá uma medida do grau de diluição de uma cor pura por luz branca e o brilho incorpora a noção acromática (níveis de cinza) de intensidade, sendo um dos principais fatores da descrição da sensação das cores (GONZALEZ & WOODS, 2001).

Um trabalho publicado na conferência internacional *Communications and Signal Processing* (ICCSP) utilizou o modelo HSV como base para implementar algoritmos de reconhecimento de sinais (representações de letras do alfabeto com as mãos). Neste trabalho foi concluído que a coloração da pele pode ser descrita em termos de matiz e saturação apenas, reduzindo assim a dependência da iluminação. Este fato determina uma vantagem do HSV em relação ao RGB (KONWAR, et al., 2014).

O uso da classificação de cores utilizando o modelo HSV será descrito em detalhes no Capítulo 3 – Materiais e Métodos.

2.3.3 Modelos CIE L*a*b*

A CIE (*Commission Internationale de l'Eclairage*) é uma organização técnica, científica e cultural sem fins lucrativos. Possui como objetivo principal o ato de prover um fórum internacional de discussão de interesses sobre a aplicação tecnológica e artística na área da luminância, além de desenvolver padrões básicos de métrica da luminância, publicar guias de aplicação e procedimento na área da luminância (CIE, 2014). Os conceitos fundamentais da luminância envolvem temas como visão, fotometria e colorimetria.

Tanto o modelo de cor CIE Lab quanto o CIE Luv foram publicados pela CIE em 1976 como modelos tridimensionais aproximadamente uniformes, permitindo uma variação de cores maior do que os modelos bidimensionais. O fato de serem uniformes permite que a distância euclidiana entre os valores de cor consiga ser usada de forma próxima à comparação da percepção humana (CIE, 2004).

Apesar de os dois modelos (CieLAB e CieLUV) possuírem uma aplicação semelhante, o Relatório Técnico Colorimetria (2004) da CIE explica mais aplicações, fórmulas e algoritmos sobre comparação de cores usando o modelo CieLAB. Por isso, neste trabalho foi utilizado e dado ênfase no CieLAB. A Figura 11 apresenta a lógica para definição de cores no modelo de cor CieLAB.



Figura 11: Modelo de cor CieLAB (ADOBE, 2014)

O eixo central representa a luminância (L*), onde os valores variam entre 0 (preto) a 100 (branco). Os eixos de cores são baseados no fato de que a cor não pode ser verde e vermelha ao mesmo tempo, ou azul e amarelo. Estas cores são opostas. Nestes eixos os valores variam do positivo para o negativo. No eixo *a*, os valores positivos indicam a influência da cor vermelha, enquanto os valores negativos indicam a influência da cor verde. No *b*, o amarelo é positivo e o azul é negativo. Para ambos os eixos de cor, 0 representa o cinza natural (ADOBE, 2014).

Um espaço de cor tridimensional aproximadamente uniforme é produzido pela plotagem dos valores de L*, a* e b* em coordenadas retangulares. Esse espaço pode ser definido pelas equações de 1 a 9.

$$L^* = 116 * f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) - 16 \tag{1}$$

$$a^* = 500 * \left[f\left(\frac{x}{X_n}\right) - f\left(\frac{y}{Y_n}\right) \right]$$
⁽²⁾

$$b^* = 200 * \left[f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) - f\left(\frac{Z}{Z_n}\right) \right]$$
(3)

Onde

$$f\left(\frac{x}{X_{n}}\right) = \left(\frac{x}{X_{n}}\right)^{1/3} \qquad \qquad if \quad \frac{x}{X_{n}} > \left(\frac{24}{116}\right)^{3} \qquad (4)$$

18

$$f\left(\frac{X}{X_{n}}\right) = \left(\frac{841}{108}\right)\left(\frac{X}{X_{n}}\right) + \left(\frac{16}{116}\right) \quad se \quad \frac{X}{X_{n}} \le \left(\frac{24}{116}\right)^{3}$$
(5)

e

$$f\left(\frac{Y}{Y_{n}}\right) = \left(\frac{Y}{Y_{n}}\right)^{1/3} \qquad se \quad \frac{Y}{Y_{n}} > \left(\frac{24}{116}\right)^{3} \tag{6}$$

$$f\left(\frac{Y}{Y_{n}}\right) = \left(\frac{841}{108}\right)\left(\frac{Y}{Y_{n}}\right) + \left(\frac{16}{116}\right) \quad se \quad \frac{Y}{Y_{n}} \le \left(\frac{24}{116}\right)^{3}$$
(7)

$$f\left(\frac{Z}{Z_{n}}\right) = \left(\frac{Z}{Z_{n}}\right)^{1/3} \qquad se \quad \frac{Z}{Z_{n}} > \left(\frac{24}{116}\right)^{3} \tag{8}$$

$$f\left(\frac{Z}{Z_{n}}\right) = \left(\frac{841}{108}\right)\left(\frac{Z}{Z_{n}}\right) + \left(\frac{16}{116}\right) \quad se \quad \frac{Z}{Z_{n}} \le \left(\frac{24}{116}\right)^{3} \tag{9}$$

Onde temos que *X*, *Y* e *Z* são os valores tristímulos das colorações medidas e *Xn*, *Yn* e *Zn* são os valores tristímulos da área com branco ideal sob iluminação correspondente, por exemplo, à luz do dia, onde X=94.811, Y=100 e Z=107.304 (CIE, 2004).

Ainda é possível encontrar uma correlação do valor do matiz, usada anteriormente no modelo HSV e aqui representada por h (*hue*). O cálculo do matiz é feito com a utilização da Equação 10.

$$h = \arctan\left(\frac{b^*}{a^*}\right) \tag{10}$$

A Figura 12 mostra a possibilidade de interpretar a nuance pelo ângulo de tonalidade (matiz) h, expresso em grau, e a pureza, pela distância radial C*, partindo do eixo de claridade.



Figura 12: Espaço de cores uniforme CieLAB 76

O trabalho de Ganesan, 2010, aplica uma série de testes utilizando modelo CieLAB em algoritmos de segmentação. Com os experimentos realizados conclui-se que CieLAB proporciona uma vantagem em relação a outros modelos de cor pelo fato de ser uniforme e, por isso, próximo à percepção da visão humana (GANESAN, et al., 2010).

Em outra pesquisa realizada em 2011, foi apresentado um trabalho onde o modelo de cor CieLAB é usado para encontrar acnes e cicatrizes no rosto de pacientes. Por utilizar este modelo de cor, foi possível comparar o resultado da segmentação obtida pela aplicação da técnica proposta à segmentação manual feita pelo médico. Em todos os testes realizados o nível de acerto em relação à análise do médico foi maior que 80% (RAMLI, et al., 2011).

Diferente do HSV, que é possível usar suas componentes para se descrever as cores aproximadas, o CieLAB permite o cálculo efetivo da diferença de cores devido ao seu espaço de cores mais uniforme. Esta propriedade foi a razão da escolha do CieLAB como o modelo mais adequado para se aplicar as segmentações realizadas neste trabalho.

2.4 Conversão de Cores

Toda informação de cores coletadas pelo sistema está no modelo RGB. Para se trabalhar com modelo CieLAB, foi necessário converter as cores.

Para isso é preciso converter as cores RGB para CieXYZ e em seguida de CieXYZ para CieLAB. A conversão inicial é representada pelo pseudo-código a seguir:

```
R: valor de R de 0 até 255 dividido por 255
G: valor de G de 0 até 255 dividido por 255
B: valor de B de 0 até 255 dividido por 255
se (R > 0.04045)
  R = ((R + 0.055)/1.055)^{2.4}
se não
  R = R / 12.92
se (G > 0.04045)
 G = ((G + 0.055)/1.055)^{2.4}
se não
  G = G/12.92
se (B > 0.04045)
 B = ((B + 0.055)/1.055)^{2.4}
se não
  B = B/12.92
R = R * 100
G = G * 100
B = B * 100
X = R * 0.4124 + G * 0.3576 + B * 0.1805
Y = R * 0.2126 + G * 0.7152 + B * 0.0722
Z = R * 0.0193 + G * 0.1192 + B * 0.9505
```

Para se converter de CieXYZ para CieXYZ foi usado o seguinte pseudo-código:

```
Valores de referência de iluminação ideal da luz do dia
refX: 95.047
refY: 100.000
refZ: 108.883
X: X / refX
Y: Y / refY
Z: Z / refZ
se (X > 0.008856)
 X = X^{(1/3)}
se não
 X = (7.787 * X) + (16/116)
se (Y > 0.008856)
 Y = Y^{(1/3)}
se não
 Y = (7.787 * Y) + (16/116)
se (Z > 0.008856)
 Z = Z ^ (1 / 3)
se não
 Z = (7.787 * Z) + (16/116)
CIE-L^* = (116 * Y) - 16
CIE-a^* = 500 * (X - Y)
CIE-b^* = 200 * (Y - Z)
```

As lógicas descritas acima foram desenvolvidas baseadas no Relatório Técnico de Colorimetria da CIE de 2004.

Com as cores no modelo CieLAB pode-se prosseguir para a etapa de comparação das cores coletadas. Para isso é preciso calcular a diferença entre as cores.

2.5 Diferença de Cor

A comparação de cores é essencial para o desenvolvimento deste trabalho. Através da diferença de cores é possível identificar quais regiões estão colorizadas com o amido e quais regiões estão com a cor natural da pele.

O CIEDE2000 é uma fórmula publicada pelo *Commission Internationale de l'Eclairage* (CIE) em 2001, desenvolvida pelos membros do seu comitê técnico. Ela apresenta um procedimento melhorado para o cálculo da diferença de cores na indústria (GOURAV, et al., 2004).

Utilizou-se este método para resolver as comparações de cores necessárias neste trabalho. O CIEDE2000 foi escolhido pelo fato de ser especificado no Relatório Técnico da CIE para o espaço de cores CIELab. Segundo este relatório, a distância geométrica entre duas cores CIELab assemelha-se com a diferença de cor percebida pela visão humana (CIE, 2004).

O cálculo da diferença de cor no modelo CIELab é mostrado pelas seguintes equações: Diferença da Iluminação

$$\Delta L^* = L_1^* - L_0^* \tag{11}$$

$$\Delta a^* = a_1^* - a_0^* \tag{12}$$

$$\Delta b^* = b_1^* - b_0^* \tag{13}$$

2.6 Aquisição de Objeto 3D

Conseguir informações geométricas 3D do mundo real é tarefa para muitas aplicações da computação gráfica. Infelizmente, até mesmo para cenas estáticas, não existe um sistema de baixo custo para fazer isso, garantindo boa qualidade e interpretação de distância em tempo real em alta resolução (TONG, et al., 2012).

Os dispositivos de escaneamento estruturado baseados em luz ou laser conseguem capturar um corpo humano com alta qualidade, porém, estes dispositivos são caros e requerem um conhecimento específico para operá-los (KOLB, et al., 2009). É possível constatar a faixa de preço de um dispositivo de captura de alta resolução variando entre US\$ 65.000 a US\$ 240.000 pela fabricante Cyberware (CYBERWARE, 2013).

Nos últimos anos foram desenvolvidos novos *hardwares* para captura de informação de distância com abertura para uma nova linha de pesquisa para aquisição de informação 3D. Existem duas vertentes, a primeira baseada em luz se fundamenta no tempo de transmissão de pulsos de luz. Este tipo de tecnologia possui um custo em torno de US\$ 8.000 (KOLB, et al., 2009).

A segunda vertente de *hardware* existente hoje se aplica com base em um padrão de infra-vermelho emitido sobre o objeto. O cálculo da distância dos padrões de infravermelho permite a interpretação tridimensional. Estes dispositivos custam em torno de US\$ 100 e por este motivo é considerado mais acessível em relação aos outros (MICROSOFT, 2013).

Pensando em custo benefício, o dispositivo selecionado para efetuar a aquisição de imagem foi o Kinect®, lançado em 2010 pela Microsoft®. Inicialmente a intenção do produto era apenas ser vendido junto ao vídeo-game X-BOX como controle para jogos. As bibliotecas de desenvolvimento da Microsoft® já permitiam o rastreamento de objetos, o que permitia a interação com os jogos apenas com gestos.

Em 2012 a Microsoft[®] lançou a versão do Kinect[®] para Windows junto com uma biblioteca de desenvolvimento que facilitou a implementação de aplicações para Windows usando o dispositivo.

Em relação aos softwares já desenvolvidos na área, existem alguns trabalhos que utilizaram o Kinfu (implementação do escaneamento de objetos) como base para a captura da distância (LIM & LEE, 2012).

Uma desvantagem do Kinfu é a dependência da biblioteca CUDA para desenvolvimento paralelo exigindo adaptadores de vídeo da fabricante NVIDIA. Outro problema surge em função da tecnologia *open-source*, sendo assim, não existe suporte e garantia para a melhoria constante do projeto.

Por estes motivos fez-se a opção pela biblioteca da Microsoft® para o desenvolvimento do sistema. Este *kit* de desenvolvimento para Kinect® existe nas versões 1.6, 1.7 e 1.8. Neste trabalho utilizou-se a implementação disponível na linguagem de programação C#.

O Kinect[®] para Windows e a sua plataforma de desenvolvimento estão em constante atualização e melhoria. Como o escopo do trabalho não é dar manutenção nos algoritmos de escaneamento 3D, será vantajoso utilizar sempre as bibliotecas mais recentes para o Kinect[®].

Outros trabalhos já utilizaram o Kinect® para auxiliar a área médica. Exemplo disto está no projeto realizado pelo *National Research Council* (CNR), Itália, no *Institute for High Performance Computing and Networking*. Neste caso, criou-se um sistema para visualizar imagens médicas durante cirurgias, tendo por motivação a necessidade de uma interface fácil e sem toque devido ao ambiente estéril onde é feita a cirurgia. A Figura 13 apresenta a interação com o sistema (GALLO, et al., 2011).


Figura 13: Interação com o sistema de visualização de imagens médicas

Outro trabalho realizado é um sistema apresentado na sétima edição do simpósio internacional *Medical Information and Communication Technology* (ISMICT), em 2013, criado para ajudar na avaliação da postura e identificação de distúrbios no equilíbrio do paciente, utilizando o algoritmo de *Body Tracking* para rastrear o corpo do paciente (FUNAYA, et al., 2013).

2.7 KinectFusion

Uma das dificuldades deste trabalho está na reconstrução 3D do volume do paciente. A utilização do *KinectFusion* foi importante para efetuar a tarefa de converter as informações de distância em vértices e cores.

No primeiro estágio do processamento o *KienctFusion* converte as informações de distância em vértices. Em seguida é calculada e rastreada a posição da câmera usando um algoritmo de alinhamento interativo. Desta maneira o sistema saberá durando o processamento qual é a posição atual em relação a posição inicial. Durante a aquisição das imagens é executado mais um algoritmo que funde os novos vértices criados à reconstrução inicial.

No próximo passo é efetuada a integração da malha criada a representação volumétrica do espaço em volta da câmera. Esta integração é executada continuamente. Além disso, ainda são

executadas pequenas respostas a deformações do volume encontradas. Pode ser calculada a média entre vértices ou até a substituição de alguns.

A distância máxima de captura é de 3m. Para melhor aquisição de distância é necessário movimentar o dispositivo suavemente, caso contrário, a função de rastreamento da câmera pode perder algum frame da cena.

A criação da malha de pontos se dá através da união de vários triângulos. Existe um parâmetro de resolução que pode ser configurado na chamada ao *KinectFusion*. Esta opção define o tamanho destes triângulos e consequentemente a quantidade de vértices (MICROSOFT, 2012).

Durante um processo de reconstrução usando o *KinecFusion* a quantidade de vértices pode chegar a aproximadamente 100.000. Cada ponto é coletado quando o Kinect® está posicionado de frente para o objeto. Portanto, as falhas do cálculo da distância devido à perspectiva em relação ao objeto são mínimas.

3 Materiais e Métodos

3.1 Materiais

Durante o trabalho, foram usadas diversas ferramentas, desde testes com pequenos objetos como bonecos em ambientes informais até a homologação do sistema durante o exame de sudorese no Hospital das Clínicas.

As ferramentas utilizadas para o desenvolvimento do sistema e os experimentos iniciais são ilustradas na Figura 14:



Figura 14: Materiais utilizados na pesquisa

O boneco articulado utilizado como modelo para escaneamento foi colorido com as cores azul, verde e vermelho para facilitar a validação da segmentação das regiões.

Adquiriu-se uma base giratória eletrônica para rodar os objetos escaneados durante os experimentos em uma rotação por segundo.

O laptop usado para desenvolver e realizar os experimentos é um Dell com processador Intel Core i7, 8Gb de memória RAM e uma placa de vídeo de 2Gb Nvidia GeForce® GT 740M dedicada. Vale ressaltar que, quanto maior a capacidade da placa de vídeo e do processador da máquina, melhor será o desempenho do sistema implementado. O Kinect[®] é um dispositivo, entre outros, com capacidade de interpretação de distância e escolhido para este trabalho pela facilidade da integração com o SDK (*Software Development Kit*) da Microsoft[®] para Kinect[®]. A IDE (*Integrated Development Environment*) para desenvolvimento usada foi o Visual Studio 2012.

O dispositivo é composto por uma câmera de alta resolução e dois sensores de distância infravermelho. Além disso, o Kinect® possui microfone. A SDK que acompanha o Kinect® permite se trabalhar com o rastreamento de movimento do corpo humano, aquisição de distância e também reconhecimento de voz.

Durante os experimentos no Hospital das Clínicas foram utilizados materiais como uma maca, a câmara de calor, o iodo e o amido de milho. Estes materiais não serão detalhados, pois não fazem parte do escopo deste estudo. Contudo, uma visão da câmara de aquecimento é dada na Figura 4.

3.2 Métodos

A proposta sistêmica para avaliar o exame de sudorese iodo-amido comporta os seguintes passos:

A) Aquisição:

1) Obtenção das informações de distância entre o Kinect® e o paciente;

2) Fusão e visualização dos vértices no espaço tridimensional.

B) Segmentação

1) Obtenção da coloração da pele;

2) Interação do médico com o modelo;

3) Agrupamento das colorações por categoria.

C) Medição

1) Cálculo das proporções das cores de interesse;

2) Geração de relatório e exportação das informações.

3.2.1 Workflows

O *workflow* apresentado na Figura 15 representa a interação entre o exame médico e as funções implementadas no sistema computacional.



Figura 15: Workflow do sistema computacional

Após a realização do exame, é necessário calibrar o sistema com a distância máxima e mínima de captura. O paciente estará localizado entre estes dois planos selecionados. Desta forma, todo objeto que estiver fora do limite estabelecido pela calibração serão ignorados e o objeto escaneado poderá ser isolado do ambiente.

Ao iniciar o processamento, a função *ProcessDepthData* se encarregará de obter as informações de distância do objeto escaneado. Estas informações são incorporadas ao *stream* de saída, objeto que carregará todas as informações escaneadas.

Enquanto isso a função *TrackCamera* garante que o rastreamento do objeto esteja ocorrendo. Este rastreamento é o responsável pela percepção da movimentação do objeto. Quando o sistema percebe o objeto se movimentando, ele inicia a leitura de mais um *frame*.

A função *MapColorToDepth* carrega as informações de cor do objeto e adiciona ao *stream*, enquanto o *IntegrateColorToDepth* efetua a integração das cores com as informações de

distância.

O *RenderReconstruction* é o responsável por renderizar as informações no *stream* e exibir na tela em tempo real. Quando o sistema recebe o evento de *stop* (por comando na interface), ele gera o volume tridimensional com a textura mapeada.

Após o modelo 3D ser reconstruído, as imagens reais extraídas são exibidas para o médico de forma a conseguir as cores que servirão de *input* para a próxima etapa.

Utilizando o algoritmo *K-Means*, as colorações são agrupadas pelas cores selecionadas na etapa anterior. Com as regiões identificadas, se torna possível o cálculo da área em cm² das regiões coloridas. Estas cores são exibidas para o médico.

O sistema desenvolvido é chamado de CHECS (*Color Human Evaluation Computational System*). O diagrama exibido na Figura 16 exibe os quatro passos fundamentais para a solução do problema levando em consideração a área médica e o CHECS.



Figura 16: Diagrama de interação Usuário/Sistema

O primeiro passo consiste em executar o exame como é feito atualmente, ou seja, aplica-se o iodo sobre a pele do paciente e, na sequência, o amido. O paciente é colocado na câmara onde a temperatura é elevada para assim induzir o suor. Desta maneira o iodo sobre a pele do paciente irá se escurecer, evidenciando as regiões onde suou.

No passo 2 o paciente é escaneado pelo dispositivo Kinect®, reconstruído no espaço tridimensional e as suas colorações serão interpretadas e adicionadas ao modelo 3D. A cada iteração o sistema armazenará os pontos e as cores escaneadas, e fundirá com os novos pontos e cores escaneados, repetidamente, enquanto o dispositivo é movimentado sobre o corpo do paciente. Toda essa etapa ocorre dentro da biblioteca de desenvolvimento da Microsoft®. Em específico o

componente do KinectFusion.

Na etapa seguinte, passo 3, será feita a interpretação e o processamento das cores encontradas de forma que sejam agrupadas. Para isso será utilizado o algoritmo de agrupamento *K-Means*.

A finalização, no passo 4, consiste em exibir o modelo 3D gerado com as novas colorações para a interação médica. Finalmente, gera-se um relatório com o histórico do processamento, as medidas das áreas encontradas e fotos extraídas do sistema durante o escaneamento.

A implementação do *K-Means* e a geração do relatório são parte da contribuição e do conhecimento obtidos por meio deste trabalho.

3.2.2 Segmentação

Com o volume tridimensional do corpo do paciente construído, o principal problema a ser resolvido é a separação das regiões onde não houve suor e na computação gráfica este tipo de situação é solucionada de diversas maneiras usando a segmentação de imagens.

A segmentação é um processo de subdividir uma imagem em regiões. O nível de detalhamento de cada sub-região depende do problema a ser resolvido. Sendo assim, a segmentação pode terminar quando os objetos ou regiões de interesse tiverem sido encontrados (GONZALEZ & WOODS, 2001).

Existem, na literatura, diversas maneiras de se separar as cores de uma imagem. Dentre elas, é possível citar a técnica baseada no limiar de separação (limiarização), crescimento de regiões, métodos estatísticos, transformada de Fourier, agrupamento de cores HSB, agrupamento *K-Means*, transformada de *wavelet* e transformada *watershed* (KLAVA, 2009).

Nesta seção serão detalhados os métodos de segmentação estudados e experimentados neste trabalho: Limiarização, Agrupamento de cores HSB e Agrupamento *K-Means*.

3.2.2.1 Limiar de Separação (thresholding)

No experimento da limiarização foram convertidas apenas imagens bidimensionais em tons de cinza e depois utilizou-se como limiar o valor médio do tom de cinza.

O procedimento aplicado para a realização de uma limiarização está descrito no pseudo-código a seguir (SEIXAS, et al., 2008):

```
A: vetor de pixels da imagem de entrada em tons de cinza
B: vetor de pixels da imagem de saída
X: limiar de separação
Para cada p em A faça
{
    Se A(p) <= X então
        B(p) = 0
    Se não
        B(p) = 255
}</pre>
```

Com este processamento foram efetuados experimentos variando o limiar utilizado. Apesar de serem encontrados resultados significativos, a variação da composição de cada imagem dificulta o reconhecimento do limiar adequado. Além disso, a análise das imagens feita pelo sistema depende da comparação de um número maior de cores. A Figura 17 exibe um exemplo de imagem registrada pelo sistema e algumas cores interessantes para a determinação das regiões. Neste escaneamento foi importante identificar a coloração da maca (a), da pele (b), do suor (c), do suor intenso e da bermuda (e).



Figura 17: Exemplo de imagem capturada

3.2.2.2 Agrupamento HSV

Quando humanos veem as cores dos objetos, elas são descritas em termos de matiz, saturação e brilho (GONZALEZ & WOODS, 2001).

O segundo método estudado para a determinação das colorações capturadas pelo Kinect® foi o agrupamento por HSV. Diferente das comparações de cores convencionais, este método não consiste em determinar a distância euclidiana entre os valores das cores. Por meio dos componentes do HSV, é possível chegar a uma descrição aproximada da percepção humana, onde uma cor com pouco brilho pode ser considerada como próxima a coloração preta e a com muito brilho pode ser próxima a cor branca. As demais cores podem-se inferir através de períodos no valor do matiz (*Hue*).

A informação de cores capturadas pelo sistema está no padrão RGB (*Red*, *Green*, *Blue*), por isso é necessário, primeiramente, converter as cores do modelo RGB para HSV.

As equações a seguir mostram as fórmulas de conversão do modelo RGB para o modelo HSB, onde *MAX* e *MIN* são os valores máximo e mínimo dos valores (R, G, B) (MANGANO, 2010):

$$H = \begin{cases} 60 * \frac{G-B}{MAX - MIN} + 0, se \ MAX = R \ e \ G \ge B \\ 60 * \frac{G-B}{MAX - MIN} + 360, se \ MAX = R \ e \ G < B \\ 60 * \frac{B-R}{MAX - MIN} + 120, se \ MAX = G \\ 60 * \frac{R-G}{MAX - MIN} + 240, se \ MAX = B \end{cases}$$
(18)

$$S = \frac{MAX - MIN}{MAX}$$
(19)

$$V = MAX$$
(20)

Após a conversão é obtido um vetor com todas as cores em HSV de cada vértice. Cada vértice possui a informação de cor encontrada pelo KinectFusion. Com estas informações efetuouse o primeiro experimento de agrupamento de cores.

Foram selecionadas as cores branco e preto definidas através do brilho; o cinza, definido por meio da saturação e outras seis cores definidas pelo matiz. As seis cores são exibidas na Figura 18.



Figura 18: Cores selecionadas para classificação

Os parâmetros utilizados para a classificação das cores HSB são exibidos no seguinte pseudocódigo:

```
H: matiz
S: saturação
V: brilho
Para cada p em A faça
{
      Se V(p) < 0.2
              Retorna Preto
      Se V(p) < 0.8
              Retorna Branco
      Se S(p) < 0.25
              Retorna Cinza
      Se H(p) < 30
              Retorna Vermelho
      Se H(p) < 90
              Retorna Amarelo
      Se H(p) < 150
              Retorna Verde
      Se H(p) < 210
              Retorna Ciano
      Se H(p) < 270
              Retorna Azul
      Se H(p) < 330
              Retorna Magenta
      Se não
           Retorna Não Encontrado
}
```

Os vértices com cores brancas e pretas são avaliados pelo brilho. Os tons de cinza são identificados pela saturação. O restante das cores é definido pela nuance do matiz.

Por meio da observação do modelo de cor HSV, conclui-se a seguinte classificação de cores exibida na Tabela 1:

Parâmetro	Operador	Valor	Coloração	Descrição
V	<	0.2		Preto
V	>	0.8		Branco
Н	<	0.25		Cinza
S	<	30		Vermelho
S	<	90		Amarelo
S	<	150		Verde
S	<	210		Ciano
S	<	270		Azul
S	<	330		Magenta

Tabela 1: Classificação das cores no modelo HSV

Com esta separação de cores, é possível descrever os valores HSV encontrados da forma como os seres humanos costumam interpretar as cores.

Apesar de ser identificada uma ideia da proporção da ocorrência das cores, a precisão ainda é pequena. As comparações entre as cores não são feitas pela distância entre elas num espaço de cores e sim, pela descrição destas com a ajuda dos elementos do HSV.

3.2.2.3 K-Means

K-Means é um popular algoritmo de agrupamento (*clustering*). O objetivo deste procedimento é agrupar dados em *K* regiões, onde *K* deve ser definido no início do procedimento. O dado pertence ao grupo (centro) ao qual ele mais se aproxima, calculado de acordo com a distância mínima (SAMMA & SALAM, 2009).

Este dado na imagem digital é considerado o valor de cor de um pixel. Neste trabalho o dado é o valor de coloração de cada vértice escaneado inicialmente.

O funcionamento do K-Means se resume em 4 passos, onde K=5 (BORGES, 2010).

1. Inicializar os centros $(c^1, .., c^k)$ de forma aleatória, por exemplo:

$$c_i^h = i \frac{255}{K}$$
, onde $1 \le i \le K$, para cada $h \in \{R, G, B\}$ (21)

2. Para cada pixel q da imagem I

a. Efetuar o cálculo da diferença de cores CIEDE2000 entre q e c;

- b. Após encontrar o centro k com menor diferença de cor, é necessário classificar o pixel como pertencente ao grupo k;
- 3. Todos os centros de todos os *K* grupos devem estar recalculados. Isto deve ser feito calculando a média aritmética do *i*-ésimo centro entre os pixels da imagem pertencentes ao grupo i:

$$c_i^h = \frac{1}{|C_i|} \sum_{q \in C_i} I(q)^h \tag{22}$$

onde C_i é o grupo representado pelo centro $c_i e |C_i|$ é a cardinalidade de C_i ;

 Retornar ao Passo 2 até que todos os centros não alterem os seus valores entre duas iterações;

A implementação do *K-Means* utilizou as cores selecionadas pelo médico nas imagens capturadas pelo sistema. No final do algoritmo, o sistema terá agrupado toda a informação de cor por vértice em *K* grupos, onde a média inicial de cada grupo é a cor escolhida pelo médico. Como o sistema foi desenvolvido com a limitação de 5 cores de interesse, haverá ao final do procedimento 5 grupos. Cada um gerado sob a influência de sua cor inicial.

A limitação de 5 grupos de cores se dá devido à necessidade de selecionar as cores que são interessantes para o especialista que aplica o exame. Por isso nesta implementação do *K-Means* é necessário inserir 5 cores de entrada para segmentação. Outros trabalhos na literatura mostram variações do algoritmo onde o próprio sistema encontra a quantidade ideal de cores iniciais.

4 Experimentos e Resultados

4.1 Apresentação do Sistema

Este capítulo apresenta uma visão completa do uso do sistema CHECS no qual é descrita a sequência de passos para a aplicação durante o exame de sudorese. O capítulo também descreve experimentos realizados com objetos e seres humanos.

4.1.1 Visão Geral e Funcionalidades

O sistema desenvolvido é composto por diversas funcionalidades. Inicialmente, implementou-se uma estrutura do dispositivo Kinect® para verificar seu *status*, ou seja, se está conectado e hábil, pronto para iniciar o escaneamento. Em caso positivo, o sistema inicia a função de escaneamento desenvolvida com os métodos do KinectFusion implementados pela Microsoft®.

As informações do volume 3D como vértices, faces e cores são armazenadas no formato PLY (*Polygon File Format*) criado por Greg Turk no *Graphics Lab* da Universidade Stanford, possibilitando o armazenamento de cores por faces (TURK, 2014).

Na etapa seguinte, desenvolveu-se necessariamente uma funcionalidade permitindo ao usuário selecionar as cores de entrada para a segmentação. Para isso, na etapa anterior, iniciou-se um processo com armazenamento da imagem real escaneada pelo Kinect® a cada 5 segundos. Estas imagens são exibidas e o usuário pode navegar entre elas e selecionar até 5 cores de qualquer uma das imagens disponíveis.

Com as cores de entrada selecionadas, foi implementado um módulo com as funções do *K-Means*. Todas as informações salvas no arquivo PLY são carregadas novamente. Os valores de cor em RGB são convertidos para CieLAB e a cada iteração estes valores são comparados usando o método de diferença de cor CIEDE2000.

Terminada a segmentação, as informações dos grupos de cores são armazenadas em um novo PLY, porém, com a adição de mais um valor por vértice. Desta vez, além das informações dos vértices, faces e cores, é registrado também o grupo que cada face pertence.

Na memória são armazenadas as informações como quantidade de vértices por grupo

e tempo de cada iteração. Além disso, o detalhamento do processamento do volume é exibido para o usuário acompanhar o andamento de cada ciclo.

A tela de visualização do volume 3D segmentado é a próxima funcionalidade a ser implementada. Foi preciso importar o segundo arquivo PLY gravado. Com as informações importadas, o volume ainda é renderizado na tela. Criou-se 5 volumes para cada grupo e renderizados um por vez. Esta estratégia reduz muito a velocidade da renderização. Com os grupos separados em volumes, fez-se uma funcionalidade na tela possibilitando o usuário a selecionar o grupo desejado para sua visualização. Todos os grupos também podem ser avaliados de uma só vez, pois nesta tela, foi adicionado um botão permitindo ao usuário a gravação das imagens da visualização selecionadas por ele.

A última funcionalidade consiste em consolidar as informações gravadas durante as etapas do sistema e exportar para um relatório no formato PDF. A quantidade de vértices por grupo é usada para determinar a proporção das cores e as áreas em cm². Foram adicionadas as informações de proporção em um gráfico de pizza. Utilizou-se outro gráfico para exibir o tempo gasto para cada iteração do *K-Means*.

O sistema grava imagens em duas etapas. Durante o escaneamento são registradas tanto as imagens reais do paciente quanto as imagens do volume 3D em formação. O segundo momento ocorre durante a visualização da segmentação. Todas essas imagens também são exibidas no final deste relatório. Este arquivo gerado no formato PDF é exibido para o usuário na última tela do sistema.

4.1.2 Interface

O sistema CHECS implementado possui cinco telas compondo um fluxo, ou seja, o usuário precisa navegar entre todas as telas para o sistema executar suas funcionalidades como previsto.

A primeira tela possui um controle para inserir os valores das distâncias máxima e mínima, no qual o paciente deve estar localizado. O usuário visualiza o processo de escaneamento do paciente. A Figura 19 apresenta a tela inicial do sistema.



Figura 19: Tela inicial do sistema CHECS

Ao clicar em "Próximo Passo" o sistema navega para a tela de seleção de cores. Nesta etapa, o usuário pode selecionar as 5 cores das regiões de interesse. As cores selecionadas são adicionadas nos retângulos descritos na Figura 20 como "Cores salvas".



Figura 20: Tela de seleção de cores

Na terceira tela do sistema têm-se os registros e o *status* da segmentação do volume 3D. Este passo é importante para sinalizar se o sistema está trabalhando ou se algum erro ocorreu durante o processamento. A Figura 21 evidencia a tela de *status* do processamento.



Figura 21: Tela de status do processamento

A próxima tela do sistema permite a visualização do volume 3D segmentado, exibida na Figura 22. Este passo é o de maior valor para o médico, já que apresenta o resultado da segmentação e permite a interação com o volume segmentado. As segmentações podem ser visualizadas individualmente ao selecionar um dos *radiobuttons* do grupo descrito na Figura 22 por "Cores selecionadas no início".



Figura 22: Tela de visualização

A última tela do sistema disponibiliza o relatório onde são consolidadas as informações registradas e calculadas. A intenção desta tela é permitir que as informações geradas pelo sistema possam ser impressas ou apenas arquivadas. A Figura 23 apresenta a tela de relatório.

[
	Body Scanner	Report	
Dados das cores			
COR SELECIONADA 1	PORCENTAC	GEM 1 ÁREA(m ²	
COR SELECIONADA 2	PORCENTAC	GEM 2 ÁREA(m ²)
COR SELECIONADA 3	PORCENTAC	GEM 3 ÁREA(m ²)
COR SELECIONADA 4	PORCENTAC	JEM 4 ÁREA(m ²)
COR SELECIONADA 5	PORCENTAC	GEM 5 ÅREA(m ²	
Logs do Processamento			
LOGS	DO PROCESS	AMENTO	
L005	DOINCELSS		
Gráficos			
·			
GRÁFICO TEMPO/IT	FERAÇÃO	GRÁFICO PROPORC	ÕES
	Liuiçiio	Giù li leo l'hoi ohç	OLD

Figura 23: Tela de relatório

4.2 Experimentos

4.2.1 Experimentos Iniciais

Os primeiros experimentos foram feitos com pequenos objetos. Neste momento o sistema CHECS exportava as informações do modelo tridimensional, porém ainda não havia colorações e por isso não era possível efetuar a segmentação. A Figura 24 apresenta o objeto 3D gerado pelo escaneamento de um violão em um dos experimentos iniciais.



Figura 24: Objeto gerado pelo escaneamento de um violão

A segunda fase dos experimentos já permitia a reconstrução do modelo tridimensional, interpretação das cores e avaliação das suas proporções utilizando o método citado na seção 3.2.2.2 Agrupamento HSV.

Para a realização do experimento, utilizou-se uma sala iluminada com espaço para dispor o objeto escaneado e o Kinect® a uma distância de 1,5 metros. Colocou-se o objeto sobre uma base giratória elétrica para girá-lo na velocidade de uma rotação por minuto.

Um boneco articulado de madeira de 55 cm foi o objeto escaneado e para simular diferentes cores sobre a pele do paciente e fita adesiva com cores azul, verde e vermelha utilizada para colorir algumas partes do corpo do boneco.

A Figura 25 apresenta a comparação do objeto real e o modelo tridimensional do boneco articulado. É possível verificar a capacidade do sistema para interpretar o volume e a coloração do objeto.



Figura 25: A 1° imagem exibe o boneco real, a 2° o resultado gerado

O resultado do agrupamento por cores HSB, apesar de veloz (aproximadamente 1s/2000 vértices), ainda é impreciso. Além disso, existe uma percentagem de cores não identificadas pelo sistema. O resultado do agrupamento é detalhado na Tabela 2.

Cores	%
Preto	16,7
Branco	0,03
Cinza	60,5
Vermelho	3,05
Amarelo	0,96
Verde	3,18
Cian	0,01
Azui	4,3
Rosas	2,18
Não identificado	6,55

Tabela 2: Detalhamento do agrupamento por cores

4.2.2 Experimentos com Seres Humanos

Após a conclusão do desenvolvimento da interface e das funcionalidades o sistema CHECS já estava preparado para testes em exames médicos.

Os testes com seres humanos foram realizados no Hospital das Clínicas da USP de Ribeirão Preto/SP em Agosto de 2014, junto à equipe que realiza os estudos do Exame de Sudorese iodo-amido. A Figura 26 ilustra o funcionamento do experimento com os elementos presentes. Em (a) o paciente é colocado na câmara e a temperatura interna é elevada e em (b) um assistente movimenta o dispositivo Kinect® sobre o corpo do paciente enquanto o usuário interage com o sistema.



Figura 26: Ilustração do exame (a) e do escaneamento (b)

No primeiro experimento, um dos integrantes da equipe participou como paciente para executar o teste. Inicialmente foram aplicados o iodo e o amido sobre a pele do paciente. A Figura 27 apresenta o momento da aplicação e como é possível observar, a coloração do iodo é amarelada.



Figura 27: Aplicação do iodo sobre a pele do controle

No próximo passo, o paciente se colocou sobre a maca, a câmara foi fechada e a temperatura interna elevada. Após, aproximadamente 30 minutos, removeu-se a câmara e o paciente apresentou diferença da sua coloração na área de aplicação devido ao suor. A Figura 28 apresenta o paciente antes e após o exame.



Figura 28: Comparação do controle antes (a) e depois (b) do exame

Neste momento o sistema CHECS é iniciado em um laptop e uma pessoa movimenta

o Kinect® a uma distância de 1m por cima do paciente. O sistema armazena as informações escaneadas e apresenta as imagens geradas para a seleção das cores de interesse. A Figura 29 exibe a tela do sistema neste passo.



Figura 29: Tela de seleção de cores de interesse

Após serem selecionadas as cores de interesse, o sistema CHECS segue para o passo seguinte onde é iniciado o processamento dos vértices. Este processamento envolve as iterações do *K-Means* e o armazenamento de um novo volume 3D contendo as informações das regiões segmentadas. A Figura 30 apresenta a tela de *status* do processamento.



Figura 30: Tela de status do processamento

Concluído o processamento, imediatamente o sistema CHECS inicia a outra etapa exibindo ao usuário as regiões segmentadas salvas anteriormente. O sistema permite ao usuário a interação com o modelo 3D e a seleção da região a ser exibida. Além disso, é possível salvar imagens desta análise para aparecerem no relatório final pelo botão "Gravar Imagens". A Figura 31 apresenta a tela de interação com as regiões segmentadas.



Figura 31: Tela de interação com as regiões segmentadas

Ao clicar no botão "Relatório" o sistema calcula as proporções e o valor aproximado das áreas das regiões segmentadas, gerando um gráfico com a variação do tempo para cada iteração e outro ilustrando as proporções. O relatório ainda exibe o registro de execução do *K-Means*. O sistema exporta este relatório no formato PDF, facilitando o registro e compartilhamento dos dados. A Figura 32 mostra o relatório gerado pelo sistema no experimento realizado.



Figura 32: Relatório gerado pelo sistema

O sistema CHECS ainda registra no relatório as imagens geradas durante todo o

processo. São registradas as imagens reais, visões do modelo 3D inicial e visões do modelo segmentado selecionados na tela de interação. A Figura 33 ilustra exemplos das imagens registradas pelo sistema, onde a é a imagem real, b é o volume 3D e c é a imagem selecionada pelo usuário.



Figura 33: Exemplos de imagens registradas pelo sistema CHECS

Por se tratar de um voluntário e não de um paciente real, este primeiro experimento foi interessante para se avaliar o processo do exame em uma pessoa que transpira uniformemente pelo corpo. Porém, não foi possível averiguar como o sistema se comportaria com um paciente apresentando alguma região com hipoidrose.

Em fevereiro de 2015 os mesmos procedimentos foram executados em um paciente real, de 23 anos de idade, com lesão no sistema nervoso simpático desde a infância. Este segundo experimento foi essencial para o estudo, pois foram encontradas no elemento algumas regiões de hipoidrose conforme demonstrado na Figura 34 em sequência de fotos capturadas pelo Kinect® durante o escaneamento do paciente.



Figura 34: Sequência de fotos do Kinect @

É possível observar que o paciente suou menos na região do peitoral à esquerda. O processo de segmentação do escaneamento deste caso é apresentado na Figura 35.



Figura 35: Segmentação das regiões encontradas

A Figura 36 ilustra as cores apresentadas na segmentação em relação ao que representam na coloração real da pele do paciente.



Figura 36: Representação das cores ilustrativas

As colorações encontradas em a e b são consideradas as regiões onde o paciente suou intensivamente, enquanto c, d e e são consideradas regiões onde houve hipoidrose. Mesmo ao olho humano é possível identificar uma semelhança à conclusão que se chegou antes da segmentação. Porém, com a intenção de validar a precisão da segmentação implementada, a região de hipoidrose foi desenhada com base nas fotos registradas e aprovadas pelo Dr. Amilton, médico responsável pelo exame. O desenho manual (*a*) foi aplicado em um boneco (*b*) para melhor visualização conforme apresentado na Figura 37.



Figura 37: Regiões de hipoidrose no paciente

Foi aplicado o filtro *Find Edges* (encontrar bordas) tanto no desenho manual quanto na segmentação produzida pelo sistema. Este filtro é necessário para que se consiga comparar as segmentações e foi executado usando o programa de edição de imagens Adobe® Fireworks CS6. A Figura 38 apresenta o *Find Edges* aplicado no desenho manual.



Figura 38: Aplicação do filtro Find Edges

Na segmentação realizada pelo sistema, além da aplicação do filtro, foi preciso ainda unir as regiões consideradas hipoidróses. Esta função também foi executada através do programa Adobe® Fireworks CS6. A Figura 39 apresenta o processo aplicado.



Figura 39: União das regiões de interesse.

4.3 Resultados

O primeiro resultado foi considerado a escolha do modelo de cores CieLAB como dados de entrada para o algoritmo *K-Means*. A seleção deste modelo de cor viabilizou o cálculo da diferença de cor de forma semelhante à percepção humana.

A segundo resultado foi a implementação do algoritmo *K-Means*. Este apresentou uma limitação no primeiro experimento com ser humano. Se o objeto escaneado possuir um número muito maior que a quantidade de 5 cores (número total de cores selecionadas no início) com as diferenças maiores que a diferença média, o sistema irá agrupar as cores mais próximas, mesmo sendo muito diferentes à percepção humana, ou seja, pode existir casos onde, por exemplo, as cores verde e azul, apareçam no mesmo grupo, mesmo sendo cores diferentes.

Para evitar este problema, é necessário garantir no máximo 5 cores relevantes na cena escaneada. No caso do primeiro experimento, esta limitação não dificultou a segmentação das
regiões. As cores interessantes para o experimento foram a coloração da maca, da pele do paciente e do iodo, sendo no total 3 cores importantes para o resultado

No segundo experimento, já com o paciente real, foi aplicada a Equação 25 de cálculo do erro acumulado relativo (EANm), onde *m* é a quantidade de segmentações realizadas e S_1 e S_2 são as segmentações que serão comparadas. No caso deste experimento, serão comparadas a segmentação realizada pelo sistema e a segmentação manual (RONDINA, 2001).

$$EANm = \frac{\sum_{i=1}^{m} |S_1(i,m) - S_2(i,m)|}{\sum_{i=1}^{m} S_1(i,m) + \sum_{i=1}^{n} S_2(i,m)}$$
(25)

Este cálculo foi executado no resultado bidimensional da segmentação. A comparação foi entre a imagem retirada do sistema e o desenho a mão. Por isso o cálculo é aplicado com a somatória de pixels e não vértices.

Como a segmentação a ser avaliada não foi executada múltiplas vezes, não existe a necessidade de utilizar a somatória para se chegar a um cálculo de erro. Ao se calcular o erro sendo S_1 a segmentação do sistema e S_2 a segmentação manual, chegou-se ao valor 0,03. Quanto mais próximo ao 0, menor é considerado o erro. Convertendo este valor em relação à quantidade de pixels que foram considerados distintos, encontrou-se o valor de 6,4% de erro.

O valor do erro pode ser considerado relativamente alto, porém, considerando que o desenho realizado manualmente, por ser um trabalho humano, possui certo nível de aproximação, enquanto a segmentação classifica as cores de forma exata. Ou seja, algumas curvas podem conter diferenças em relação ao desenho humano. A Figura 40 ilustra a comparação entre algumas curvas destacadas pelo desenho a mão (*a*) e pelo sistema (*b*):



Figura 40: Comparação entre segmentações

5 Conclusões e trabalhos futuros

Este documento apresentou o desenvolvimento de um sistema capaz de auxiliar a avaliação e registro do Teste de Sudorese iodo-amido. Foram descritos os conceitos de processamento de imagens utilizados para alcançar o objetivo como Modelos de Cores e Diferença de Cores. Apresentou-se ainda o algoritmo de segmentação de imagens coloridas utilizado *K-Means* e as vantagens e desvantagens de sua utilização.

A validação do trabalho concretizou-se através do experimento no próprio Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto/SP onde é realizado o exame médico. Algumas dificuldades foram constatadas em relação à coloração do iodo. Após o exame, é possível esta coloração ser facilmente confundida com outros elementos escaneados como a vestimenta, pelos e regiões com coloração muito escura.

No exame com o paciente real foram tomados maiores cuidados para evitar os elementos que interferiram nas colorações. Com isso os resultados foram satisfatórios. A segmentação das regiões foi executada corretamente em um tempo menor ao esperado.

O tempo de processamento com o escaneamento de um ser humano é de aproximadamente 3 minutos e a quantidade de vértices escaneados chega a aproximadamente 300.000.

A contribuição deste trabalho se dá pela implementação de um sistema capaz de escanear um paciente, segmentar sua coloração utilizando *K-Means* e coletar informações úteis para o médico diagnosticar e planejar um tratamento. Esta prática não existia para o tipo de exame estudado. Parte da contribuição ainda contempla a possibilidade de seu uso como auxílio em outras áreas médicas, por isso a solução é considerada um exemplo de trabalho aproximando as áreas da tecnologia, computação e medicina.

Neste trabalho foi feito um cálculo aproximado da área onde o paciente suou baseado na quantidade de vértices obtidos pela área. Apesar de ajudar na avaliação do especialista, ainda não foi feito um estudo de como calcular geometricamente a área encontrada e por isso precisa ser melhorada.

Apesar de ser considerado um grande avanço, o trabalho possui muitas possibilidades de melhorias para a consolidação do sistema no exame de sudorese. Para isso foram identificadas algumas alterações com possibilidade de serem exploradas para uma segmentação mais eficaz.

Conclui-se que a coloração do iodo, após o exame, prejudica a realização do escaneamento. Outras colorações são parecidas e podem prejudicar a segmentação, como pelos, cabelo e vestimenta. Para melhor desempenho, seria interessante a substância escolhida apresentar a coloração mais clara e o paciente utilizar uma vestimenta azul ou verde, cores menos aparentes na pele humana.

Outra melhoria necessária é a adequação da iluminação do ambiente no qual se faz o escaneamento. As sombras sobre o corpo do paciente podem interferir no processamento, por isso, é necessário que a iluminação seja homogênea.

Refletindo sobre o código do sistema, é possível melhorar o algoritmo para selecionar automaticamente a quantidade de grupos a serem segmentados, ao invés de deixar esta escolha para o médico. Além disso, em 2015 será lançado pela Microsoft® a venda do Kinect® V2 para Windows. A nova SDK, já publicada, apresenta melhorias e pode agregar para a precisão do sistema, sendo necessária sua utilização junto à nova versão do dispositivo.

É preciso fazer um trabalho para adequar a câmara de temperatura para que comporte o Kinect®. Uma estratégia deve ser criada para que não exista a necessidade de uma pessoa movimentar o dispositivo. Esta melhoria pode ser feita através da adaptação da infraestrutura da câmara atual ou a criação de uma nova.

Referências Bibliográficas

ADOBE, 2014. **Color Models** - CIELAB.Disponível em: http://dba.med.sc.edu/price/irf/Adobe_tg/models/cielab.html [Acesso em 12 09 2014].

BORGES, V. R. P., 2010. Comparação entre as Técnicas de Agrupamento K-Means e Fuzzy C-Means para Segmentação de Imagens Coloridas. Uberlândia, Brasil: Universidade Federal de Uberlândia.

BOURKE, P., 1995. **Colour Spaces**. Disponível em: http://paulbourke.net/texture_colour/colourspace/ [Acesso em 09 09 2014].

CATTIN, P. D. P., 2014. Digital Image Fundamentals, Introduction to Signal and Image Processing. s.l.:MIAC, University of Basel.

CIE, 2004. CIE 15: Technical Report: Colorimetry. 3° ed. s.l.:s.n.

CIE, 2014. **General Information**. Disponível em: http://www.cie.co.at/index.php/LEFTMENUE/About+us/General+Information [Acesso em 12 09 2014].

CYBERWARE, 2013. **Pricing.** s.l. Disponível em: http://cyberware.com/pricing [Acesso em 12 09 2014].

FEALEY, R. D., LOW, P. A. & THOMAS, J. E., 1989. Thermoregulatory Sweating Abnormalities in Diabetes Mellitus. Mayo Clinic Proceedings, Volume 64, p. 617–628.

FERNANDES, A. C., 2002. Trabalho de Conclusão de Curso: **Protótipo de visualizador para modelos de cor para medições de objetos em espectrofotômetros por reflectância**. Blumenau: Universidade Regional de Blumenau.

FUNAYA, H., SHIBATA, T., WADA, Y. & YAMANAKA, T., 2013. Accuracy Assessment of Kinect Body Tracker in Instant Posturography for Balance Disorders. 7° ed. Tóquio: Medical Information and Communication Technology (ISMICT), 2013 7th International Symposium on, Pg. 213 - 217.

GALLO, L., PLACITELLI, P. A. & CIAMPI, M., 2011. Controller-free exploration of medical image data: experiencing the Kinect. Itália: National Research Council of Italy.

GANESAN, P., RAJKUMAR, R. I. & RAJINI, V., 2010. Segmentation and Edge Detection of Color Images Using CIELAB Color Space and Edge Detectors. Emerging Trends in Robotics and Communication Technologies (INTERACT), 2010 International Conference on, pp. 393 - 397.

GONZALEZ, R. C. & WOODS, R. E., 2001. **Digital Image Processing**, Second Edition. Upper Saddle River, New Jersey: Prentice Hall.

GOURAV, S., Wencheng, W. & N. Dalal, E., 2004. The CIEDE2000 Color-Difference Formula: Implementation Notes, Supplementary Test Data, and Mathematical Observations. Rochester, NY: University of Rochester.

GUTTMANN, L., 1947. The Management of The Quinizarin Sweat Test (QST). Aylesbury, Buckinghamshire: s.n.

HARRINGTON, S., 1987. Computer Graphics: A Programming Approach. s.l.:McGraw-Hill.

ILLIGENS, B. M. & GIBBONS, C. H., 2009. Sweat testing to evaluate autonomic function. Clinical Autonomic Research, Volume 19, pp. 79-87.

JACKSON, R., 1999. Computer Generated Colour: A Practical Guide to Presentation and Display. s.l.:s.n.

KLAVA, B., 2009. Tese de Mestrado: **Segmentação interativa de imagens via transformação watershed.** São Paulo, Universidade Estadual de São Paulo.

KOLB, A., BARTH, E., KOCH, R. & RASMUS, L., 2009. Time-of-flight sensors in computer graphics. Munique, Alemanha: Eurographics 2009.

KONWAR, A. S., BORAH, D. S. & TUITHUNG, C., 2014. An American Sign Language detection system using HSV color model and edge detection. Communications and Signal Processing (ICCSP), 2014 International Conference on, pp. 743 - 747.

LIM, H. & LEE, S.-O., 2012. Putting Real-World Objects into Virtual World: Fast Automatic Creation of Animatable 3D models with a Consumer Depth Camera. Seoul, Coreia: Korea Institute of Science and Technology.

MANGANO, S., 2010. Mathematica Cookbook. Torino, Itália: O'Reilly Media, Inc..

MATLAB, s.d. **MATLAB Release 12 Notes: Image Processing Toolbox**. Disponível em: http://radio.feld.cvut.cz/matlab/toolbox/images/color4.html [Acesso em 09 09 2014].

MAYO CLINIC, 2011. **Thermoregulatory Sweat Testing.** Disponível em: http://www.mayomedicallaboratories.com/articles/hottopics/transcripts/2011/02-auto-dyseval/09.html [Acesso em 06 01 2015].

MICROSOFT, 2013. **Kienect for XBOX 360**. s.l. Disponível em: http://www.xbox.com/en-US/xbox360/accessories/kinect/KinectForXbox360. [Acesso em 17 05 2014].

PICCOLO, et al., 2008. **Queimaduras: Diagnóstico e Tratamento Inicial.** s.l.:Sociedade Brasileira de Cirurgia Plástica.

RONDINA, J. M., 2001. Tese de Mestrado: Segmentação Interativa do Ventrículo Esquerdo em Sequências de Imagens de Ressonância Magnética. Universidade Estatual de Campinas.

SAMMA, A. S. B. & SALAM, R. A., 2009. Adaptation of K-Means Algorithm for Image. Penang, Malaysia: International Journal of Information and Communication Engineering.

SEIXAS, F. et al., 2008. Avaliação dos Métodos para Segmentação Automática dos Tecidos do Encéfalo em Ressonância Magnética. Rio de Janiero, Brasil: Universidade Federal Fluminense.

SEVERINO, O., 2009. Tese de Doutorado: **Mistura de Cores: Uma nova abordagem para processamento de cores e sua aplicação na segmentação de imagens**. São Carlos, Universidade Estadual de São Paulo.

SHEUNDERS, P. & SIJBERS, J., 2002. Multiscale watershed segmentation of multivalued images. Antwerpen, Bélgica: Vision Lab, Department of Physics, University of Antwerp.

SMITH, A. R., 1995. Technical Memo 6: A Pixel Is Not A Little Square. s.l.: Microsoft.

TONG, J. et al., 2012. Scanning 3D Full Human Bodies using Kinects. Changzhou, China: Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on, p. 643 - 650.

TURK, G., 2014. The Stanford 3D Scanning Repository. s.l.:Stanford.