

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
INSTITUTO DE INFORMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM COMPUTAÇÃO

AUGUSTO LUENGO PEREIRA NUNES

**Modelagem de Aparência Baseada em
Biofísica para Tecidos do Fígado Humano**

Tese apresentada como requisito parcial para
a obtenção do grau de Doutor em Ciência da
Computação

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Walter
Co-orientador: Prof. Dr. Anderson Maciel

Porto Alegre
2019

CIP — CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO

Nunes, Augusto Luengo Pereira

Modelagem de Aparência Baseada em Biofísica para Tecidos do Fígado Humano / Augusto Luengo Pereira Nunes. – Porto Alegre: PPGC da UFRGS, 2019.

88 f.: il.

Tese (doutorado) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Programa de Pós-Graduação em Computação, Porto Alegre, BR-RS, 2019. Orientador: Marcelo Walter; Co-orientador: Anderson Maciel.

1. Modelagem de aparência. 2. Baseado em biofísica. 3. Tecidos hepáticos. 4. Interação luz-matéria. I. Walter, Marcelo. II. Maciel, Anderson. III. Título.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

Reitor: Prof. Rui Vicente Oppermann

Vice-Reitora: Prof^a. Jane Fraga Tutikian

Pró-Reitor de Pós-Graduação: Prof. Celso Giannetti Loureiro Chaves

Diretora do Instituto de Informática: Prof^a. Carla Maria Dal Sasso Freitas

Coordenador do PPGC: Profa. Luciana Buriol

Bibliotecária-chefe do Instituto de Informática: Beatriz Regina Bastos Haro

*“If it looks like computer graphics,
it is not good computer graphics.”*

— JEREMY BIRN

AGRADECIMENTOS

A construção do presente trabalho foi inspirada de forma direta e indireta por diversas pessoas do meu convívio, sem as quais sua conclusão não seria possível. A todos, agradeço profundamente. Ainda assim, gostaria de agradecer especialmente alguns nomes.

À Cláudia, minha esposa, pelo amor, dedicação, incentivo, inspiradora valorização do saber e finalmente, pela coragem e força enquanto gestava e cuidava de nossa filha, Maitê Akemi, minha inspiração maior, ao longo do desenvolvimento deste trabalho.

À minha mãe, Rosely, por todos os momentos confortantes de convívio que me deram energia para seguir dedicado aos estudos. À minha irmã, Vanessa, pelo carinho familiar nos encontros que tivemos.

Ao professor Marcelo Walter, pelas valiosas orientações não só sobre pesquisa científica em Computação Gráfica, mas também sobre carreira e perspectiva de vida. Ao professor Anderson Maciel, pela coorientação extremamente participativa e profundas colaborações quanto a aplicações para a área média.

Ao Instituto de Informática e ao PPGC, na pessoa dos professores e demais servidores que o compõem, pelos recursos estruturais, conceituais e práticos que tornaram possível o desenvolvimento deste trabalho e pelo incentivo contínuo a excelência em pesquisa e ensino. Ao grupo de Computação Gráfica, pela ótima convivência e parceria ao longo de cinco anos.

Ao Instituto Federal de Ciência, Educação e Tecnologia do Paraná, campus Londrina, por agregar esforços no desenvolvimento desta tese na forma de autorização para afastamento parcial para dedicação neste trabalho. Aos colegas de trabalho, pelo apoio e incentivo irrestritos nos últimos dois anos e meio.

À CAPES, pelo apoio financeiro prestado na forma de bolsa de pesquisa durante os dois primeiros anos do desenvolvimento desta tese. Ao CNPq e à FAPERGS também pelo apoio financeiro ao projeto na forma de fundos para aquisição de materiais.

RESUMO

A representação gráfica de tecidos humanos é uma importante demanda para aplicações de áreas como ensino, entretenimento e treinamento médico. Frequentemente, a simulação de tais materiais envolve considerar características dinâmicas vinculadas as suas funções no corpo humano e que influenciam diretamente também em sua aparência. O fígado humano, apesar de um órgão interno, portanto, de difícil acesso, possui diferentes modelos de representação apresentados na literatura da Computação Gráfica (CG). Entretanto, tais modelos desconsideram as influências das propriedades ópticas dos elementos biofísicos que compõem os tecidos hepáticos, fornecendo assim, aproximações cuja parametrização controla apenas um estado específico do material orgânico, em geral, avaliando visualmente o resultado. O presente trabalho apresenta a modelagem dos tecidos do fígado humano através da descrição dos elementos biofísicos que compõem suas camadas estruturais: o parênquima e a cápsula de Glisson. Além disso, tal modelo implementa a interação luz-matéria em termos de eventos como a absorção, dispersão, reflexão e transmissão de luz, como processos biológicos que produzem a coloração específica do material, ou seja, sua resposta espectral. A abordagem matemática do modelo é definida como numérica e estocástica, para a qual é apresentada uma solução para garantir sua convergência. Reunindo recentes descrições sobre a estrutura dos tecidos hepáticos e sua interação com a luz apresentadas na literatura biomédica, o modelo desenvolvido representa a primeira solução baseada em biofísica para um órgão interno do corpo humano. Os resultados de imagens geradas através do modelo são apresentados junto a fotografias de tecidos análogos, assim como, curvas de respostas espectrais e espaciais disponíveis na literatura biomédica são comparadas com as produzidas pelo modelo desenvolvido, evidenciando a capacidade deste na representação gráfica do tecido hepático.

Palavras-chave: Modelagem de aparência. Baseado em biofísica. Tecidos hepáticos. Interação luz-matéria.

Biophysically-based Appearance Modeling for Human Liver Tissue

ABSTRACT

The graphic representation of human tissues is an important demand for applications in areas such as education, entertainment, and medical training. Often, the simulation of these materials requires taking into account dynamic features related to their functions, which also directly define their appearance. Even though the human liver is an internal organ with restricted access, it has many representation models in the Computer Graphics (CG) literature. However, they disregard optical properties of the hepatic tissues biophysical elements. Therefore, these models only provide approximations and their parameters handle only one specific organic matter state, just for visual assessment. This thesis presents the modeling of hepatic tissues through the description of the biophysical elements of their structural layers: the parenchyma and the Glisson's capsule. Therefore, our model implements the light-material interaction in terms of absorption, scattering, reflection, and light transmission as biological processes which provide the material specific color, i.e., its spectral response. For mathematical modeling, we used a numeric-stochastic approach and we present a method to ensure its convergence. The developed model was based on recent reports about liver ultrastructure and light-matter interaction from the biomedical area. It is also the first biophysically-based method for a human internal organ. Our results present images computed by our method together with liver tissue photographs and spectral responses comparison between our model and actual data from biomedical reports, which confirms the capability of our model to represent different hepatic tissue states and appearance.

Keywords: Biophysically-based, Appearance modeling, Liver tissue, Light-matter interaction.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CG Computação Gráfica

RGB Red, Green, Blue

MMC Método Monte Carlo

EQM Erro Quadrático Médio

CIE Commission Internationale de l'Eclairage

BRDF Bidirectional Reflectance Distribution Function

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1	Variação da aparência de pele, fígado e olhos humanos.....	12
Figura 1.2	Fotografias, micrografias e <i>rendering</i> de estruturas capilares.	14
Figura 2.1	Curva espectral e distribuição espacial de amostra de pele humana.	17
Figura 2.2	Classificações de modelos de aparência reportadas na Computação Gráfica.	21
Figura 2.3	Distribuição de modelos para tecido humano em 40 anos de CG.	22
Figura 2.4	<i>Rendering</i> de tecido segundo taxonomia para modelos de aparência.	22
Figura 3.1	Diferentes caminhos ópticos para um raio de luz ao atingir um tecido.	25
Figura 3.2	A dispersão e a absorção de luz em meios teciduais.	26
Figura 3.3	A dispersão Rayleigh e a dispersão de Lorenz-Mie.	28
Figura 3.4	Curvas espectrais para dispersão de Lorenz-Mie e Rayleigh.	29
Figura 3.5	Interfaces do <i>Random Walk</i> para folha de planta.....	30
Figura 4.1	Níveis de organização estrutural do corpo humano.....	32
Figura 4.2	Seções transversais do fígado humano.	34
Figura 4.3	Microscopia multifóton da cápsula de Glisson.....	34
Figura 4.4	Estrutura de um lóbulo hepático.	35
Figura 4.5	Anatomia microscópica do parênquima.	36
Figura 4.6	Intensidade e profundidade da luz para fígado humano.	38
Figura 4.7	Absorção da hemoglobina, água, lipídeos e bile.	38
Figura 4.8	Distribuição espacial de refletância do parênquima hepático.....	39
Figura 5.1	Geometria do modelo de Lambert.	41
Figura 5.2	Um fígado 3D gerado pelo método de Marescaux <i>et al.</i> (1998).	41
Figura 5.3	Textura procedural de Neyret e Cani (1999).	42
Figura 5.4	Resultados de Neyret e Cani (1999) e Neyret <i>et al.</i> (2002).....	44
Figura 5.5	Geometria da dispersão múltipla e difusa de luz.	45
Figura 5.6	Geometria de uma BRDF.....	46
Figura 5.7	Imagem de fígado obtida de Laparoscopia e reconstrução da cena.....	47
Figura 6.1	Geometria das interações típicas entre luz e tecidos hepáticos.	49
Figura 6.2	Imagem em contraste de elastina e colágeno e sua segmentação.....	51
Figura 6.3	<i>Pipeline</i> geral do método <i>Random Walk</i>	56
Figura 6.4	Componentes do Mistuba e adaptação para o modelo proposto nesta tese. ...	60
Figura 6.5	Malhas sobrepostas para representar as camadas de tecido do fígado.	61
Figura 7.1	Configuração da amostragem de curvas espectrais do modelo elaborado.....	64
Figura 7.2	Curvas espectrais de intensidade do modelo elaborado e da referência.	64
Figura 7.3	Configuração de amostragem de BRDF para o modelo implementado.	65
Figura 7.4	Distribuição de refletância para ângulo de incidência de 45°.	66
Figura 7.5	Distribuição de refletância para direções colineares de incidência e saída de luz.....	66
Figura 7.6	<i>Rendering</i> de fígado gerado pelo modelo elaborado.	67
Figura 7.7	<i>Rendering</i> da cápsula de Glisson e do parênquima hepático.....	68
Figura 7.8	Fotografia do fígado e <i>rendering</i> pelo modelo elaborado.....	68
Figura 7.9	Variações de <i>rendering</i> produzidas pelo modelo elaborado.	69
Figura 7.10	Resultados do modelo para diferentes configurações e ambientes.....	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 Modelos de aparência para tecidos humanos na Computação Gráfica.....	23
Tabela 5.1 Parâmetros do material necessários para o modelo de Jensen <i>et al.</i> (2001)..	43
Tabela 6.1 Frações volumétricas do colágeno e da elastina na cápsula de Glisson.	51
Tabela 7.1 Parâmetros do modelo elaborado.	72

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
1.1 Objetivo Geral	14
2 MODELAGEM DE APARÊNCIA	16
2.1 O Conceito de Modelagem	16
2.2 A Aparência de Materiais	17
2.3 Classificações para Modelos de Aparência	18
2.4 Nova Taxonomia para Modelos de Aparência de Tecidos	19
2.5 Modelos de Aparência para Tecidos Humanos Vivos na Computação Gráfica 20	
3 ÓPTICA DE TECIDOS	24
3.1 A Interação entre Luz e Tecidos Orgânicos	24
3.2 Teoria do Transporte de Luz	25
3.3 Teoria de Lorenz-Mie	26
3.4 Discussão	29
4 TECIDOS ORGÂNICOS	31
4.1 Tipos de Tecido	31
4.2 Tecidos Hepáticos	32
4.2.1 Estroma: Cápsula de Glisson	33
4.2.2 Parênquima Hepático	34
4.2.3 Propriedades Ópticas	37
5 MODELOS DE APARÊNCIA PARA FÍGADO HUMANO	40
5.1 Modelagem Funcional	40
5.2 Modelos Inspirados em Biofísica	40
5.3 Modelos Baseado em Física	45
5.4 Problema em aberto: Modelos Baseados em Biofísica	47
6 MODELO BASEADO EM BIOFÍSICA PARA FÍGADO HUMANO	48
6.1 Atenuação Total da Interação entre Luz e Tecidos Hepáticos	48
6.2 Atenuação da Cápsula de Glisson	49
6.2.1 Densidades de Colágeno e Elastina	50
6.2.2 Coeficiente de Dispersão do Colágeno	51
6.2.3 Coeficiente de Dispersão da Elastina	52
6.3 Atenuação do Parênquima Hepático	53
6.3.1 Coeficiente de Absorção do Sangue	53
6.3.2 Coeficiente de Absorção dos Lipídeos e da Água	54
6.3.3 Coeficiente de Absorção da Bile.....	54
6.3.4 Coeficiente de Atenuação do Hepatócito	55
6.4 Método de Solução da Interação Luz-Matéria	56
6.4.1 Definição de Distância Percorrida e Probabilidade de Intersecção	57
6.4.2 Absorção, Dispersão e Atenuação dos Raios de Luz.....	58
6.5 Implementação do Modelo	60
6.5.1 Malha Geométrica.....	61
6.5.2 Aproximação para Imagens Coloridas	62
7 RESULTADOS	63
7.1 Resposta Espectral	63
7.2 Resposta Espacial	65
7.3 Rendering de Fígado Humano Baseado em Biofísica	66
7.4 Discussão	68
8 CONCLUSÃO	73
REFERÊNCIAS	76

1 INTRODUÇÃO

A síntese de imagens virtuais sobre cenas descritas através da Computação Gráfica (CG) é em geral baseada na tríade fundamental formada por propriedades da luz, do visualizador e do objeto 3D (HUGHES et al., 2013). Neste contexto, a aparência de um objeto é definida pelas características do material que o constitui, especificamente, de sua interação luz-matéria. Segundo Hunter e Harold (1987), a modelagem da aparência de um material qualquer é a descrição da propagação de seu espectro de luz característico e sua correspondente distribuição espacial. Na literatura da CG, modelos de iluminação para materiais evoluíram de abordagens genéricas (onde uma única solução era aplicada a diferentes tipos de materiais) para especializadas (com soluções particulares para materiais específicos) (DORSEY; RUSHMEIER; SILLION, 2008), resultando assim, no aumento da qualidade visual de imagens geradas por computador (GKIOULEKAS et al., 2013; KHUNGURN et al., 2015; LIU et al., 2016; ELHELW et al., 2005).

O mundo natural apresenta variados tipos de materiais com diferentes níveis de complexidade para a representação de sua interação luz-matéria para os propósitos da CG. O grupo definido por tecidos humanos vivos está em entre as classes mais desafiadoras devido a sua composição heterogênea, características dinâmicas e frequente estrutura em camadas (OVALLE; NAHIRNEY; NETTER, 2013).

O gradativo avanço da modelagem da aparência de tecidos tem impulsionado o uso de representações realistas em diversas aplicações da área médica. Por exemplo, mesas virtuais de anatomia como a *Anatomage Table* (Anatomage Inc., San Jose, CA) proporcionam a visualização 3D em tamanho real das estruturas do corpo humano com base em dados de tomógrafos e aparelhos de ressonância magnética, além de informações sobre histologia¹. Esse tipo de tecnologia tem se tornado um importante complemento e alternativa para limitações legais quanto ao tradicional uso de cadáveres e animais no ensino de temáticas médicas (WILLIS; SICKLE, 2015; ESTAI; BUNT, 2016), principalmente em aplicações de treinamento para novos cirurgiões, o qual vem adotando o uso frequente de simuladores virtuais de cirurgia ao longo dos anos (EVGENIOU; LOIZOU, 2013), como em simulações de *Cirurgias Minimamente Invasivas*² (VIDAL et al., 2006). Esses complexos aparelhos têm como meta reproduzir todo ambiente interno do corpo humano, levando em conta não só fatores anatômicos e mecânicos, mas também a aparência de te-

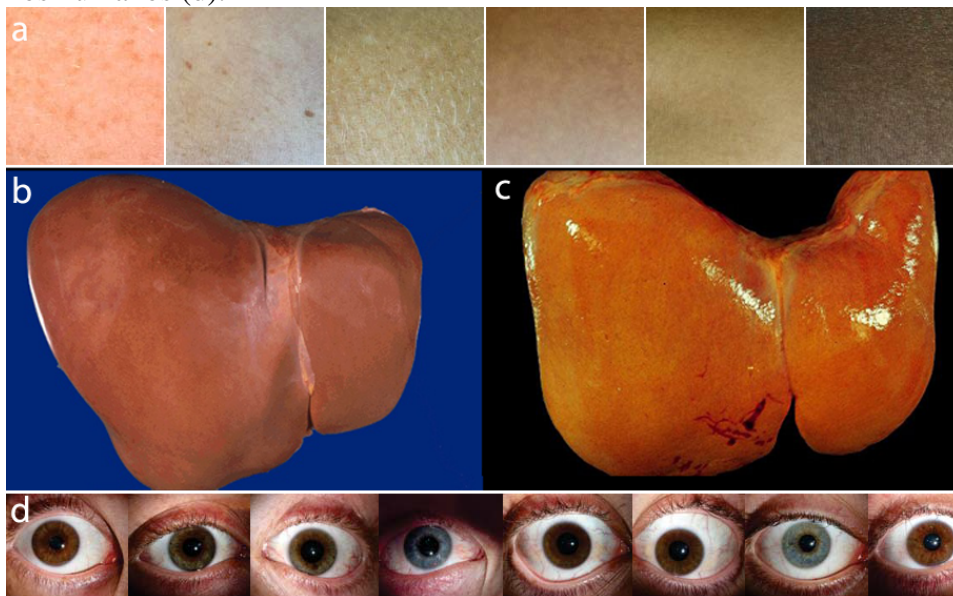
¹Estudo da composição e função de tecidos biológicos.

²Cirurgia na qual o cenário é visualizado através de monitores, e acessado por pequenos portais, naturais ou não, criados em locais estratégicos

cidos orgânicos, visando beneficiar sua eficácia (LEHMANN et al., 2005; AGGARWAL et al., 2010).

Aplicações médicas tipicamente utilizam cores e texturas definidas por um usuário ou modelos que representam apenas um único estado para as características do tecido. Entretanto, em amostras naturais como as ilustradas na Figura 1.1, essas características são governadas por fatores associados ao histórico médico (ou anamnese) de cada indivíduo, e podem variar drasticamente ao longo do tempo, principalmente no período *'post mortem'* (JACQUES, 2013).

Figura 1.1: Variação da aparência da pele humana para diferentes concentrações de pigmentação (a). Fígado humano em condição saudável (b) e com acúmulo anormal de gordura (c), condição conhecida como esteatose hepática. Exemplos de diferentes colorações para olhos humanos (d).



Fonte: (a) - <<https://www.myvmc.com/anatomy/skin-colour/>>. (b) - <<https://library.med.utah.edu/WebPath/LIVEHTML/LIVER002.html>>. (c) - <http://www.pathguy.com/lectures/fatty_liver.jpg>. (d) - (BÉRARD et al., 2014)

Há mais de duas décadas, pesquisadores da CG têm proposto considerar a composição biológica dos tecidos humanos como parâmetros para determinar sua aparência, ou seja, computar processos biológicos sobre propriedades de elementos biofísicos para descrever de forma preditiva a interação luz-matéria em termos de eventos como absorção, dispersão, reflexão e transmissão de luz (GREENBERG et al., 1997). Baranoski *et al.* (2010) define tais trabalhos como modelos *Baseados em Biofísica*. Uma característica importante de tais modelos é que o esforço em sua formulação é extremamente individualizado, ou seja, cada modelo representa um único conjunto de tecidos (que pode formar um órgão), dependendo fundamentalmente da existência de dados sobre sua composição biológica e das propriedades ópticas de seus elementos biofísicos (como coeficientes de

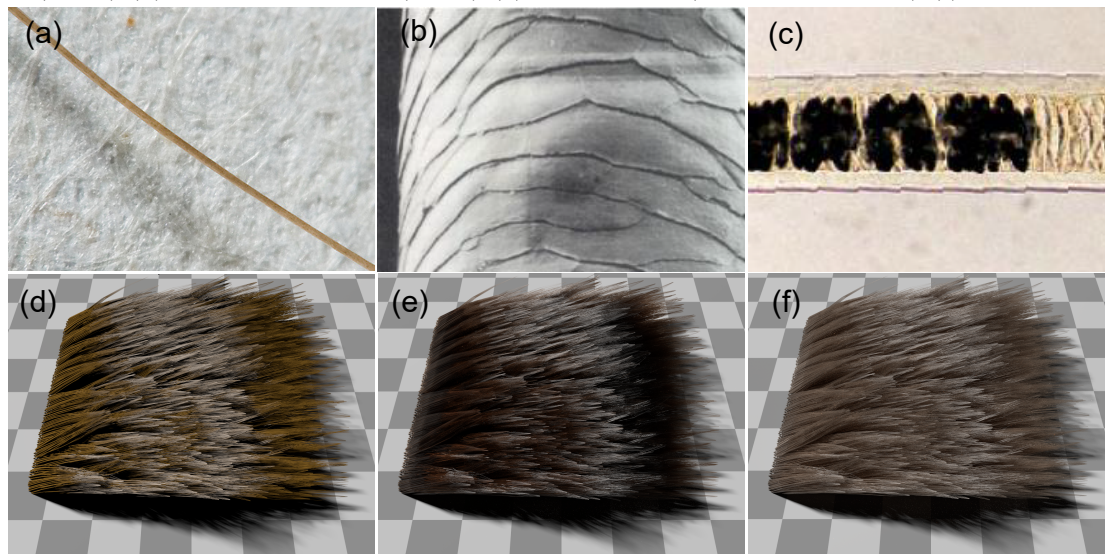
absorção e dispersão, estudados principalmente na área da Óptica de Tecidos).

Trabalhos nos quais a aparência de tecidos é descrita com base em biofísica são encontrados para órgãos como pele (KRISHNASWAMY; BARANOSKI, 2004; CHEN et al., 2015) e olhos (LAM; BARANOSKI, 2006; KRAVCHENKO et al., 2017), além de sangue (definido como um tipo de tecido conjuntivo) (YIM et al., 2012). Tais tecidos têm em comum o fato de serem de fácil acesso para amostragem de sua interação luz-matéria. Entretanto, a literatura biomédica reporta dados sobre tal fenômeno também para tecidos de órgãos internos (JACQUES, 2013). Destes, o fígado humano é um dos órgãos com publicações recentes sobre sua composição, propriedades ópticas e distribuição de elementos biofísicos (NACHABÉ et al., 2011; JACQUES, 2013; DEBBAUT et al., 2014; JAYYOSI; CORET; BRUYÈRE-GARNIER, 2016; NILSSON et al., 2016). Porém, tais dados ainda não foram incorporados em modelos de aparência para tecidos hepáticos, no contexto da Computação Gráfica.

A própria literatura da Computação Gráfica apresenta uma forte relação entre descrições mais detalhadas para materiais e consequente maior qualidade para sua respectiva representação gráfica em processos de síntese de imagens. Por exemplo, considerando materiais orgânicos mortos como fios de cabelo e pelos de mamíferos, Kajjiya *et al.* (1989) apresenta uma solução formulada a partir da aproximação de tais estruturas como cilindros translúcidos, os quais são tangencialmente atingidos por raios luz incidente. Marchner *et al.* (2003) argumentam que tal material também apresenta rugosidades devido à escamas dispostas em seu entorno, além de permitirem a transmissão de luz através de seu volume, propondo um novo modelo para representação de cabelos. Notando a composição heterogênea de cabelos e pelos, Yan *et al.* (YAN et al., 2015) adiciona a formulação anterior mais uma camada de interação luz-matéria para diferenciar o material interno de tais estruturas (medula e córtex) de seu exterior (cutícula). Os resultados dessas diferentes abordagens podem ser observados na Figura 1.2 .

Para o fígado humano, podemos encontrar metodologias que utilizam modelos de iluminação genéricos, como os baseados nas equações de Lambert e Phong, cujo objetivo é apenas representar um objeto 3D numa cena sem considerar características específicas de seu material (KASHIWAGI et al., 1988). Outras soluções concentram-se em ilustrar a aparência do tecido hepático para um estado determinado, utilizando texturas e padrões de coloração definidos manualmente, contudo, sem aproximações acuradas do processo biofísico que governa o resultado (MARESCAUX et al., 1998; NEYRET; HEISS; SENEGAS, 2002; HAO et al., 2009; LIU et al., 2012). Alternativamente, podemos recorrer

Figura 1.2: Fotografia (a), micrografia externa (b) e micrografia interna (c) de cabelos humanos. *Rendering* de estruturas capilares gerado a partir dos modelos de Kajiya *et al.* (1989) (d), Marschner *et al.* (2003) (e) e Yan *et al.* (YAN *et al.*, 2015) (f).



Fonte: (a) - (SOMBY, 2009). (b) - (ROBBINS, 2002). (c) - (DEEDRICK; KOCH, 2004). (d, e, f) - (YAN *et al.*, 2015).

a modelos que visam representar materiais através da Física, inclusive utilizando dados de medições da interação luz-matéria para um estado específico e aplicando fundamentos como a conservação de energia (NUNES *et al.*, 2017). Entretanto, tais modelos não são preditivos (GREENBERG *et al.*, 1997), portanto, representam apenas um estado do material orgânico, e em geral, são avaliados visualmente e sem comparações com dados reais de respostas espectrais e espaciais do tecido vivo.

1.1 Objetivo Geral

O presente trabalho visa descrever e modelar a interação luz-matéria característica dos tecidos hepáticos como um problema de Princípios Fundamentais (*First-Principles*) para representar a aparência do fígado, constituindo assim, o primeiro modelo baseado em biofísica para um órgão interno do corpo humano. Além disso, esta tese discute as estratégias de modelagem para tal material, já aplicadas na Computação Gráfica, apresentando uma nova taxonomia baseada nas classificações utilizadas na literatura da modelagem de aparência de materiais (FERWERDA, 2003; DORSEY; RUSHMEIER; SILLION, 2008; BARANOSKI; KRISHNASWAMY, 2010).

O Capítulo 2 discute o conceito de modelagem de aparência de materiais, além de definir uma nova taxonomia para modelos de tecidos hepáticos publicada em (NUNES

et al., 2019). O Capítulo 3 apresenta a fundamentação matemática da área da Óptica de Tecidos, enquanto o Capítulo 4 descreve propriedades de elementos biofísicos do fígado humano. A revisão histórica de trabalhos dedicados à modelagem de aparência do fígado humano é apresentada no Capítulo 5, enquanto o Capítulo 6 apresenta um novo modelo *Baseado em Biofísica*, cujos resultados são apresentados no Capítulo 7. Finalmente, as contribuições desta tese e possíveis trabalhos futuros são discutidos no Capítulo 8.

2 MODELAGEM DE APARÊNCIA

O presente capítulo visa descrever conceitos fundamentais a respeito de técnicas de modelagem de materiais na Computação Gráfica (CG). Inicialmente, o próprio conceito de modelagem e seus tipos são discutidos de forma relacionada ao seu uso na descrição da interação entre luz e matéria. Além disso, uma definição de aparência de material é apresentada visando estabelecer propriedades que possam ser medidas e modeladas, para os propósitos da CG. Em seguida, são abordados trabalhos da CG voltados a classificar métodos de modelagem de aparência por diferentes critérios, discutindo sua adequação para acomodar métodos especificamente desenvolvidos para tecidos humanos vivos. Neste contexto, uma nova taxonomia para tais modelos é proposta e aplicada a um levantamento histórico de trabalhos da CG voltados à representação de tecidos humanos.

2.1 O Conceito de Modelagem

De forma geral, o termo modelagem define o processo de descrição e representação aproximada de sistemas reais (RENARD; ALCOLEA; GINSBOURGER, 2013). Além disso, é importante que tal atividade possa considerar observações preliminares sobre o fenômeno representado, somadas a dados atuais, para aproximar um comportamento futuro do sistema estudado (CARRERA et al., 1989). Neste contexto, Renard *et al.* (2013) descreve três tipos de modelos possíveis:

- **Modelos Análogos:** são modelos que buscam representar um determinado sistema através de outro, o qual permite melhor entendimento ou análise.
- **Modelos Escalares:** tais modelos representam sistemas que são maiores ou menores que o sistema real, em geral, buscando manter condições controladas e menores custos em experimentações.
- **Modelos Matemáticos:** são modelos parametrizáveis que descrevem um sistema através de variáveis de estado e equações que as relacionam.

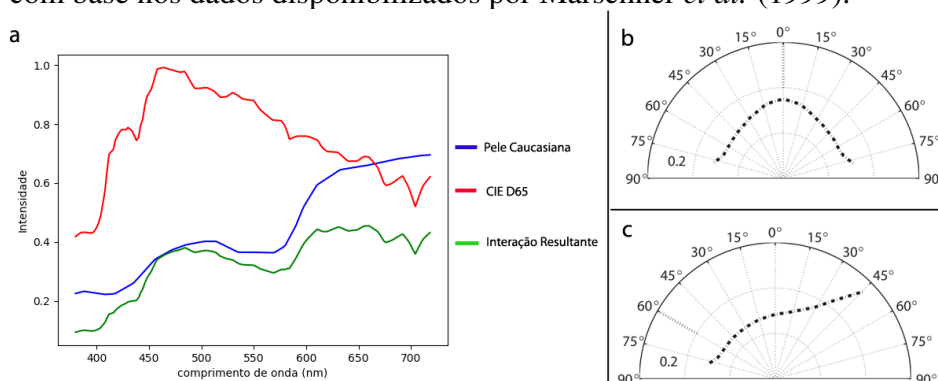
Os métodos da Computação Gráfica para representação da interação luz-matéria de materiais específicos configuram-se como modelos matemáticos, os quais podem envolver algum tipo de aleatoriedade em sua formulação (modelos estocásticos) ou não (modelos determinísticos). Em ambos os casos, tais modelos podem ainda usar descrições simplificadas numa forma direta para calcular sua solução (modelos analíticos) ou

recorrer a estratégias iterativas de aproximação da solução (modelos numéricos).

2.2 A Aparência de Materiais

Hunter e Harold (1987) introduziram o conceito de medida de aparência de objetos, inicialmente definindo aparência como a composição de dois domínios locais: cor e geometria. Em decorrência de um evento de interação entre luz e matéria, o espectro eletromagnético visível (de 380nm a 780nm (HAROLD, 1983)) é filtrado segundo propriedades intrínsecas do material, provendo uma resposta característica na qual partes do espectro podem ser atenuadas ou até mesmo totalmente absorvidas, definindo a cor resultante, como ilustra a Figura 2.1. Por outro lado, a direção de incidência da luz no material promove uma atenuação geral da energia proporcional ao ângulo que forma com a direção normal da superfície, no contexto geométrico, influenciando fortemente a intensidade final da cor percebida por um visualizador/receptor, adicionando uma dependência espacial na interação luz-matéria.

Figura 2.1: Considerando as curvas espectrais de intensidade relativa para um iluminante padrão CIE D65 (CIE Technical Committee, 2004) e para uma amostra de pele caucasiana (STOERRING, 2004) a interação entre tais propriedades produz uma nova curva equivalente à multiplicação das originais (a). Em termos espaciais, ou seja, de acordo com o ângulo de incidência para um raio de luz sobre a pele, tal interação produz distribuições direcionais de intensidades como as ilustradas para ângulo de incidência igual a 0° (b) e 60° (c), com base nos dados disponibilizados por Marschner *et al.* (1999).



Fonte: (a) - Compilado pelo autor. (b) e (c) - adaptados de (CHEN *et al.*, 2015).

A medida de aparência de um objeto requer a amostragem da propagação da luz em meio a interação com a matéria do qual o objeto é composto (HUNTER; HAROLD, 1987). De forma análoga, o conceito de *modelagem de aparência* requer a representação matemática de tal processo visando aproximar tanto as respostas espectrais quanto as respostas espaciais do material. Neste contexto, Greenberg *et al.* (1997) defendem

que, sempre que possível, tais modelos tenham suas soluções comparadas à dados de medições realizadas em aparelhos como gonioreflectômetros e espectrômetros considerando os estados possíveis que um material pode apresentar, definindo assim um comportamento preditivo.

2.3 Classificações para Modelos de Aparência

A literatura de Computação Gráfica apresenta diferentes abordagens para a modelagem da aparência de materiais. Ao longo dos anos, alguns autores procuraram organizar tais trabalhos em classes, segundo definições a respeito de suas motivações, métodos ou resultados. Por exemplo, Ferwerda (2003) propôs três tipos de realismo visual para classificar trabalhos de síntese de imagens segundo os quais, modelos que buscam somente contextualizar objetos 3D numa cena, desconsiderando as características de seus materiais, são definidos como *Funcionais*. Já modelos que buscam produzir resultados visualmente convincentes, mas ainda sem objetivos de representação matemática do processo físico da interação luz-matéria, são chamados *Fotorrealísticos*. Finalmente, modelos que recorrem a conceitos da Física para matematicamente descrever os processos que geram a aparência de um material são definidos como *Baseados em Física*. Entretanto, tais definições não acomodam métodos que, além de considerar conceitos físicos para descrever a porção geométrica de aparências, também modelam e parametrizam processos biológicos que governam os aspectos espectrais dos resultados finais.

Dorsey *et al.* (2008) reúne diversos modelos de aparência da CG organizando-os entre abordagens *Gerais* (com equações que visam simular diferentes materiais) e modelos *Especializados* (com aplicação em apenas um material). No primeiro grupo, encontram-se modelos empíricos (como os de Lambert e Phong) e modelos analíticos baseados em princípios físicos (como o de Cook-Torrance). Na segunda categoria estão trabalhos para representação de materiais orgânicos (por exemplo, tecidos humanos, outros animais e plantas), naturais inorgânicos (como neve) e materiais manufaturados (como pinturas e roupas). Embora os modelos *Gerais* sejam detalhados em termos matemáticos, com subclassificações que sugerem o fundamento da formulação de tais modelos, a classe de modelos *Especializados* utiliza apenas a natureza do material para caracterizar seus métodos. Neste contexto, Baranoski *et al.* (2010) aprofunda tal caracterização para modelos de aparência orgânica, definindo como *Inspirados em Biofísica* os trabalhos que visam reproduzir o resultado visual da interação entre luz e tecido, sem considerar proces-

dos biológicos e propriedades ópticas de seus elementos biofísicos, em contraposição aos modelos *Baseados em Biofísica*. Entretanto, tal classificação foi proposta para acomodar apenas modelos de pele humana.

2.4 Nova Taxonomia para Modelos de Aparência de Tecidos

De forma conjunta, com base nas classificações de Ferwerda (2003), Dorsey *et al.* (2008) e Baranoski *et al.* (2010), podemos caracterizar naturalmente modelos de aparência de materiais. Entretanto, podemos notar que, além das restrições mencionadas para cada classificação, tais trabalhos apresentam sobreposições entre suas caracterizações. Por exemplo, para Baranoski todos os trabalhos para modelagem de pele que não são *Baseados em Biofísica*, são necessariamente *Inspirados em Biofísica*. Entretanto, Ferwerda diferencia esses mesmos trabalhos em pelo menos 3 classes. Por outro lado, para Dorsey todos os modelos *Especializados* que visam simular materiais orgânicos formam um mesmo grupo, enquanto Baranoski claramente diferencia tais trabalhos quanto à sua motivação biofísica.

Retomando os objetivos do presente trabalho, a relação de trabalhos relacionados (apresentada no Capítulo 5) requer uma classificação para modelos de aparência para os tecidos do fígado que caracterize-se (sem sobreposições) pela motivação, metodologia e resultado visual. Portanto, esta tese propõe quatro classes de modelagem, inspiradas nas classificações discutidas até aqui (conforme mostra a Figura 2.2), como segue:

- **Modelos Funcionais:** Essa classe contém métodos capazes de representar informações visuais e contextuais sobre um objeto necessárias para completar uma tarefa, porém sem prover realismo na representação do material. Nesta classificação, a definição de Ferwerda (2003) é estendida para acomodar modelos genéricos de formulação empírica, como define Dorsey *et al.* (2008), aplicados na representação de tecidos humanos, em grande parte visando ilustrar apenas a anatomia (formas) de órgãos.
- **Modelos Inspirados em Biofísica:** Os modelos dessa classe tem o objetivo de prover imagens de tecidos orgânicos visualmente convincentes, porém sem considerar processos biológicos ou sua influência sobre as respostas espectrais e espaciais da interação luz-matéria, como descreve Baranoski *et al.* (2010). De forma análoga à definição de Ferwerda (2003) para fotorrealismo, esta classe reúne trabalhos cuja

avaliação do resultado é apenas visual.

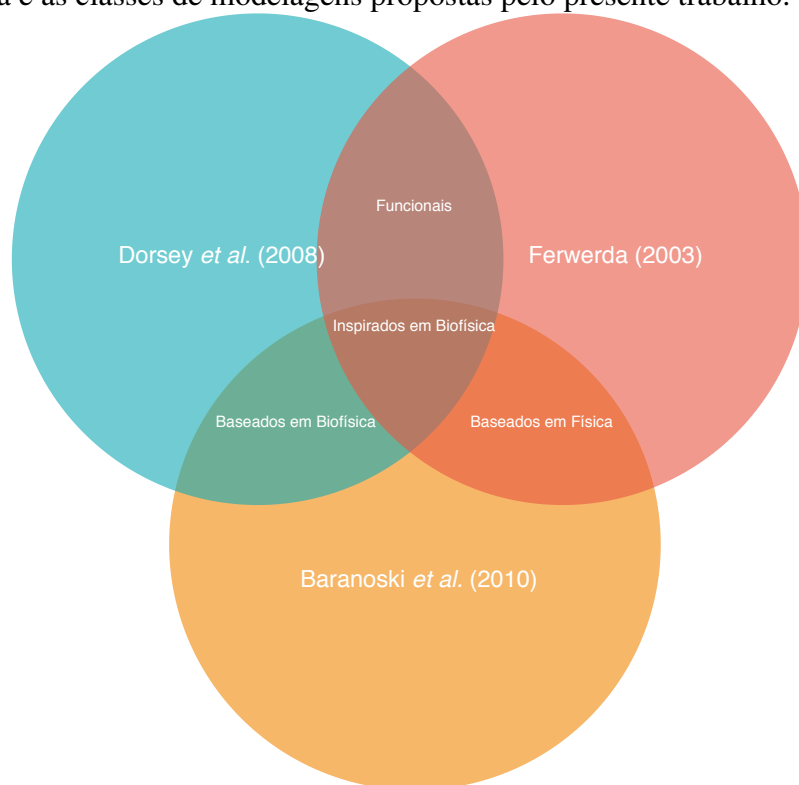
- **Modelos Baseados em Física:** Considerando a formulação de Ferwerda (2003) para modelos fundamentados em física, esta classe descreve os processos físicos da interação luz-matéria, principalmente a porção geométrica da aparência de materiais. Tais modelos podem recorrer a dados de medições das características do material num determinado estado para ajustar parâmetros de modelos que descrevem distribuições espaciais de luz.
- **Modelos Baseados em Biofísica:** Essa classe contém os modelos especializados que simulam processos fotobiofísicos para determinar a aparência de tecidos orgânicos, aplicando conceitos da óptica de tecidos para reproduzir respostas tanto espectrais quanto espaciais comparáveis a dados reais. De acordo com a definição de Baranoski *et al.* (2010), tais modelos são parametrizados por propriedades dos elementos biofísicos que compõem o tecido representado.

Além de relacionar três importantes propostas de classificação de modelos de aparência e aplicar ao contexto específico de tecidos orgânicos, a classificação acima fornece um sentido evolutivo no qual cada classe representa uma aproximação para interação luz-matéria, considerando modelos *Baseados em Biofísica* os que melhor correspondem à definição de modelo preditivo de Greenberg *et al.* (1997) e do conceito de aparência de Hunter e Harold (1987).

2.5 Modelos de Aparência para Tecidos Humanos Vivos na Computação Gráfica

A Tabela 2.1 descreve 40 anos de trabalhos da área da Computação Gráfica dedicados a modelar a aparência de tecidos humanos de diferentes órgãos, de acordo com a taxonomia apresentada na Seção 2.4. Os dados de tal tabela foram obtidos dos repositórios *online* como *ACM Digital Library* (2019), *IEEE Xplore* (2019), *Science Direct* (2019), *Wiley Online Library* (2019) e *Springer Link* (2019), os quais contêm publicações das principais conferências e periódicos da Computação Gráfica (CG). Embora a maioria dos trabalhos relacionados modele especificamente um órgão em particular, alguns métodos visam propor soluções generalizadas para aplicação em diferentes estruturas orgânicas. Além disso, para a listagem apresentada, apenas tecidos vivos foram considerados, uma vez que tecidos mortos já abordados na CG, como cabelos (KAJIYA; KAY, 1989; MARSCHNER *et al.*, 2003) e pelos (YAN *et al.*, 2015), são considerados pela área mé-

Figura 2.2: Relação entre classificações de modelos de aparência reportados na Computação Gráfica e as classes de modelagens propostas pelo presente trabalho.



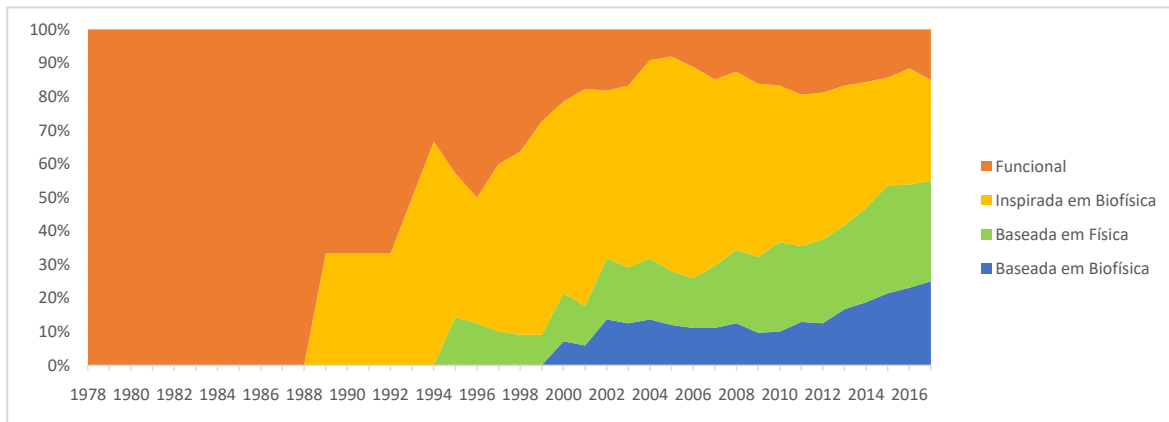
Fonte: Compilado pelo autor.

dica como apêndices de células mortas do sistema tegumentar¹ (OVALLE; NAHIRNEY; NETTER, 2013).

De acordo com o levantamento apresentado, nenhum órgão possui solução para todas as classes de modelagens definidas e em diversos casos, modelos *Baseados em Biofísica* configuram problemas em aberto na CG. Ainda assim, segundo a distribuição de trabalhos ao longo do tempo ilustrada na Figura 2.3, este tipo de modelo tem gradativamente atraído maior atenção para o desenvolvimento de novas pesquisas sobre a representação gráfica de tecidos humanos, visando proporcionar maior qualidade visual para as imagens resultantes, como ilustra a Figura 2.4.

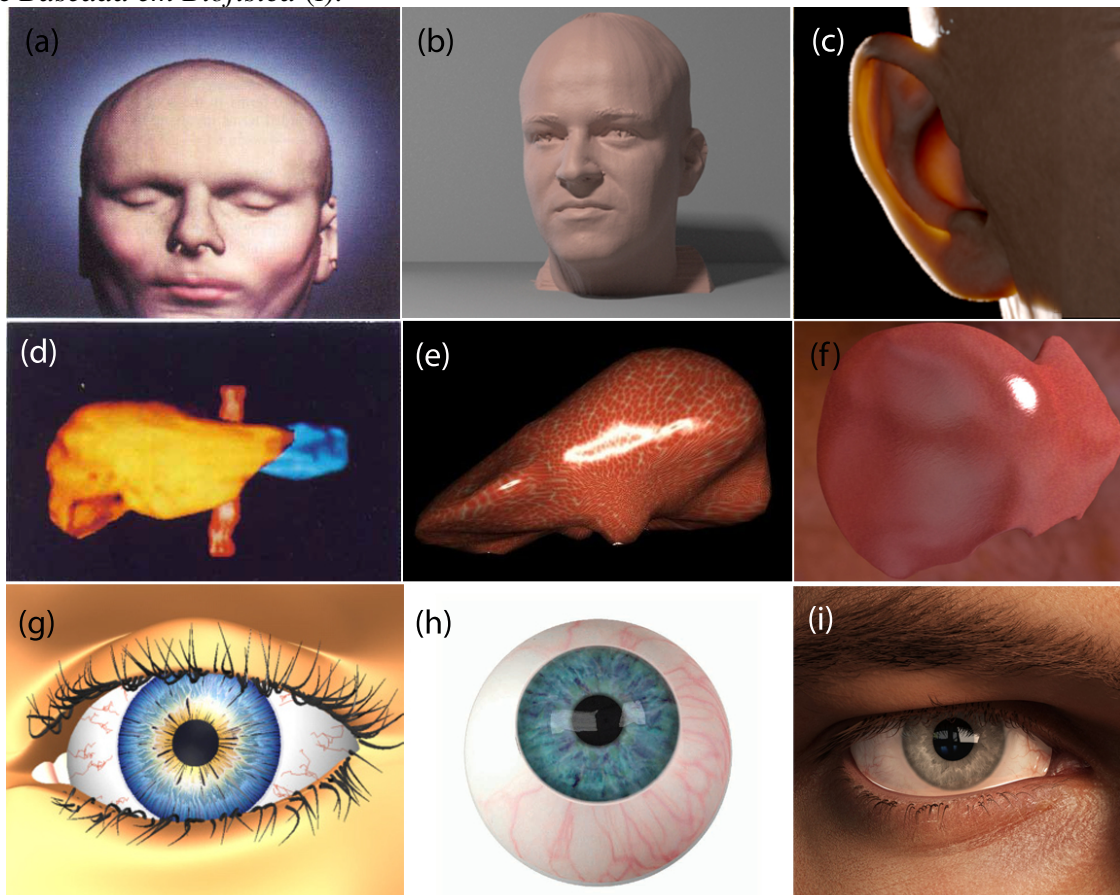
¹Conjunto de estruturas orgânicas que formam o revestimento externo do corpo humano

Figura 2.3: Distribuição de trabalhos da área da Computação Gráfica que apresentam modelagens de aparência para tecidos humanos de acordo com a taxonomia descrita na Seção 2.4



Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 2.4: Exemplos de resultados visuais para modelagem de aparência para pele *Inspira*da em Biofísica (a), *Baseada em Física* (b) e *Baseada em Biofísica* (c). Resultados de modelagens para fígado *Funcional* (d), *Inspira*da em Biofísica (e) e *Baseada em Física* (f). Aparência de olhos gerada por modelagem *Funcional* (g), *Inspira*da em Biofísica (h) e *Baseada em Biofísica* (i).



Fonte (a) - (HANRAHAN; KRUEGER, 1993). (b) - (MARSCHNER et al., 1999). (c) - (IGLESIAS-GUITIAN et al., 2015). (d) - (KASHIWAGI et al., 1988). (e) - (NEYRET; HEISS; SENEGAS, 2002). (f) - (NUNES et al., 2017) (g) - (SAGAR et al., 1994). (h) - (LEFOHN et al., 2003). (i) - (KRAVCHENKO et al., 2017).

Tabela 2.1: Modelos de aparência para tecidos humanos presentes na literatura da Computação Gráfica.

Órgão	Modelagem	Referência
Pele	<i>Inspirada em Biofísica</i>	(HANRAHAN; KRUEGER, 1993) (STAM, 2001) (JENSEN et al., 2001) (JENSEN; BUHLER, 2002) (DONNER; JENSEN, 2005) (IGARASHI; NISHINO; NAYAR, 2007) (D'EON; LUEBKE; ENDERTON, 2007) (DONNER et al., 2008) (JIMENEZ et al., 2010) (BARROS; WALTER, 2017)
	<i>Baseada em Física</i>	(MARSCHNER et al., 1999) (WEYRICH et al., 2006) (GHOSH et al., 2008) (GRAHAM et al., 2013) (ALOTAIBI; SMITH, 2017)
	<i>Baseada em Biofísica</i>	(KRISHNASWAMY; BARANOSKI, 2004) (DONNER; JENSEN, 2006) (CHEN et al., 2015) (CHEN, 2015) (IGLESIAS-GUITIAN et al., 2015) (BARANOSKI; Van Leeuwen; CHEN, 2017)
Brônquios	<i>Baseada em Física</i>	(CHUNG et al., 2004) (CHUNG et al., 2006)
Útero	<i>Inspirada em Biofísica</i>	(BACHOFEN et al., 2005)
	<i>Baseada em Física</i>	(MALTI; BARTOLI, 2012) (MALTI; BARTOLI, 2014)
Dentes	<i>Inspirada em Biofísica</i>	(GONCALVES, 2010) (SHETTY; BAILEY, 2010) (LARSEN et al., 2012) (JUNG et al., 2012) (JUNG, 2016)
Sangue	<i>Funcional</i>	(BASDOGAN et al., 1999) (HALIC; SANKARANARAYANAN; DE, 2010) (BORGEAT et al., 2011) (BOISVERT et al., 2013) (UEDA; FUJISHIRO, 2015) (ALKAWAZ et al., 2015)
	<i>Baseada em Biofísica</i>	(YIM et al., 2012)
Ossos, Ligamentos, Cartilagem	<i>Funcional</i>	(CHEN et al., 1985) (ELBISCHGER et al., 2006) (DICK et al., 2009)
	<i>Inspirada em Biofísica</i>	(KERWIN; SHEN; STREDNEY, 2009) (DAPPA et al., 2016)
Fígado	<i>Funcional</i>	(KASHIWAGI et al., 1988)
	<i>Inspirada em Biofísica</i>	(MARESCAUX et al., 1998) (NEYRET; CANI, 1999) (NEYRET; HEISS; SENEGAS, 2002) (HAO et al., 2009) (LIU et al., 2012)
	<i>Baseada em Física</i>	(NUNES et al., 2017)
Olhos	<i>Funcional</i>	(SAGAR et al., 1994)
	<i>Inspirada em Biofísica</i>	(LEFOHN et al., 2003) (FRANCOIS et al., 2009) (BÉRARD et al., 2014) (BÉRARD et al., 2016)
	<i>Baseada em Biofísica</i>	(LAM; BARANOSKI, 2006) (KRAVCHENKO et al., 2017)
Cérebro	<i>Baseada em Física</i>	(CENYDD et al., 2011) (CENYDD et al., 2012)
Abordagens Gerais	<i>Funcional</i>	(SUNGUOFF; GREENBERG, 1978) (ROBB, 1999) (SZÉKELY et al., 2000)
	<i>Inspirada em Biofísica</i>	(ELHELW et al., 2004) (ELHELW et al., 2005) (LIM; JIN; DE, 2007) (BERNDT; TORCHELSEN; MACIEL, 2017)
	<i>Baseada em Física</i>	(QIAN et al., 2015) (QIAN et al., 2016)

Fonte: Compilado pelo autor.

3 ÓPTICA DE TECIDOS

O presente capítulo descreve as interações típicas entre luz e tecidos orgânicos através de fundamentos da Óptica de Tecidos. A Teoria do Transporte de Luz é detalhada de tal forma a representar eventos como absorção, dispersão, reflexão e transmissão de energia por meios orgânicos, numa formulação analítica para a interação luz-matéria. Além disso, a Teoria de Lorenz-Mie é apresentada como uma solução para computar a dispersão de luz por meios pigmentados, considerando relações proporcionais entre o tamanho de tais partículas e os comprimentos de onda incidentes. Finalmente, o capítulo se encerra com uma breve discussão sobre formas alternativas de representação para tal tipo de interação, como soluções baseadas na Teoria de Kubelka-Munk (KUBELKA; MUNK., 1931) e no Método de Monte Carlo (METROPOLIS; ULAM, 1949).

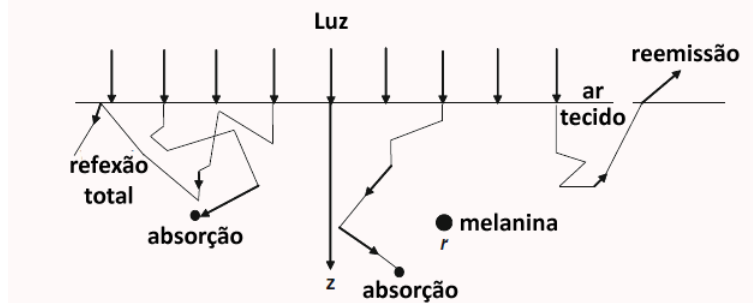
3.1 A Interação entre Luz e Tecidos Orgânicos

Quando a luz emitida por uma fonte qualquer atinge a superfície de um órgão humano, tal interação pode desencadear a reflexão, a transmissão, a absorção ou a dispersão dessa energia. Neste contexto, os resultados de aproximações da interação luz-matéria para tecidos orgânicos estão relacionados com a qualidade das representações para estes mesmos eventos. Por exemplo, a reflexão imediata da luz a partir de uma superfície é um efeito que pode ser descrito através das Equações de Fresnel (LVOVSKY, 2013), mesmo para materiais orgânicos. Entretanto, se considerarmos a propagação da luz dentro do meio tecidual, uma complexa gama de possibilidades e processos podem dar origem a eventos cujo comportamento não é modelado por tais equações, como por exemplo, reações químicas e conversão de luz em calor (WALSH, 2011). Embora o desenvolvimento de uma teoria unificada das respostas óptica e térmica de tecidos orgânicos ainda seja um problema em aberto (WELCH; GEMERT, 1995), a Óptica de Tecidos busca descrever as respostas espectrais e espaciais deste material (WALSH, 2011).

Ao ser absorvida por uma superfície orgânica, a luz pode ser transmitida a camadas inferiores do tecido, através do efeito de refração. Reflexões são governadas pela diferença de índices de refração entre meios de propagação da luz, com o caminho óptico modulado pela Lei de Snell (LVOVSKY, 2013). A reflexão da luz é dependente do ângulo de incidência na superfície, sendo comumente separada em porções especulares e difusas, dentro do contexto da Computação Gráfica. Refrações da luz em meios or-

gênicos tendem a provocar sua dispersão por entre as partículas componentes do tecido, sofrendo alterações de direções estimuladas por diferentes índices de refração, em função da heterogeneidade de tal material (WALSH, 2011), como ilustra a Figura 3.1.

Figura 3.1: Diferentes caminhos ópticos para um raio de luz ao atingir um tecido orgânico. Além de absorção pela interação com elementos biofísicos, também pode haver o desvio de outros elementos como a melanina (r), efeito conhecido como *sieve effect*.



Fonte: Adaptado de Welch *et al.* (2011).

Finalmente, a profundidade atingida pela luz em tecidos orgânicos depende das propriedades ópticas do tecido e pode variar com o comprimento de onda incidente (WELCH; GEMERT, 1995). As próximas seções apresentam brevemente modelagens matemáticas e conceitos que visam descrever a propagação da luz por meios orgânicos.

3.2 Teoria do Transporte de Luz

Na área da Óptica de Tecidos, a Equação de Transporte de Boltzmann, ou Equação de Transferência Radiativa, é comumente utilizada para descrever de forma analítica a propagação da luz por materiais como os tecidos humanos, pois apresenta em sua formulação elementos específicos para representar a absorção (σ_a), a dispersão (σ_s) e a distribuição espacial da luz (daqui em diante, denominada *função de fase*) (ISHIMARU, 1978). Tal equação pode ser descrita como segue:

$$(\vec{\omega} \cdot \nabla)L(x, \vec{\omega}) = -\sigma_t L(x, \vec{\omega}) + \sigma_s \int_{4\pi} f_p(\vec{\omega}' \cdot \vec{\omega})L(x, \vec{\omega}')d\omega' + Q(x, \vec{\omega}) \quad (3.1)$$

onde o primeiro termo da equação representa a intensidade L de luz que deixa uma superfície, considerando a área em torno de uma posição referencial x com direção de saída $\vec{\omega}$, através de uma derivada direcional $(\vec{\omega} \cdot \nabla)$. O coeficiente de extinção σ_t é dado por $\sigma_a + \sigma_s$. Além disso, temos a integral das intensidades L em todas as direções $\vec{\omega}'$ de entrada de luz no mesmo ponto x , modulado pelo fator de dispersão σ_s e uma função de fase

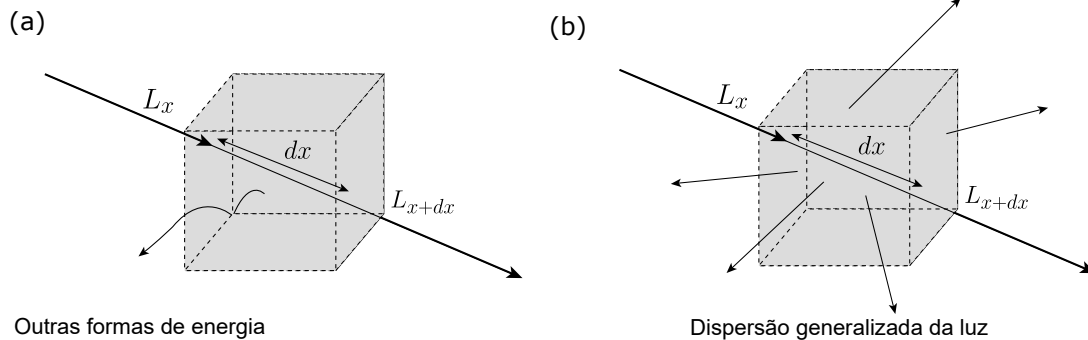
f_p que descreve a dependência espacial da interação. Adicionalmente, temos um fator de emissão de luz Q .

Os valores de σ_a e σ_s podem ser medidos por aparelhos especiais, como espectrômetros, analisando uma quantidade de luz L_x ao atravessar uma amostra de material de um ponto x até um ponto $x + dx$ (onde dx é uma distância diferencial), produzindo uma quantidade reduzida de luz L_{x+dx} , com diferencial dL_x (DORSEY; RUSHMEIER; SILLION, 2008). Assim, a relação entre os diferenciais da propagação da luz pelo material indica o coeficiente de atenuação, como segue:

$$\frac{dL_x}{dx} = -\sigma L(x) \quad (3.2)$$

onde σ é um dos coeficientes de atenuação σ_a ou σ_s , dependendo da natureza da perda de energia detectada na leitura da interação luz-matéria, como ilustra a Figura 3.2. Para a função de fase, em geral, são utilizados modelos de dispersão baseados na Teoria de Lorenz-Mie. Por outro lado, o termo de emissão de luz Q pode ser descartado para o caso de tecidos humanos em estado natural.

Figura 3.2: Ao atravessar um volume de material tecidual, a luz pode sofrer redução devido à perda de energia em outras formas (a), caracterizando o coeficiente de absorção σ_a , ou devido à dispersão de luz para direções arbitrárias no mesmo comprimento de onda incidente (b), caracterizando o coeficiente de dispersão σ_s .



Fonte: Adaptado de (DORSEY; RUSHMEIER; SILLION, 2008).

3.3 Teoria de Lorenz-Mie

Considerando materiais compostos por partículas esféricas simétricas e homogêneas, a Teoria de Lorenz-Mie (LORENZ, 1890; MIE, 1908) apresenta uma solução completa para as equações de Maxwell para dispersão de ondas eletromagnética em meios não absorptivos (embora existam adaptações para considerar cilindros semi-infinitos e meios

também absorptivos (MISHCHENKO; TRAVIS; LACIS, 2002)). Neste modelo, em geral, a dispersão de luz é descrita através de expansões múltiplas de luz numa série infinita de harmônicas esféricas de Bessel (HANSEN; TRAVIS, 1974), através das quais, é possível derivar tanto funções de fase quanto coeficientes de dispersão. Assim, a chamada dispersão de Lorenz-Mie é descrita através de duas funções de amplitude, como segue (FRISVAD; CHRISTENSEN; JENSEN, 2007):

$$S_1(\theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} (a_n \pi_n(\cos \theta) + b_n \tau_n(\cos \theta)) \quad (3.3)$$

$$S_2(\theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} (b_n \pi_n(\cos \theta) + a_n \tau_n(\cos \theta)) \quad (3.4)$$

Nas equações 3.3 e 3.4, as funções π_n e τ_n dependem de polinômios de Legendre P_n , como segue:

$$\pi_n(\mu) = \frac{dP_n(\mu)}{d\mu} \quad (3.5)$$

$$\tau_n(\mu) = \mu \pi_n(\mu) - (1 - \mu^2) \frac{d\pi_n(\mu)}{d\mu} \quad (3.6)$$

Soluções para as funções π_n e τ_n podem ser encontradas em (BOHREN; HUFFMAN, 1983). Os coeficientes a_n e b_n das equações 3.3 e 3.4 são calculados com base em funções esféricas de Bessel $j_n(z)$ e $y_n(z)$, como segue:

$$\psi_n(z) = j_n(z) \quad (3.7)$$

$$\zeta_n(z) = z(j_n(z) - iy_n(z)) \quad (3.8)$$

$$a_n = \frac{\eta_{med} \psi'_n(y) \psi_n(x) - \eta \psi_n(y) \psi'_n(x)}{\eta_{med} \psi'_n(y) \zeta_n(x) - \eta \psi_n(y) \zeta'_n(x)} \quad (3.9)$$

$$b_n = \frac{\eta \psi'_n(y) \psi_n(x) - \eta_{med} \psi_n(y) \psi'_n(x)}{\eta \psi'_n(y) \zeta_n(x) - \eta_{med} \psi_n(y) \zeta'_n(x)} \quad (3.10)$$

Nas equações 3.9 e 3.10, o sobrescrito ' indica derivada, enquanto η e η_{med} representam os índices de refração do meio e da partícula de matéria. Além disso, os parâmetros x e y são definidos como segue:

$$x = 2\pi r \eta_{med} / \lambda_0 \quad , \quad y = 2\pi r \eta / \lambda_0 \quad (3.11)$$

onde r é o raio da partícula esférica de matéria e λ_0 é o comprimento de onda (no vácuo) avaliado. Embora não existam limites quanto à relação entre os tamanhos de partículas e comprimento de onda, a solução de Lorenz-Mie é frequentemente aplicada para os casos em que tais tamanhos são próximos.

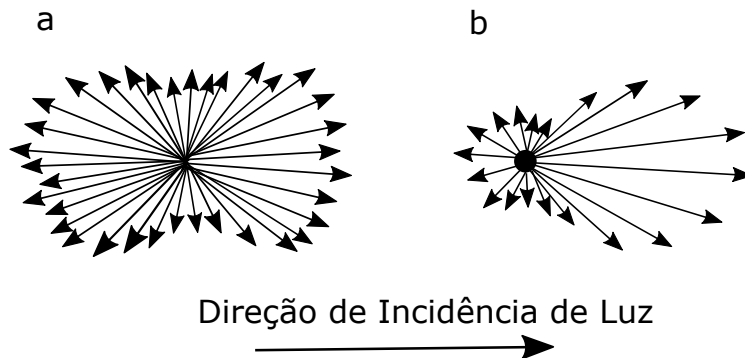
Como um caso particular, a dispersão de luz não polarizada por meios compostos de partículas de tamanho muito menor que o comprimento de onda incidente (menores que $\frac{1}{10}$ do comprimento de onda), pode ser descrita pela aproximação de Rayleigh (BOHREN; HUFFMAN, 1983):

$$L(\vec{\omega}) = p_s \frac{8\pi^4 r^6}{\lambda^4 r^2} \left(\frac{\eta^2 - 1}{\eta^2 + 2} \right)^2 (1 + (\vec{\omega}' \cdot \vec{\omega})^2) L(\vec{\omega}') d\omega' \quad (3.12)$$

onde $L(\vec{\omega})$ é o resultado da dispersão na direção $\vec{\omega}$, r é o raio da partícula e η é seu índice de refração, enquanto $L(\vec{\omega}')$ representa a intensidade incidente considerando o ângulo sólido $d\omega'$. O termo p_s representa a concentração da partícula no meio material através de sua densidade.

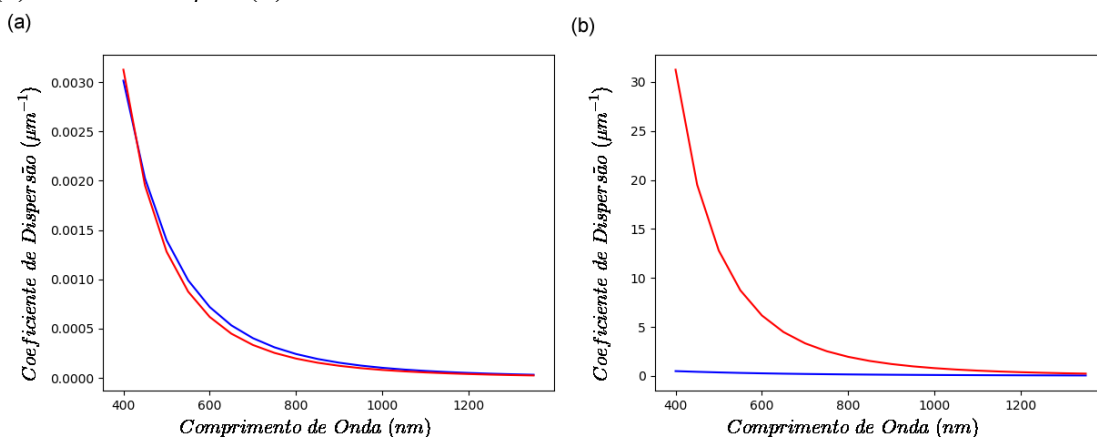
A principal característica da Dispersão de Lorenz-Mie é uma concentração de intensidades em direções colineares à da luz incidente. Aplicando as simplificações das aproximações de Rayleigh, a dispersão da luz se torna mais difusa (JACQUES, 2013), como ilustra a Figura 3.3. Além disso, como mostra a Figura 3.4, os dois modelos de dispersão têm comportamento análogo apenas para partículas muito menores que os comprimentos de onda incidente, enquanto divergem fortemente para casos em que seus tamanhos são próximos.

Figura 3.3: a - Dispersão Rayleigh. b - Dispersão de Lorenz-Mie



Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 3.4: Comparação entre curvas espectrais para dispersão de Lorenz-Mie (vermelho) e Rayleigh (azul) para um material arbitrário, considerando uma partícula de raio $0.05\mu m$ (a) e de raio $0.5\mu m$ (b).



Fonte: Compilado pelo autor.

3.4 Discussão

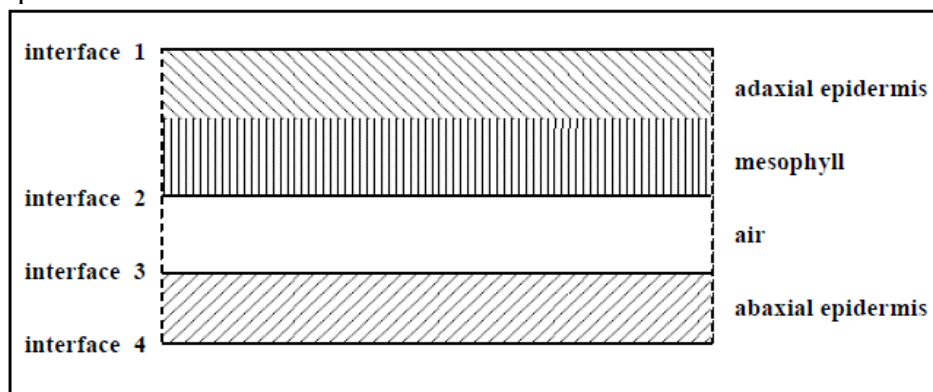
A Equação de Transferência Radiativa na sua forma tradicional é considerada isotrópica e bidirecional, uma vez que sua função de fase não depende da orientação da partícula de material, o que é adequado para o uso da Teoria de Lorenz-Mie, já que esta considera partículas esféricas e homogêneas dispersas pelo meio material. Jakob *et al.* (2010), em contraposição a tal fato, propôs uma versão anisotrópica para a Equação 3.1, através de um modelo determinístico e analítico, visando melhorar os resultados de tal aproximação para a interação entre luz e volumes de materiais compostos de pigmentos com orientações e formatos arbitrários. Por outro lado, diversas abordagens da Computação Gráfica empregam modelos baseados na Teoria de Kubelka-Munk (KUBELKA; MUNK., 1931) para modelagem de materiais pigmentados (HAASE; MEYER, 1992), o qual considera apenas a influência dos coeficientes de absorção e dispersão na interação luz-matéria, desprezando funções de fase. Entretanto, soluções para a Equação 3.1, por estratégias analíticas, são consideradas de difícil derivação (BARANOSKI; KRISHNASWAMY, 2004). Frequentemente, simplificações analíticas incorrem em importantes discrepâncias na comparação com dados de medições para o material representado (TUCHIN, 2000).

Aproximações baseadas na Teoria da Difusão preservam a eficiência em sua avaliação com melhores resultados, enquanto condensam o coeficiente de dispersão e a função de fase num parâmetro próprio, denominado coeficiente de dispersão reduzido (JENSEN *et al.*, 2001). Entretanto, tal modelo se torna instável nos casos em que os coeficien-

tes de absorção e dispersão equivalentes são próximos. Neste contexto, modelagens baseadas em simulações através do Método de Monte Carlo (METROPOLIS; ULAM, 1949), apesar de computacionalmente pouco eficientes, produzem melhores aproximações para interação entre luz e tecidos orgânicos (BARANOSKI; KRISHNASWAMY, 2004; KRISHNASWAMY; BARANOSKI, 2004; YIM et al., 2012; CHEN et al., 2015). Tal método produz modelos que podem ser definidos como numéricos e estocásticos, cuja solução é computada através do algoritmo *Random Walk* (Passeio Aleatório) (BARANOSKI; ROKNE, 1997), o qual simula o caminho óptico de um raio de luz num meio orgânico, considerando as interfaces (trocas de materiais) e as propriedades ópticas¹ de seus elementos biofísicos, como ilustra a Figura 3.5 (no contexto do material de uma folha de planta), e decidindo estocasticamente as dispersões e absorções de luz.

No Capítulo 4, serão apresentadas as propriedades ópticas dos tecidos que compõem o fígado humano nos termos das equações 3.1, 3.3, 3.4 e 3.12, que junto ao algoritmo *Random Walk*, formam a base da modelagem de aparência descrita no Capítulo 6.

Figura 3.5: Interfaces consideradas pelo *Random Walk* para camadas orgânicas de uma folha de planta.



Fonte: (BARANOSKI; ROKNE, 1997).

¹São os coeficientes e parâmetros do modelo utilizado para representar a interação luz-matéria. Por exemplo, no caso da Equação 3.1, são os termos: σ_a , σ_s e f_p .

4 TECIDOS ORGÂNICOS

Neste capítulo são apresentadas informações sobre a histologia¹ de tecidos humanos, detalhando seus diferentes tipos e funções. Além disso, são apresentados dados sobre a composição biofísica dos tecidos que formam o fígado humano, separados em duas camadas principais (estroma e parênquima), bem como resultados de medições das respostas espectrais e espaciais de tais componentes, encontrados na literatura biomédica.

4.1 Tipos de Tecido

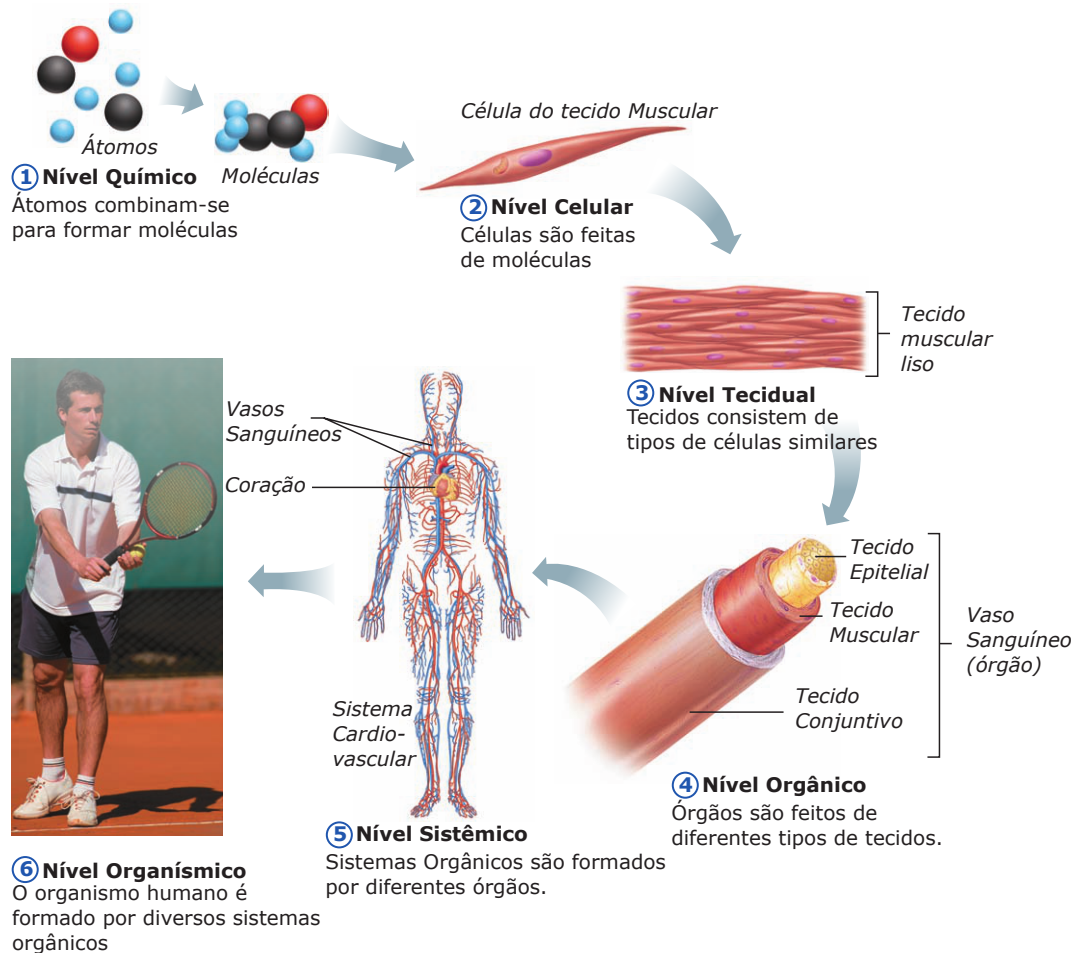
O corpo humano é composto por, aproximadamente, 100 trilhões de células, as quais dão origem a variados tipos de tecidos que formam órgãos como partes de diferentes sistemas funcionais (como o respiratório, por exemplo) (GUYTON; HALL, 2006). Neste contexto, os tecidos orgânicos representam estruturas de nível intermediário na escala de componentes corporais, como ilustra a Figura 4.1 . Além disso, diferentes tipos de tecidos podem fazer parte de um mesmo órgão, dentre os quais, podem ser definidos como segue:

- **Tecido Epitelial:** A função principal deste tecido é envolver a superfície do corpo e suas cavidades, protegendo-as de infecções. Pode ser formado por células de diferentes formas poliédricas, como cuboides, colunares e planares (OVALLE; NAHIRNEY; NETTER, 2013). A pele é um exemplo de órgão com predominância deste tipo de tecido em sua estrutura.
- **Tecido Conjuntivo:** Tecido predominante no corpo humano. Sua função é sustentar e proteger órgãos. Vários tipos de tecido fibroso, com diferentes densidades e distribuições, fazem parte deste grupo. Ossos, cartilagens e sangue (apesar de fluido) compõem essa classe de tecidos, com diferentes concentrações de elastina, colágeno, matriz extracelular, etc (MESCHER, 2017).
- **Tecido Muscular:** A função principal deste tecido é permitir movimentos no corpo humano. Possui três subtipos: (i) muscular esquelético, que são ligados aos ossos e compõem o sistema muscular; (ii) muscular liso, o qual constitui as paredes de órgãos como fígado e útero, dentre outros; (iii) muscular cardíaco, que compõe as paredes do coração (OVALLE; NAHIRNEY; NETTER, 2013).
- **Tecido Nervoso:** Possui a função de transmitir impulsos cerebrais produzidos por

¹Área da biomedicina dedicada a estudar a composição e função de tecidos orgânicos.

neurônios. O próprio cérebro, nervos e medula espinhal são exemplos de órgãos compostos por este tipo de tecido.

Figura 4.1: Níveis de organização estrutural do corpo humano representado através de componentes do sistema cardiovascular.



Fonte: (MARIEB, 2015).

4.2 Tecidos Hepáticos

Tecidos orgânicos, em geral, apresentam estruturas básicas responsáveis por acomodar suas respectivas células, chamadas Matrizes Extracelulares. Tais elementos podem ser compostos por membranas basais, fibras reticulares, plasma sanguíneo, etc. Além de organizar a disposição espacial das células, também realizam sua comunicação. Nestes casos, a composição do tecido é dominada por água (entre 55% e 99%) e colágeno (entre 0% e 35%) (VOGEL; VENUGOPALAN, 2011). Além disso, tais estruturas em conjunto com as células e os sinais bioquímicos, formam a tríade básica da área de Engenharia de

Tecidos orgânicos (OORTGIESEN et al., 2011).

Os tecidos do fígado representam um caso especial, classificado de celular-contínuo, onde a fração de Matrizes Extracelulares é pequena e tem apenas a função de manter a integridade estrutural dos conjuntos de células hepáticas. Tal órgão apresenta pouco colágeno em seu volume interior, possui baixa resistência à tração e moderada elasticidade (VOGEL; VENUGOPALAN, 2011).

4.2.1 Estroma: Cápsula de Glisson

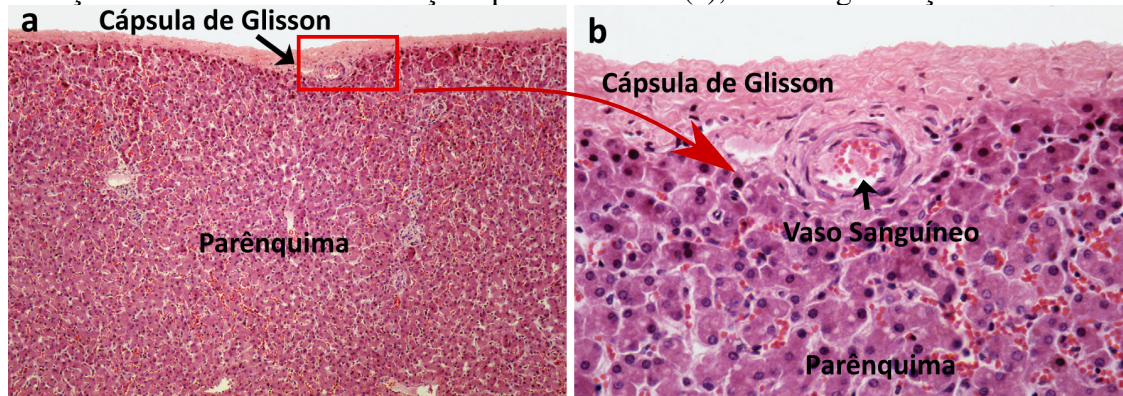
A estrutura tecidual do fígado é dividida entre o estroma e o parênquima, que correspondem a 20% e 80% da composição do órgão, respectivamente. O estroma é uma fina camada translúcida de tecido responsável por manter a estrutura do órgão, sendo composto por fibras reticulares e tecidos conjuntivos, formando assim a cápsula de Glisson (KRSTIC, 2013). Tal camada possui entre $70\mu m$ e $100\mu m$ de espessura. Além disso, pequenos vasos sanguíneos permeiam o estroma em direção ao interior do fígado juntamente com canais linfáticos (OVALLE; NAHIRNEY; NETTER, 2013), como ilustra a Figura 4.2. Quando *in-vivo*, o estroma pode estar coberto por fluido peritoneal¹ e pelo peritônio visceral².

A cápsula de Glisson é uma membrana conjuntiva composta principalmente pelas proteínas estruturais colágeno e elastina. O colágeno é responsável por equalizar a rigidez de tecidos orgânicos através de tecidos conjuntivos e fibras reticulares (com diâmetro entre $2\mu m$ e $5\mu m$), enquanto a elastina forma fibras elásticas (com diâmetro entre $0.2\mu m$ e $0.8\mu m$) (JAYYOSI; CORET; BRUYÈRE-GARNIER, 2016). Tais componentes estão dispostos de forma estocástica em quatro subcamadas de tecido, como mostra a Figura 4.3.

¹Líquido viscoso e translúcido produzido a partir da filtração do plasma cuja função é atenuar a fricção entre órgãos.

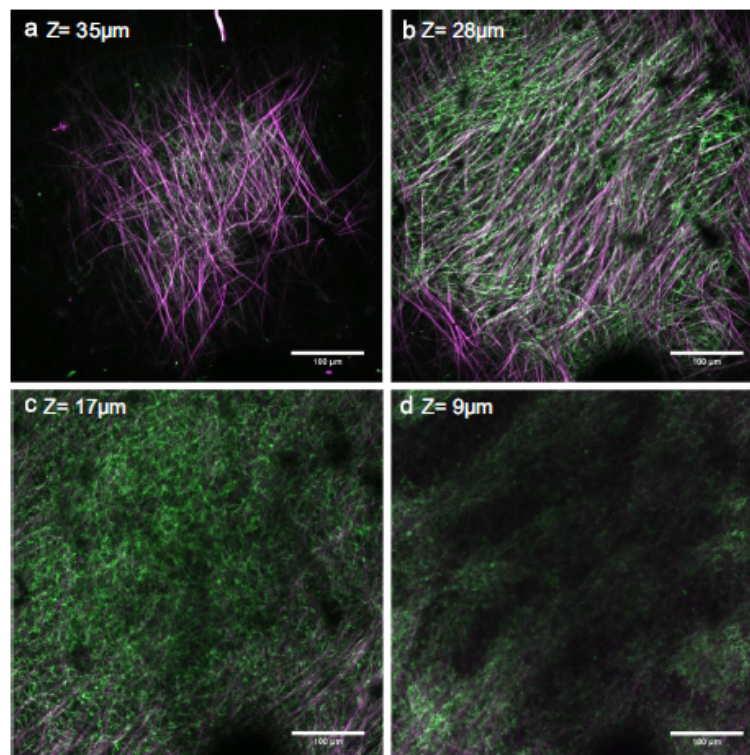
²Membrana serosa cuja superfície é composta por escamas de células epiteliais e protege órgãos da região abdominal.

Figura 4.2: a - Seção transversal do tecido hepático humano adquirida *in vitro*, com magnificação de 65x. b - A mesma seção apresentada em (a), com magnificação de 270x.



Fonte: (a), (b) - (OVALLE; NAHIRNEY; NETTER, 2013).

Figura 4.3: Microscopia multifóton mostrando as quatro camadas de fibras de colágeno e elastina da cápsula de Glisson considerando suas respectivas espessuras (Z). Nesta imagem, camadas mais próximas da superfície do órgão compõem espessuras de tecido maiores.



Fonte: Jayyosi *et al.* (2016).

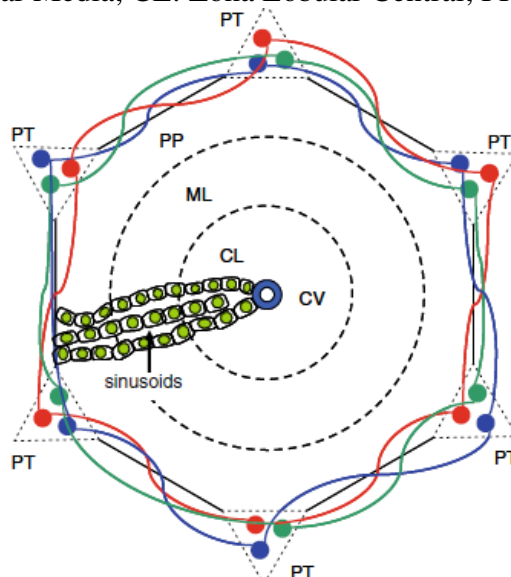
4.2.2 Parênquima Hepático

O parênquima é uma massa formada por unidades orgânicas chamadas lóbulos hepáticos, com diâmetro entre 0.7mm e 2mm e uma estrutura semelhante a um prisma

poliédrico, que quando cortado numa seção transversal, se aproxima da forma de um hexágono. Em média, um fígado humano apresenta cerca de 1 milhão de lóbulos, contendo em sua estrutura as células hepáticas (também chamadas hepatócitos) responsáveis pelas funções do fígado, além de vasos sanguíneos e dutos biliares (KRSTIC, 2013).

Considerando a forma hexagonal de um lóbulo, cada vértice apresenta a tríade portal interlobular, que é formada por três dutos para transporte de sangue arterial, sangue venoso e biliar. Os lóbulos são organizados de forma radial através dos Pratos Hepáticos. No centro de cada lóbulo há a Veia Central, fornecendo sangue arterial para seguimentos de hepatócitos (chamados sinusoides) que atravessam os pratos hepáticos até as extremidades do lóbulo, como ilustra a Figura 4.4. O interior de um sinusóide pode apresentar os espaços de Dice, que funcionam como depósitos de plasma, além de vasos linfáticos envoltos em tecido conjuntivo. Além disso, os hepatócitos correspondem ao principal componente do fígado humano, representando 80% do volume do parênquima e tendo formato cuboide com diâmetros entre $20\mu m$ e $30\mu m$ (OVALLE; NAHIRNEY; NETTER, 2013).

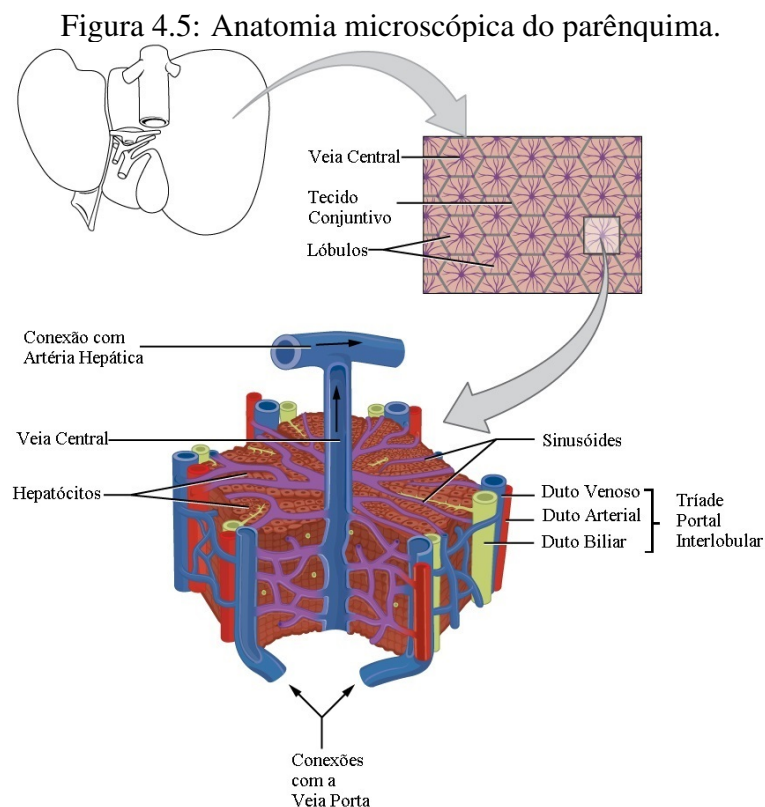
Figura 4.4: Estrutura de um lóbulo hepático: CV: Veia Central; PT: Tríade Portal Interlobular; ML: Zona Lobular Média; CL: Zona Lobular Central; PP: Zona Periportal.



Fonte: (PATZER; GERLACH, 2011)

Como um órgão ligado ao aparelho digestivo, o fígado possui duplo suprimento de sangue: 75% é composto por sangue venoso, enquanto 25% corresponde ao sangue arterial oxigenado (PATZER; GERLACH, 2011). O sangue venoso é rico em nutrientes, pois é fornecido pela Veia Porta, que drena sangue do sistema digestivo e conecta-se às tríades portais interlobulares. Já o sangue arterial é fornecido pela artéria hepática, que conecta-se à Veia Central de cada lóbulo hepático. Nilsson *et al.* (2017) estima a fração

volumétrica do sangue para o parênquima em 8.4%, quando *in vivo*. Considerando apenas a hemoglobina, principal elemento absorptivo no sangue, Nachabé *et al.* (2011) estima a fração volumétrica deste componente em 3.4%, para um parênquima *ex vivo* com 8% de oxigenação e considerando raio médio das veias internas do fígado como $50\mu m$. A Figura 4.5 ilustra a organização dos lóbulos hepáticos na estrutura do parênquima e seus principais componentes.



Fonte: (BETTS et al., 2013).

Além do sangue, lipídeos e bile são importantes cromóforos¹ dos tecidos hepáticos, representando 3.9% e 1.9% do volume do fígado, respectivamente. Finalmente, a água representa um forte fator de absorção de luz, estando presente na composição de diversos elementos biofísicos, com fração volumétrica própria de aproximadamente 76% do parênquima hepático, considerando um tecido *ex vivo* (removido para biópsia) (NACHABÉ et al., 2011).

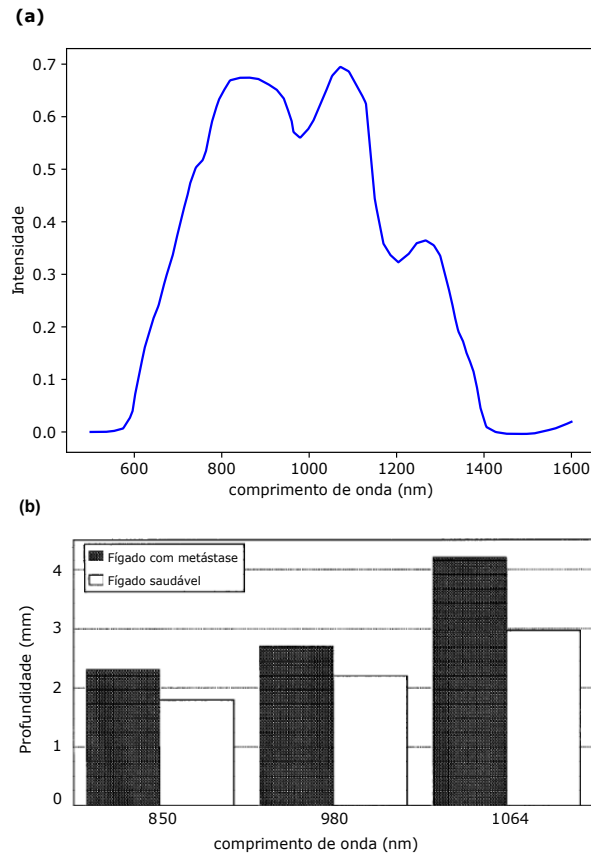
¹Pigmentos responsáveis por coloração de tecidos orgânicos.

4.2.3 Propriedades Ópticas

A literatura biomédica apresenta trabalhos dedicados a medir, através de espectrômetros, propriedades ópticas de tecidos orgânicos e elementos biofísicos, como coeficientes de dispersão e absorção, além de curvas espectrais e distribuições espaciais de intensidade. Tais trabalhos mostram que tecidos moles, como os do fígado, tendem a apresentar picos de intensidade de reflexão da luz em regiões do espectro infra-vermelho próximo (entre $780nm$ e $2500nm$), como mostra a Figura 4.6-a. Além disso, a profundidade de penetração da luz no tecido orgânico está diretamente relacionada ao comportamento da dispersão da luz dentro das subcamadas de uma superfície orgânica (GERMER et al., 1998), e pode variar com as eventuais condições patológicas do órgão, como ilustra a Figura 4.6-b.

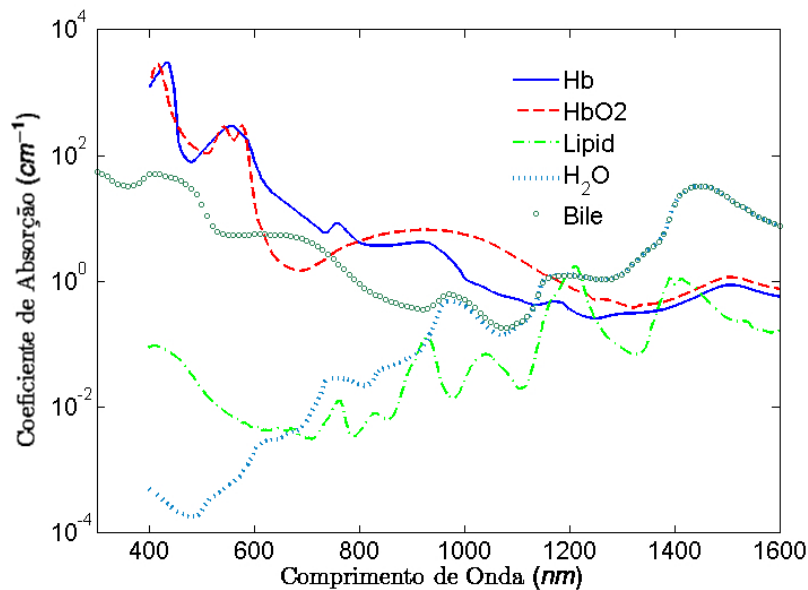
Considerando as duas camadas teciduais do fígado humano apresentadas nas Seções 4.2.1 e 4.2.2, a cápsula de Glisson apresenta predominância de dispersão de luz em detrimento da absorção, onde seu aspecto semitransparente é influenciado pelos índices de refração do colágeno e da elastina, estimados na literatura biomédica em $\eta = 1.5$ (JACQUES, 1996) e $\eta = 1.534$ (SEIFTER; GALLOP, 1966) respectivamente. Tais elementos fibrosos encontram-se envoltos em substâncias aquosas com índice de refração $\eta = 1.35$ (JACQUES, 1996). Já o parênquima hepático, com índice de refração $\eta = 1.3830$ para comprimento de onda em $500nm$ (GIANNIOS et al., 2016), é primordialmente absorptivo com relação à interação com a luz, já que é composto por cromóforos como sangue (composto por hemoglobina oxigenada e desoxigenada), bile e lipídeos, além de água. A Figura 4.7 mostra as curvas espectrais do coeficiente de absorção σ_a de tais elementos biofísicos. Com relação à dispersão de luz no parênquima, as células hepáticas (como hepatócitos, células de kupffer e células endoteliais) são as principais responsáveis por tal efeito (embora também possam absorver energia dependendo de sua composição), interagindo em termos geométricos com a luz e influenciando a distribuição espacial de suas reflexões difusas, ilustrada na Figura 4.8.

Figura 4.6: Curva espectral de intensidade normalizada para fígado humano *ex vivo* (a). Profundidade de penetração da luz (em mm) num tecido de fígado humano (b) com metástase (disseminação cancerígena) e num tecido de fígado saudável.



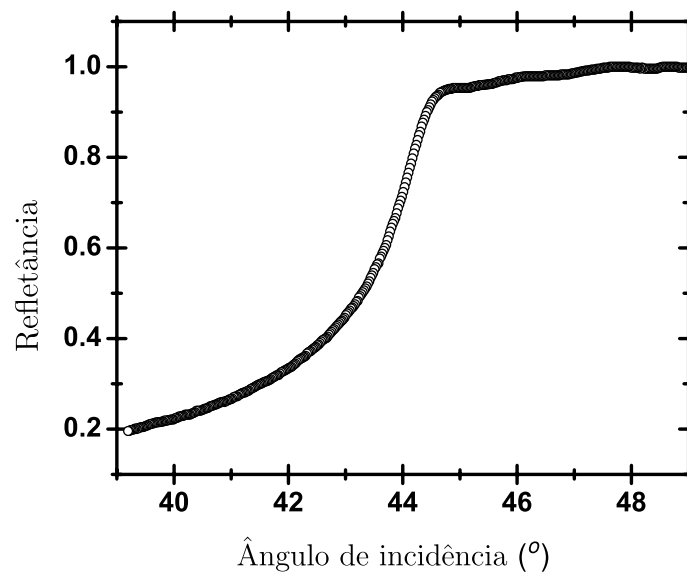
Fonte: (a) - Adaptado de (NACHABÉ et al., 2011). (b) - Adaptado de (GERMER et al., 1998).

Figura 4.7: Coeficientes de absorção σ_a da hemoglobina desoxigenada (Hb), hemoglobina oxigenada (HbO₂), água (H₂O), lipídeos e bile.



Fonte: (NACHABÉ et al., 2011).

Figura 4.8: Parte da distribuição espacial de refletância de uma amostra de tecido do parênquima hepático.



Fonte: (a) - Adaptado de (GIANNIOS et al., 2016).

5 MODELOS DE APARÊNCIA PARA FÍGADO HUMANO

Neste capítulo são descritos trabalhos que apresentam modelos de aparência desenvolvidos especificamente para o fígado humano, de acordo com as classes de modelagem da taxonomia apresentada na Capítulo 2 (também listados na Tabela 2.1). Inicialmente, o único modelo *Funcional* para fígado é detalhado, seguido por diferentes soluções *Inspiradas em Biofísica* e pelo único modelo para fígado *Baseado em Física* (publicado em (NUNES et al., 2017)), reportados na literatura da CG, evidenciando, por fim, a abordagem *Baseada em Biofísica* como um problema em aberto.

5.1 Modelagem Funcional

Kashiwagi *et al.* (1988) introduziu a representação 3D do fígado humano através de um processo de reconstrução geométrica baseada em tomografias e aplicando o modelo de Lambert para computar sua aparência, avaliado uma única vez a cada primitiva da malha geométrica (processo conhecido como *Flat Shading*). No modelo de Lambert, apenas reflexões difusas são representadas, atenuando a intensidade I_λ de um comprimento de onda λ proporcionalmente ao cosseno do ângulo θ , formado entre a normal da superfície \vec{N} e a direção \vec{L} de incidência da luz (calculado pelo seu produto escalar), independentemente da direção do visualizador \vec{V} , como segue:

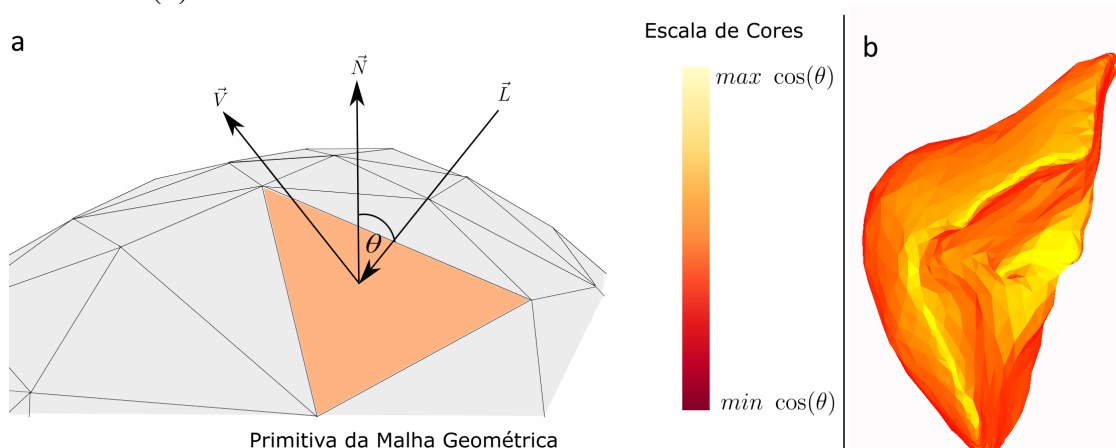
$$I_\lambda = (\vec{N} \cdot \vec{L}) \quad (5.1)$$

Para determinar a cor final do modelo, os autores aplicaram um mapeamento do valor do cosseno de θ numa escala de cores gradiente, como ilustra a Figura 5.1. Embora o resultado de tal modelo permita visualizar a anatomia do fígado, Satava (1995) argumenta que a aparência do material desse tipo de técnica, para o contexto de aplicações médicas, se assemelha a de um desenho animado.

5.2 Modelos Inspirados em Biofísica

Marescaux *et al.* (1998) abordou o conceito de imersão em simuladores virtuais de cirurgia como um efeito governado pela interação entre observador e imagem 3D. Neste contexto, para melhorar o realismo de tais dispositivos, os autores utilizaram reconstru-

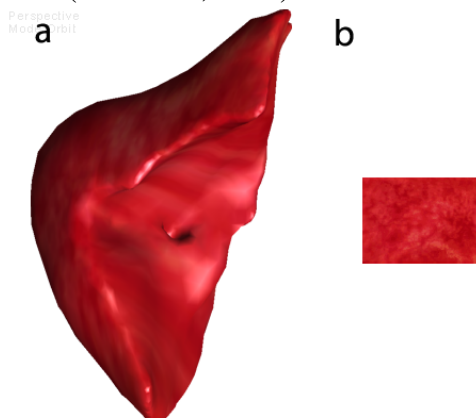
Figura 5.1: Geometria do modelo de Lambert sobre uma superfície 3D (a). A cor e intensidade resultantes são proporcionais ao cosseno de θ para toda direção de visualização \vec{V} , definindo assim, uma reflexão difusa da luz, suficiente para destacar a geometria do modelo 3D (b).



Fonte: Compilado pelo autor.

ções geométricas mais precisas para os órgãos simulados, com dados do projeto *Visible Human* (ACKERMAN, 1998)¹, juntamente a aplicação de texturas baseadas em fotografias de tecidos do fígado, em uma superfície também Lambertiana. A Figura 5.2 ilustra o resultado desta modelagem.

Figura 5.2: Um fígado 3D gerado pelo método de Marescaux *et al.* (1998) (a) aplicando fotografia do tecido hepático (LIU et al., 2012).



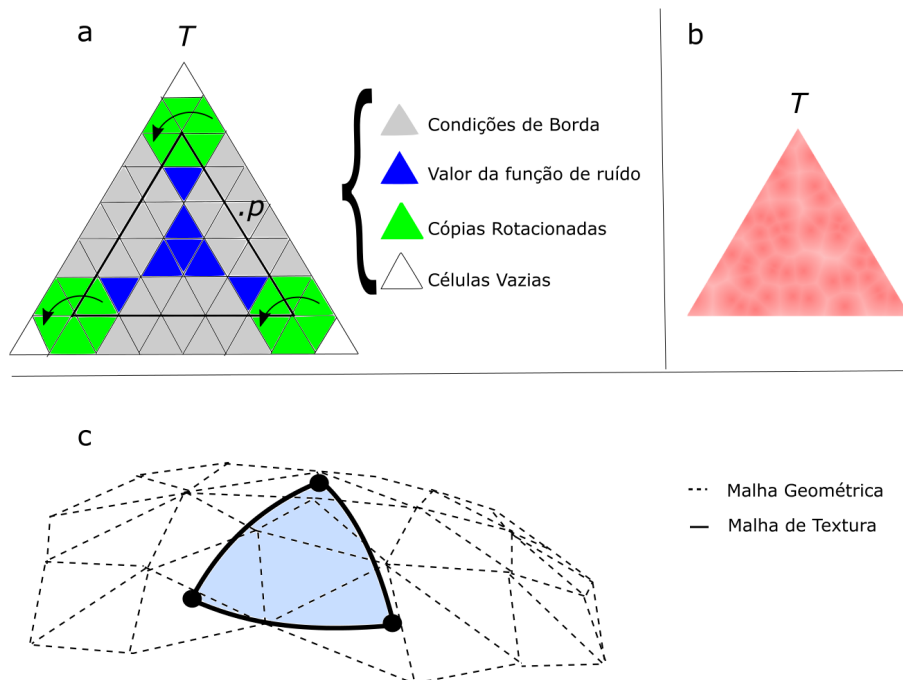
Fonte: Compilado pelo autor.

Embora o uso de fotografias possa melhorar o resultado visual da imagem, o mapeamento de texturas está sujeito a problemas como distorções e descontinuidades. Para materiais naturais como o fígado, Neyret e Cani (1999) propuseram um algoritmo para mapeamento de textura segundo uma topologia toroidal para um padrão gerado proceduralmente, inspirado na aparência do tecido hepático:

¹Conjunto de imagens estruturais do corpo humano em alta resolução.

- *Textura Procedural*: Um conjunto de triângulos equiláteros T é gerado a partir de uma versão modificada da técnica de textura celular de Worley (1996), a qual baseia-se na distribuição aleatória de pontos numa superfície para calcular diagramas de Voronoi. Neyret e Cani (1999) subdividem cada T em células regulares. Cada célula da subdivisão recebe um ponto p aleatoriamente posicionado em seu interior. As células que formam as bordas do triângulo T são cópias (rotacionados quando necessário) com os mesmos pontos e derivadas, para manter continuidade local, como ilustra a Figura 5.3-a. Finalmente, um diagrama de Voronoi é computado para cada T .
- *Mapeamento de Textura*: Uma segunda malha geométrica é definida, chamada malha de textura. A construção desta malha é realizada através da distribuição de vértices igualmente espaçados, considerando distâncias geodésicas sobre a malha geométrica original. Para a malha de textura é adotada primitiva triangular, sobre os quais são projetados os triângulos de textura procedural, como mostra a Figura 5.3-c.

Figura 5.3: Subdivisão regular do triângulo de textura T (a) para distribuição dos pontos p que definem o diagrama de Voronoi resultante (b). Um triângulo da malha de textura sobre a malha original, o qual define as coordenadas de textura para T (c).



Fonte: Compilado pelo autor.

Além da textura para representar o padrão heterogêneo do tecido hepático, tais autores aplicam também o modelo de Blinn-Phong (BLINN, 1977) (disponível na imple-

mentação da OpenGL (SHREINER; GROUP, 2009), que pode ser descrito como segue:

$$I_\lambda = d_\lambda(\vec{N} \cdot \vec{L}) + s_\lambda(\vec{N} \cdot \vec{H})^\alpha \quad (5.2)$$

onde, α é um escalar representando o nível de brilho da superfície. Os coeficientes d_λ e s_λ controlam a porção de reflexão difusa e especular, respectivamente. O vetor \vec{H} é definido com base nas direções do visualizador \vec{V} e da luz \vec{L} , como segue:

$$\vec{H} = \frac{\vec{L} + \vec{V}}{\|\vec{L} + \vec{V}\|} \quad (5.3)$$

A Figura 5.4-a ilustra o resultado desta modelagem, a qual foi estendida por Neyret *et al.* (2002) para também representar o aspecto molhado normalmente encontrado em tecidos vivos, além de respostas fisiológicas para interações dentro do contexto de um simulador de cirurgia, como cauterizações, por exemplo. Tais autores utilizaram múltiplas camadas de textura para produzir os resultados ilustrados na Figura 5.4-b, como segue:

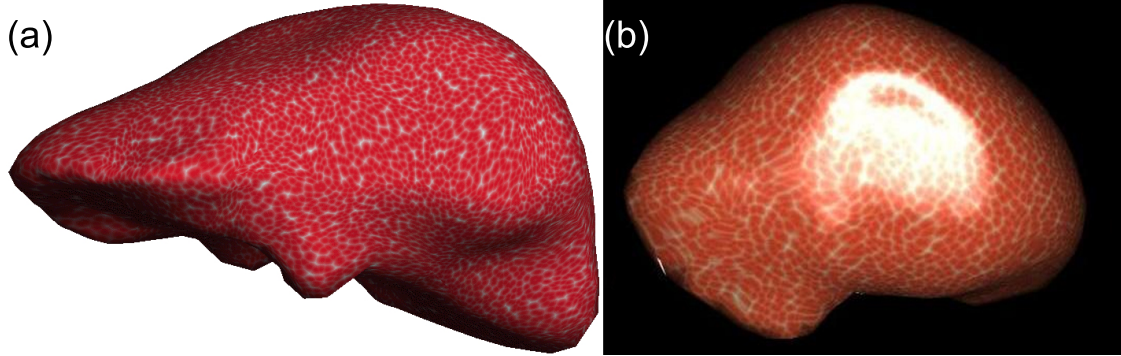
- *Textura de Tecido*: é a aplicação direta da técnica de Neyret and Cani (1999) para representar o tecido hepático através de uma textura procedural com reduzida distorção ou sem descontinuidades.
- *Textura de Reflexões*: essa textura é computada através de uma generalização do *Reflection map* (MILLER; HOFFMAN, 1984), onde um perfil radial 2D é projetado na superfície do modelo 3D, simulando a reflexão da fonte de luz de uma cirurgia laparoscópica.
- *Textura de Reações*: uma terceira textura é desenhada em tempo-real a partir das interações do usuário para representar efeitos como sangramento (devido a cortes na superfície), cauterização e branqueamento (devido a pressão exercida sobre a superfície do modelo).

Tabela 5.1: Parâmetros do material necessários para o modelo de Jensen *et al.* (2001).

Símbolo	Descrição
g	cosseno médio de ângulos de dispersão
σ_s	coeficiente de dispersão
σ_a	coeficiente de absorção
σ'_s	coeficiente de dispersão reduzido ($\sigma'_s = (1 - g)\sigma_s$)
σ_t	coeficiente de extinção ($\sigma_t = \sigma_a + \sigma_s$)
σ'_t	coeficiente de extinção reduzido ($\sigma_t = \sigma_a + \sigma'_s$)

Fonte: (LIU et al., 2012).

Figura 5.4: Resultados da modelagem de aparência de fígado de Neyret e Cani (1999) (a) e Neyret *et al.* (2002) (b).



Fonte: <<http://www-evasion.imag.fr/Membres/Fabrice.Neyret/laparo/index-eng.html>>.

Embora preserve as características de continuidade e atenuação de distorções no mapeamento de textura, tal modelo ainda proporciona uma aparência semelhante a de materiais plásticos, como observado por Elhelw *et al.* (2004). Neste contexto, Hao *et al.* (2009) introduziram um modelo de aparência para fígado que considera a dispersão de luz dentro de tecido orgânico para modificar reflexões especulares em tempo-real. Parte da luz refletida é computada pelo modelo de Blinn-Phong utilizando uma normal \vec{N}' modificada por um *Bump Map* gerado através de funções de ruído de Perlin (1985). Além disso, a porção da luz que interage com camadas inferiores da superfície, gerando a dispersão múltipla e difusa ilustrada Figura 5.5-a, é calculada através do termo S_d equivalente no modelo de Jensen *et al.* (2001). A formulação de tal modelo, cujos parâmetros são apresentados na Tabela 5.1, considera dois polos de influência sobre a luz em relação à superfície, um real e outro virtual, interagindo segundo a seguinte equação:

$$S_d(x_i, \vec{L}, x_o, \vec{V}) = \frac{1}{\pi} F_t(\eta, \vec{L}) R_d(\|x_i - x_o\|) F_t(\eta, \vec{V}) \quad (5.4)$$

onde η é o índice de refração do material, x_i e x_o são os pontos de entrada e saída de luz na superfície do objeto, \vec{L} e \vec{V} são as direções da fonte de luz e do visualizador. F_t é termo de Fresnel (KORTÜM, 1969) e a função de difusão R_d é definida como segue:

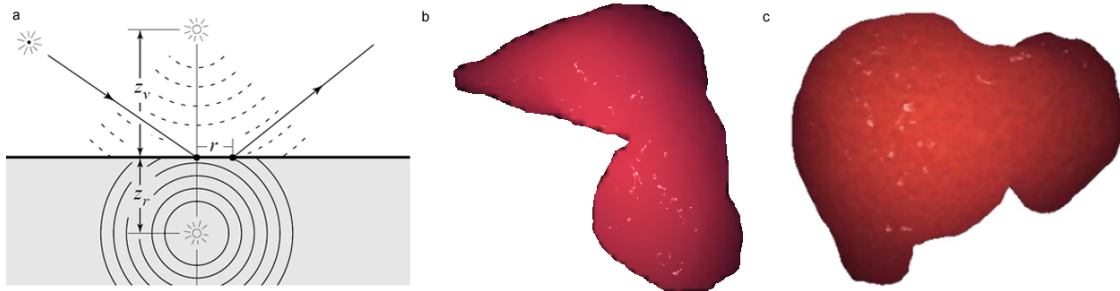
$$R_d(r) = \frac{\alpha'}{4\pi} \left[z_r \left(\sigma_{tr} + \frac{1}{d_r} \right) \frac{e^{-\sigma_{tr} d_r}}{d_r^2} + z_v \left(\sigma_{tr} + \frac{1}{d_v} \right) \frac{e^{-\sigma_{tr} d_v}}{d_v^2} \right] \quad (5.5)$$

onde z_r é definido por $\frac{1}{\sigma'_t}$, que é o inverso do coeficiente de extinção reduzido do material, enquanto z_v é definido como $(1 + \frac{4A}{3})/\sigma'_t$. Neste contexto, $A = \frac{1+F_{dr}}{1-F_{dr}}$, e $F_{dr} = \frac{-1.44}{\eta^2} + \frac{0.71}{\eta} + 0.668 + 0.0636\eta$. O coeficiente de extinção σ_{tr} é calculado como $\sqrt{3\sigma_a\sigma'_t}$ (onde σ_a é coeficiente de absorção do material). As distâncias para o polo real d_r e para o polo virtual d_v são calculadas como $\sqrt{r^2 - z_r^2}$ e $\sqrt{r^2 - z_v^2}$, respectivamente. Finalmente,

o albedo reduzido do material é computado como $\alpha' = \sigma'_s/\sigma'_t$ (onde σ'_s representa o coeficiente de dispersão reduzido).

Como ilustra a Figura 5.5-b, a modelagem de Hao *et al.* (2009) considera a cor difusa da superfície do fígado homogênea. Neste contexto, Liu *et al.* (2012) estenderam os resultados anteriores com um processo de síntese de textura baseada em imagens reais de tecidos hepáticos, com base no algoritmo de Ashikhmin (2001) (onde um padrão real é continuamente replicado para imagens de maior escala de acordo com a semelhança da vizinhança de seus *pixels*).

Figura 5.5: Geometria da dispersão múltipla e difusa de luz (a) utilizada no trabalho de Hao *et al.* (2009) para modelar a aparência do tecido do fígado considerando camada mucosa sobre a superfície (b). Modelagem de Liu *et al.* (2012) para simular tecido heterogêneo (c).



Fonte: (a) (JENSEN et al., 2001). (b) - (HAO et al., 2009). (c) - (LIU et al., 2012)

5.3 Modelos Baseado em Física

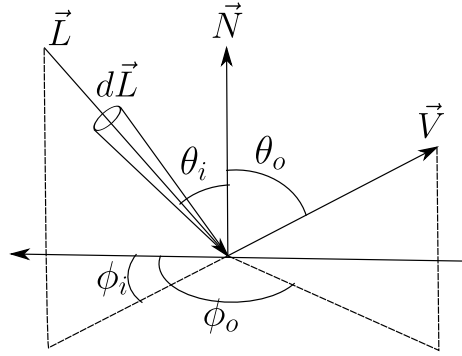
Uma das formas de representar a distribuição espacial de interação luz-matéria, caracterizando a aparência de um material, é descrevê-la em termos de sua BRDF¹ (*Bidirectional Reflectance Distribution Function* - Função de Distribuição de Refletância Bidirecional). Como ilustra a Figura 5.6, considerando intensidades de entrada L e saída E de luz, a razão ρ entre a luz refletida em direção a um observador \vec{V} e a luz incidente a partir de uma direção \vec{L} integrada no ângulo sólido $d\vec{L}$ correspondente, pode ser descrita como segue:

$$\rho(\vec{L}, \vec{V}) = \frac{dE(\vec{V})}{L(\vec{L})(\vec{N} \cdot \vec{L})d\vec{L}} \quad (5.6)$$

Nunes *et al.* (2017) apresenta um método para estimar a BRDF de um fígado humano vivo com base em vídeos de cirurgias reais. Além disso, tal método aplica os dados

¹Uma função que representa a distribuição espacial da interação luz-matéria (NICODEMUS et al., 1992)

Figura 5.6: Geometria de uma BRDF.



Fonte: Compilado pelo autor.

obtidos para computar imagens baseadas em física através de algoritmos de iluminação global (PHARR; HUMPHREYS, 2010). Para a amostragem da interação luz-matéria, os autores utilizaram vídeos de Laparoscopia, como ilustra a Figura 5.7. A Laparoscopia é uma cirurgia minimamente invasiva na qual uma câmera com fonte de luz própria são colocadas dentro da região abdominal para permitir a visualização da cirurgia em tempo real. Nunes *et al.* (2017) utilizaram uma câmera adicional para amostrar um conjunto maior de ângulos de incidência e saída de luz, quando comparado à métodos que utilizam apenas uma câmera com sua fonte de luz (produzindo amostras com \vec{L} e \vec{V} colineares) para amostragem da BRDF de órgãos vivos (CHUNG et al., 2004; MALTI; BARTOLI, 2012).

Os dados obtidos no processo de amostragem foram utilizados no ajuste de parâmetros para a parte especular S da versão isotrópica do modelo de Ashikhmin (2000) somadas ao modelo de Lambert (para a parte difusa D da reflexão da luz), como segue:

$$R = s_\lambda (D + S) \quad (5.7)$$

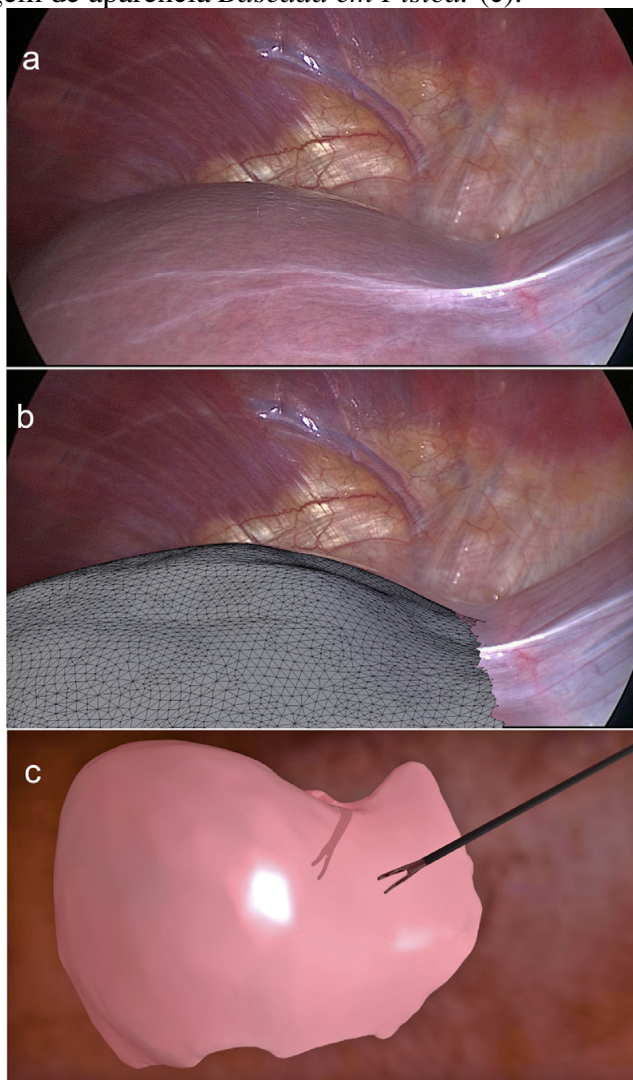
onde s_λ é um escalar que atenua a intensidade geral do modelo para um determinado comprimento de onda λ e o termo S é definido como segue:

$$S = \frac{n+1}{8\pi} \frac{(\vec{N} \cdot \vec{H})^n}{\vec{V} \cdot \vec{H} \max(\vec{N} \cdot \vec{L}, \vec{N} \cdot \vec{V})} F_t(F_0, \vec{V} \cdot \vec{H}) \quad (5.8)$$

onde n controla a forma e intensidade da distribuição espacial para a reflexão especular. F_t é termo de Fresnel (KORTÜM, 1969) controlado pelo parâmetro F_0 .

Em sua modelagem, Nunes *et al.* (2017) integra tais equações a texturas fotográficas (LIU et al., 2012) e ao modelo de Jensen *et al.* (2001) para simular dispersão por camadas abaixo da superfície do tecido.

Figura 5.7: Exemplo de imagem de fígado obtida de Laparoscopia (a) e reconstrução geométrica da cena (b) utilizadas no trabalho de Nunes *et al.* (2017). Resultado gerado através de modelagem de aparência *Baseada em Física*. (c).



Fonte: (NUNES et al., 2017).

5.4 Problema em aberto: Modelos Baseados em Biofísica

Retomando a definição de modelagem *Baseada em Biofísica* apresentada na Seção 2.4, modelos desta classe fazem uso de dados reportados na literatura biomédica, sobre a composição, distribuição e propriedades ópticas de elementos biofísicos componentes de tecidos orgânicos para modelar sua aparência. Como mencionado nos Capítulos 1 e 2, para tecidos como pele e sangue, por exemplo, temos soluções desta classe para a Computação Gráfica. Entretanto, embora dados suficientes estejam disponíveis para a modelagem do tecido do fígado humano (como descrito no Capítulo 4), tal modelo representa um problema em aberto, que será abordado no Capítulo 6.

6 MODELO BASEADO EM BIOFÍSICA PARA FÍGADO HUMANO

O presente capítulo visa descrever um novo modelo de aparência para o fígado humano, cuja formulação é *Baseada em Biofísica*. Inicialmente, um modelo geral é apresentado, onde os tecidos que formam o fígado são divididos em duas camadas com propriedades específicas (cápsula de Glisson e parênquima hepático). Em seguida, cada camada é detalhada de tal forma que os coeficientes de dispersão e absorção de seus elementos biofísicos componentes, são derivados com base em conceitos da Óptica de Tecidos e em dados de amostragens reportados na literatura biomédica. Além disso, o método *Random Walk* (BARANOSKI; ROKNE, 1997) é apresentado como uma solução para a interação luz-matéria, definindo probabilidades de intersecção entre a luz e os elementos biofísicos em função dos coeficientes de atenuação (dispersão ou absorção) derivados. Finalmente, são discutidos detalhes da implementação de tal modelo em sistemas de *rendering*, como a definição da malha geométrica e construção de imagens coloridas a partir de dados espectrais.

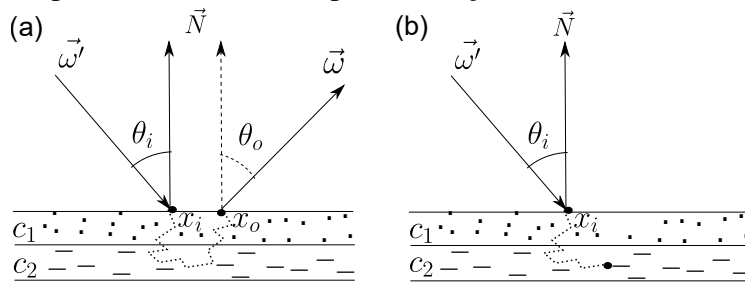
6.1 Atenuação Total da Interação entre Luz e Tecidos Hepáticos

Considerando interações padrão entre a luz e os tecidos que formam o fígado humano, ilustradas na Figura 6.1, e os conceitos fundamentais descritos nos Capítulos 2 e 3, quando um raio de luz atinge a superfície do órgão, sua energia é atenuada em função de relações espectrais e espaciais específicas do material orgânico, resultando na aparência percebida por um visualizador. Retomando a descrição da estrutura tecidual do fígado, apresentada no Capítulo 4, duas camadas de tecido são consideradas na modelagem proposta para a aparência do material hepático: o estroma (representado pela cápsula de Glisson) e o parênquima. A cápsula de Glisson, com aspecto translúcido (OVALLE; NAHIRNEY; NETTER, 2013), possui elementos com baixos coeficientes de absorção devido às suas pequenas densidades neste meio tecidual. Por outro lado, a contribuição da atenuação da luz pela dispersão entre elementos fibrosos é significativa. Dentro do parênquima, elementos absorptivos exercem influência direta na cor do material orgânico, juntamente às dispersões causadas por interações com estruturas celulares desta camada. Neste contexto, a atenuação total μ de energia sobre um comprimento de onda λ ao interagir com o fígado pode ser aproximada pela seguinte descrição:

$$\mu(\lambda) = \mu_s^{c1}(\lambda) + \mu_t^{c2}(\lambda) \quad (6.1)$$

onde μ_s^{c1} representa a atenuação causada por elementos que provocam, primariamente, dispersão de luz dentro da cápsula de Glisson e μ_t^{c2} representa a atenuação causada por elementos absorptivos dentro do parênquima integrada à atenuação causada por elementos que tanto absorvem quanto dispersam luz, também dentro do parênquima.

Figura 6.1: Geometria das interações típicas entre luz e tecidos hepáticos para a dispersão (a) e absorção (b) para um determinado par de direções de entrada $\vec{\omega}'$ e saída $\vec{\omega}$ de luz.



Fonte: Compilado pelo autor.

6.2 Atenuação da Cápsula de Glisson

No modelo proposto, a atenuação espectral μ_s^{c1} dentro da cápsula de Glisson é definida pela integral de uma função de projeção Λ_i^2 que escolhe o coeficiente de dispersão σ_s para o elemento i a ser projetado como resultado a partir de uma probabilidade de intersecção com a elastina e o colágeno (que será discutida na seção 6.4.1), definindo assim a atenuação para o comprimento de onda incidente, de acordo com a profundidade z avaliada dentro do tecido de espessura Δ . Nestes termos, a atenuação de tal tecido pode ser definida como segue:

$$\mu_s^{c1}(\lambda) = \int_{\Delta} \Lambda_i^2(\sigma_s^{colageno}(\lambda, z), \sigma_s^{elastina}(\lambda, z)) dz \quad (6.2)$$

Nas Seções 6.2.1, 6.2.2 e 6.2.3, serão demonstradas as formulações para os coeficientes de dispersão da elastina e do colágeno presentes na cápsula de Glisson de acordo com suas respectivas densidades¹.

¹Medida de concentração para elementos biofísicos

6.2.1 Densidades de Colágeno e Elastina

Retomando a descrição para a cápsula de Glisson apresentada na Seção 4.2.1, Jayyosi *et al.* (2016) identificou quatro subcamadas nas quais as distribuições de colágeno e elastina são substancialmente diferentes. Embora tais autores não forneçam os números exatos das respectivas densidades de cada elemento da camada, é possível estimar esses valores através da aplicação de métodos de aproximação baseados em imagens bidimensionais (CHIECO *et al.*, 2013). De forma geral, quantifica-se a proporção ocupada por um elemento segmentado numa região de interesse dentro de uma imagem. Aplicando um processo de *binarização* nas imagens apresentadas por Jayyosi *et al.* (2016) (Figura 4.3 do Capítulo 4) e de acordo com as cores de contraste apresentadas na Figura 6.2 (verde para elastina e magenta para colágeno), podemos calcular a densidade p_s para fibras dos respectivos elementos como segue (JACQUES, 1996):

$$p_s^{colageno}(z) = \frac{4f_v(z)}{\pi d^2} \quad (6.3)$$

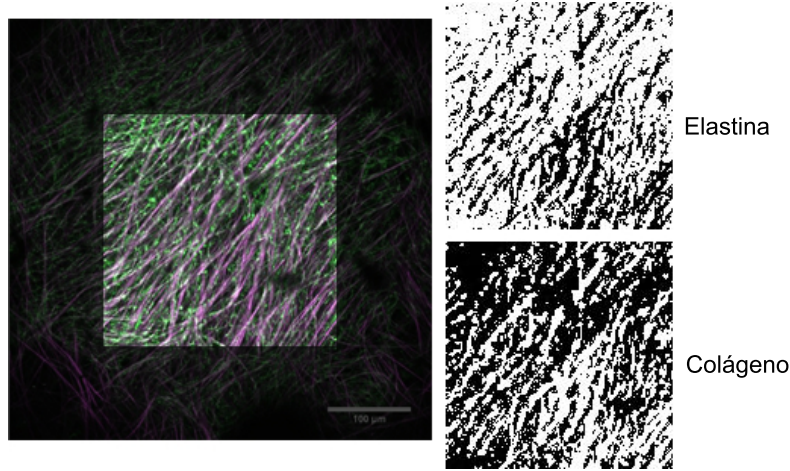
onde z representa a profundidade na camada de tecido, d representa o diâmetro da fibra considerada e a fração volumétrica f_v pode ser aproximada pela seguinte equação (CHIA; BADDELEY, 2011):

$$f_v(z) = \frac{\sum_{i=0}^j \varrho_i^e(z)}{\sum_{i=0}^j \varrho_i^r(z)} \quad (6.4)$$

Onde ϱ_i^e representa um *pixel* dentro da área ocupada por um determinado elemento (colágeno ou elastina) na região de interesse de uma imagem com resolução total j , cujos *pixels* são representados por ϱ_i^r . A imagem considerada para aquisição de dados é definida de acordo com a profundidade z , interpolando f_v entre os intervalos definidos pelas imagens disponíveis, quando necessário.

A fração volumétrica e a densidade de um elemento são medidas independentes de dimensões que representam a concentração de tal elemento no meio o qual está inserido. Entretanto, a fração volumétrica é uma medida normalizada, que assume valores entre 0 e 1. A Tabela 6.1 mostra as frações volumétricas calculadas para as subcamadas da cápsula de Glisson a partir da Equação 6.4 e de acordo com intervalos de espessura proporcional baseados nas profundidades das subcamadas identificadas por Jayyosi *et al.* (2016).

Figura 6.2: Amostra original com contrastes de elastina e colágeno (esquerda) e suas respectivas máscaras binárias (direita). Para reduzir ruídos, foi aplicado um limiar de valor 10 (considerando intervalo de cor entre 0 e 255).



Fonte: Compilado pelo autor.

Tabela 6.1: Frações volumétricas do colágeno e da elastina por subcamada da cápsula de Glisson.

Subcamada	Proporção de Espessura (%)	Elastina (f_v)	Colágeno (f_v)
1	0 a 65	0.051	0.192
2	65 a 72	0.189	0.110
3	72 a 83	0.254	0.001
4	83 a 100	0.087	0.007

Fonte: Compilado pelo autor.

6.2.2 Coeficiente de Dispersão do Colágeno

Considerando a proporção entre o diâmetro médio de uma fibra de colágeno da cápsula de Glisson ($3.5\mu m$) e os comprimentos de onda visíveis ($0.38\mu m$ a $0.78\mu m$) (JAYYOSI; CORET; BRUYÈRE-GARNIER, 2016; HAROLD, 1983), a presente modelagem de aparência para tecidos do fígado aplica a Dispersão de Lorenz-Mie para derivar o coeficiente de dispersão de tal elemento biofísico, que depende da eficiência de dispersão de Lorenz-Mie, definida como segue (HULST; HULST, 1981):

$$Q_s^m(\lambda) = \frac{1}{k(\lambda)^2 r^2} \int_0^\pi (|S_1(\theta)|^2 + |S_2(\theta)|^2) \sin \theta d\theta \quad (6.5)$$

onde r é o raio da fibra de colágeno, $S_1(\theta)$ e $S_2(\theta)$ são funções de amplitude de Lorenz-Mie apresentadas nas Equações 3.3 e 3.4, e k define o número de onda eletromagnética (HULST; HULST, 1981):

$$k(\lambda) = 2\pi \frac{10^4}{\lambda} \quad (6.6)$$

onde λ é o comprimento de onda expresso em microns (μm) para calcular k em unidade de cm^{-1} .

Finalmente, o coeficiente de dispersão do colágeno na cápsula de Glisson pode ser calculado como segue (JACQUES, 1998):

$$\sigma_s^{colageno}(\lambda, z) = Q_s^m(\lambda) p_s^{colageno}(z) \pi r^2 \quad (6.7)$$

Assim, o coeficiente derivado da dispersão de Lorenz-Mie é representado em unidade de centímetro inverso (cm^{-1}), definindo a atenuação da luz por centímetro, propagada no espaço.

6.2.3 Coeficiente de Dispersão da Elastina

De acordo com Jayyosi *et al.* (2016), a elastina presente na cápsula de Glisson tem diâmetro médio de $0.5\mu m$. Neste contexto, o presente modelo assume a Dispersão de Rayleigh para representar a interação luz-matéria de tal componente deste tecido, a qual depende do fator eficiência de dispersão de Rayleigh, definido por Bohren e Huffman (1983) como segue:

$$Q_s^r(\lambda) = \frac{8}{3} x(\lambda)^4 \left| \frac{\eta^2 - 1}{\eta^2 + 2} \right|^2 \quad (6.8)$$

onde η representa o índice de refração da elastina e x é definido por Frisvad *et al.* (2007) como:

$$x(\lambda) = 2\pi r \eta_{med} / \lambda \quad (6.9)$$

onde n_{med} é o índice de refração do meio que envolve a elastina no tecido, r é o raio da fibra e λ é o comprimento de onda incidente.

Finalmente, o coeficiente de dispersão da elastina presente na cápsula de Glisson, na subcamada de profundidade z , com unidade de medida em centímetro inverso cm^{-1} , é dada por:

$$\sigma_s^{elastina}(\lambda, z) = Q_s^r(\lambda) p_s^{elastina}(z) \pi r^2 \quad (6.10)$$

Assim, a atenuação total da camada representada pela cápsula de Glisson é descrita pelas Equações 6.7 e 6.10.

6.3 Atenuação do Parênquima Hepático

Para o parênquima, o modelo proposto considera tanto atenuações causadas por cromóforos altamente absorptivos quanto as causadas por elementos que são dispersivos e também absorptivos, compondo assim, a atenuação total μ_t^{c2} desta camada de tecido. Mais uma vez, a depender da probabilidade de intersecção entre um raio de luz com comprimento de onda λ e um elemento biofísico (sangue, bile, lipídeos, água ou hepatócitos), a função de projeção Γ_i^4 escolhe o elemento i cujas propriedades ópticas devem ser integradas à atenuação geral da camada de tecido:

$$\mu_t^{c2}(\lambda) = \int_{\Delta} \Gamma_i^4(\sigma_a^{sangue}(\lambda), \sigma_a^{bile}(\lambda), \sigma_a^{LA}(\lambda), \sigma_t^{hepatocitos}) dz \quad (6.11)$$

onde σ_a^{sangue} é coeficiente de absorção do sangue e σ_a^{bile} é o coeficiente de absorção da bile. Nachabé *et al.* (2010) argumenta que água e lipídeos absorvem luz em regiões próximas no espectro eletromagnético, por tanto, sugerem que os coeficientes de absorção σ_a^{LA} de tais elementos sejam integrados. Finalmente, $\sigma_t^{hepatocitos}$ representa a atenuação causada pela interação da luz com hepatócitos, os quais podem tanto dispersar quanto absorver energia, e para o presente modelo, são independentes de comprimento de onda. Esse conjunto específico de elementos biofísicos foi escolhido para a modelagem porque representam os principais cromóforos e principal estrutura celular do fígado humano (NACHABÉ *et al.*, 2011; OVALLE; NAHIRNEY; NETTER, 2013), os quais serão detalhados nas próximas seções.

6.3.1 Coeficiente de Absorção do Sangue

A capacidade absorptiva do sangue presente no parênquima hepático é definida como uma função sobre os coeficientes de absorção σ_a da hemoglobina oxigenada HbO_2 e desoxigenada HbO , ponderados pelo nível de oxigenação do sangue S_tO_2 e sua fração volumétrica f_v^{sangue} . A dupla alimentação sanguínea do fígado possui forte impacto na aparência de tal material, cuja absorção de luz pode ser aproximada como segue (NACHABÉ *et al.*, 2011):

$$\sigma_a^{sangue}(\lambda) = f_v^{sangue} [S_tO_2 \sigma_a^{HbO_2}(\lambda) + (1 - S_tO_2) \sigma_a^{Hb}(\lambda)] C(\lambda) \quad (6.12)$$

onde o termo C representa o fator de empacotamento de pigmentos, descrito como (VER-KRUYSSSE et al., 1997):

$$C(\lambda) = \frac{1 - \exp(-2R [S_t O_2 \sigma_a^{HbO_2}(\lambda) + (1 - S_t O_2) \sigma_a^{Hb}(\lambda)])}{2R [S_t O_2 \sigma_a^{HbO_2}(\lambda) + (1 - S_t O_2) \sigma_a^{Hb}(\lambda)]} \quad (6.13)$$

onde R é o raio médio dos vasos sanguíneos no parênquima expresso em centímetros, enquanto a unidade de medida para o coeficiente de absorção σ_a^{sangue} é o centímetro inverso (cm^{-1}). Os parâmetros das Equações 6.12 e 6.13 podem ser obtidos da literatura biomédica (NACHABÉ et al., 2011; PRAHL, 2018).

6.3.2 Coeficiente de Absorção dos Lipídeos e da Água

A proximidade dos picos de absorção da água e dos lipídeos presentes no parênquima hepático na maior parte do espectro entre $400nm$ e $1600nm$ motivou Nachabé *et al.* (2010) a propor a unificação da atenuação destes dois elementos visando obter uma representação estável. Na formulação geral do presente modelo de aparência, tal observação é preservada através da seguinte equação:

$$\sigma_a^{LA} = f_v^{LA} [f_v^L \sigma_a^L(\lambda) + (1 - f_v^L) \sigma_a^{H_2O}(\lambda)] \quad (6.14)$$

onde f_v^{LA} é a fração volumétrica de água e lipídeos (unificadas) e f_v^L é porção deste volume que se refere apenas aos lipídeos. Os coeficientes de absorção da água e dos lipídeos são representados por $\sigma_a^{H_2O}$ e σ_a^L respectivamente. Com base nos dados sobre o coeficiente de absorção para lipídeos e água disponibilizados por Prahl (2018), o valor da atenuação causada por tais elementos biofísicos é dado em unidade de centímetro inverso.

6.3.3 Coeficiente de Absorção da Bile

A bile é um elemento biofísico cujo coeficiente de absorção pode ser medido sobre o composto como um todo, desconsiderando as particularidades de eventuais componentes, sendo esta a forma comumente encontrada na literatura biomédica (NACHABÉ et al., 2011). Entretanto, para representar sua influência na resposta espectral da interação entre luz e parênquima, é preciso ponderar seu valor pela fração volumétrica da bile f_v^{bile} encontrada em tal tecido hepático. Neste contexto, a absorção da bile no parênquima pode

ser descrita da seguinte forma:

$$\sigma_a^{bile} = \sigma_a^m(\lambda) f_v^{bile} \quad (6.15)$$

onde σ_a^m representa o coeficiente de absorção geral da bile (sem considerar nível de concentração do componente biofísico), dado em centímetro inverso (NACHABÉ et al., 2011).

6.3.4 Coeficiente de Atenuação do Hepatócito

O hepatócito é a estrutura celular preponderante na composição do parênquima hepático (OVALLE; NAHIRNEY; NETTER, 2013) e que também representa um caso especial de interação luz-matéria no qual promove tanto a absorção quanto a dispersão de luz, compondo assim um coeficiente de atenuação. Segundo Chen *et al.* (2015), tal classe de elementos biofísicos requer uma abordagem geométrica para computar sua atenuação característica quando dados sobre as propriedades ópticas de seus componentes são escassos. Assim, o cálculo deste coeficiente se torna invariável ao comprimento de onda, mas ainda assim, parametrizado por informações sobre as dimensões da partícula de matéria. De acordo com Ovalle *et al.* (2013), hepatócitos possuem estrutura cuboide, com diâmetros que variem entre $20\mu m$ e $30\mu m$. Segundo Kimmel e Baranoski (2007), aproximando o hepatócito por um esferoide, o coeficiente de atenuação geométrica elementos com tais características, pode ser calculado como segue:

$$\sigma_t^{hepatocito} = \frac{3}{2a} \left(\frac{a}{b} + \frac{\arcsin c}{c} \right) \frac{f_v^{hepatocito}}{4} \quad (6.16)$$

onde a e b são diâmetros mínimos e máximos, respectivamente, medidos para o hepatócito. $f_v^{hepatocito}$ é a fração volumétrica no parênquima e o termo c é definido como segue:

$$c = \sqrt{1 - \frac{a^2}{b^2}} \quad (6.17)$$

Convertendo os diâmetros mínimo e máximo do elemento biofísico para centímetro inverso, podemos computar o coeficiente de atenuação de forma compatível com os demais termos da Equação 6.11.

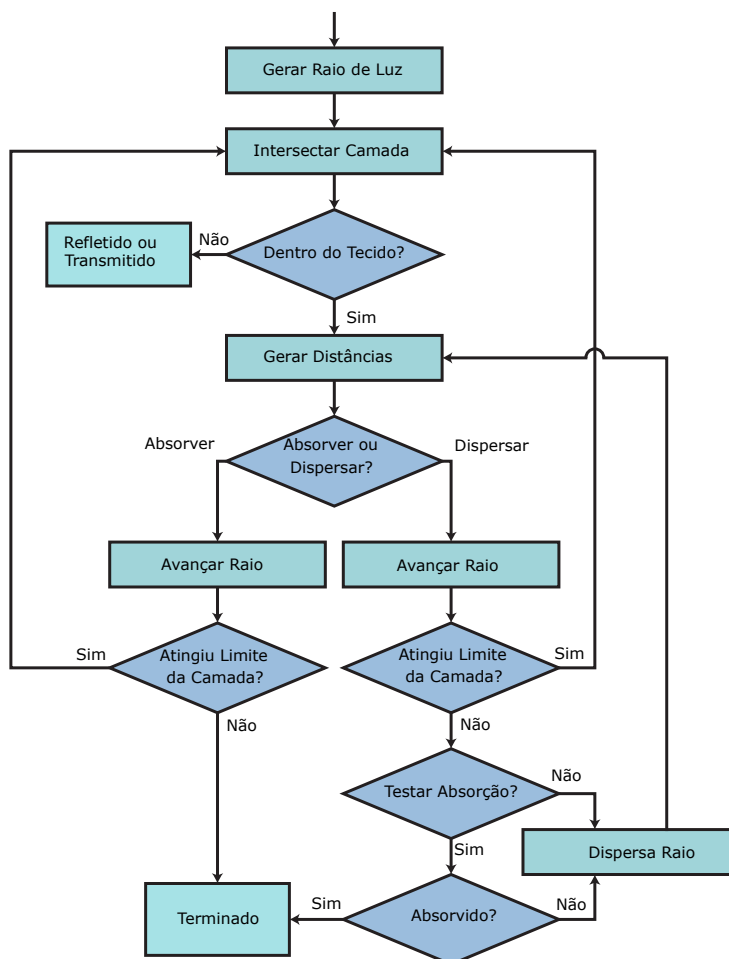
Embora tal formulação produza o coeficiente de atenuação do hepatócito para aplicação no método de solução que será apresentado na Seção 6.4, a natureza também ab-

sorciva deste elemento requer cuidados especiais na implementação do modelo que serão discutidas na Seção 6.4.2.

6.4 Método de Solução da Interação Luz-Matéria

O modelo proposto neste capítulo utiliza o algoritmo *Random Walk* (BARANOSKI; ROKNE, 1997), fundamentado no Método de Monte Carlo, para representar a propagação da luz pelos tecidos componentes do fígado humano. Tal algoritmo consiste numa descrição sistemática, ilustrada na Figura 6.3, do caminho que um raio de luz qualquer percorre dentre o meio orgânico, decidindo iterativa e estocasticamente sobre as distâncias percorridas até cada interação com os componentes biofísicos do tecido, em função de eventos como absorção e dispersão de luz.

Figura 6.3: Pipeline geral do método *Random Walk* para computar aparência de tecido do orgânico com base em biofísica.



Fonte: Adaptado de (CHEN et al., 2015).

Inicialmente, o *Random Walk* gera um raio partindo de uma fonte de luz L e em direção à cena 3D, a exemplo do tradicional *Path Tracing* (KAJIYA, 1986). Ao atingir o órgão num ponto x_i , tal interação forma um ângulo de incidência θ_i com a normal \vec{N} da superfície. Neste mesmo ponto, as equações de Fresnel (LVOVSKY, 2013) definem a probabilidade do raio de luz ser diretamente refletido numa direção de saída $\vec{\omega}$ ou ser transmitido para a cápsula de Glisson. Uma vez dentro de tal camada de tecido, o raio de luz $L(\vec{\omega}')$ pode percorrer uma distância $d(\lambda)$ até interagir com elementos biofísicos como fibras de elastina e colágeno, dois componentes com acentuados coeficientes de dispersão e pouco cromóforos para o tecido hepático. Caso o raio de luz consiga atravessar a cápsula de Glisson, novamente as equações de Fresnel modelam a probabilidade de tal raio ser imediatamente refletido de volta à camada anterior ou ser transmitido para o parênquima hepático. Dentro do parênquima, o raio de luz pode ser totalmente absorvido por elementos como sangue, bile e lipídeos, os quais são cromóforos com coeficientes de absorção relevantes para a aparência do órgão. Além disso, algumas estruturas orgânicas do parênquima possuem papel importante tanto na absorção quanto na dispersão de luz dentro meios teciduais, como os hepatócitos, definindo um coeficiente de atenuação próprio para a interação luz-matéria, e evitando que a luz em meio ao tecido seja absorvida integralmente. Eventualmente, o raio de luz pode ser reemitido para fora do meio tecidual, num ponto x_o arbitrário da superfície.

6.4.1 Definição de Distância Percorrida e Probabilidade de Intersecção

Segundo Prah (1988), a distância percorrida por um raio de luz, com comprimento de onda λ , após interagir com um elemento biofísico arbitrário é definida estocasticamente como segue:

$$d(\lambda) = -\frac{1}{\sigma(\lambda)} \ln(\xi_1) \quad (6.18)$$

onde $\sigma(\lambda)$ representa o coeficiente de absorção ou dispersão, de acordo com elemento biofísico considerado. O termo ξ_1 é um número aleatoriamente gerado no intervalo $(0, 1]$.

Para o contexto do *Random Walk*, Chen *et al.* (2015) sugerem que a Equação 6.18 seja computada para cada elemento pertencente à camada de tecido. A menor distância gerada define qual elemento será considerado para a interação corrente no processo iterativo do algoritmo, configurando assim a probabilidade de intersecção entre o raio de luz

e o mesmo elemento. Assim, elementos com maiores coeficientes de absorção ou dispersão tendem a ter maior probabilidade de interação. Entretanto, instabilidades comuns em implementações baseadas no Método de Monte Carlo podem ocorrer quando a variância dos parâmetros de controle (coeficientes σ) possui ordem de magnitude muito maior que a variância do algoritmo pseudo-randômico que define a variável do conjunto de amostragem (ξ_1) (METROPOLIS; ULAM, 1949). Neste caso, ocorre domínio de interações do elemento com coeficiente σ discrepante. Considerando o presente modelo de aparência para tecidos hepáticos, a formulação do coeficiente de atenuação do hepatócito, descrito na Seção 6.3.4, pode produzir valores com tais propriedades (com até 3 ordens de magnitude), representando dispersão generalizada de luz, mas também dominando as interações do *Random Walk* quando aplicado à Equação 6.18, já que os coeficientes de absorção dos demais elementos do parênquima são de 1 ordem de magnitude. Por tanto, apenas para fins de normalização, as distâncias/probabilidades computadas para o hepatócito são penalizadas conforme segue:

$$d' = -\log_{10}(\sigma_t + 1) \ln(\xi_1) \quad (6.19)$$

onde σ_t é o coeficiente de atenuação do hepatócito. De acordo com a equação acima, o crescimento da função d' , que é independente de comprimento de onda, é significativamente mais lento do que o apresentado pela Equação 6.18, atenuando a variância entre os elementos do parênquima hepático.

Finalmente, as Equações 6.18 e 6.19 definem qual elemento biofísico deve ser considerado para interação no *Random Walk*, ou seja, qual o índice i para função de projeção das Equações 6.2 e 6.11.

6.4.2 Absorção, Dispersão e Atenuação dos Raios de Luz

Uma vez definido o elemento biofísico que será considerado para a simulação da interação luz-matéria, de acordo com a escolha da menor distância computada através das Equações 6.18 e 6.19, a formulação dos coeficientes descritos nas Seções 6.3 e 6.2 definem tipos determinados de elementos biofísicos e que orientam a interação luz-matéria considerada no modelo proposto:

- *Absortivo*: elementos que absorvem totalmente luz incidente
- *Dispersivo*: elementos que dispersam luz em direções arbitrárias

- *Atenuante*: elementos que hora absorvem, hora dispersam luz incidente

Interações com elementos biofísicos absorptivos causam a interrupção da propagação da luz, encerrando as iterações de amostragem do respectivo raio de luz e gerando um valor zero para ser integrado à amostragem de outros raios que atingem a superfície do órgão no mesmo ponto e com a mesma direção de luz incidente. Eventos de dispersão interna, por outro lado, redirecionam o raio de luz para novas amostragens, sempre penalizando sua energia inicial em função da Lei da Lambert. Finalmente, caso o elemento intersectado seja um atenuante, é preciso verificar se a distância computada pela Equação 6.19 é menor que seu diâmetro. Neste caso, o raio de luz é absorvido. Caso contrário, o raio de luz é redirecionado (segundo uma distribuição esférica uniforme (SIMON, 2015)) para simular dispersão por entre a camada de tecido, iniciando uma nova iteração do *Random Walk*. Os Algoritmos 1 e 2 ilustram a dinâmica descrita nesta seção.

Algoritmo 1: Interação Raio-Elemento

Entrada: elemento, raio, distância

Saída: raio

se elemento.tipo = Absortivo **então**

└ raio.intensidade = 0 ;

senão se elemento.tipo = Dispersivo **então**

└ raio = Redireciona(raio) ;

senão

└ **se** distância < elemento.diâmetro **então**

└└ raio.intensidade = 0 ;

└ **senão**

└└ raio = Redireciona(raio) ;

retorna raio ;

Algoritmo 2: Redireciona

Entrada: raio

Saída: raio

$\xi_1, \xi_2 = \text{random}[0, 1)$

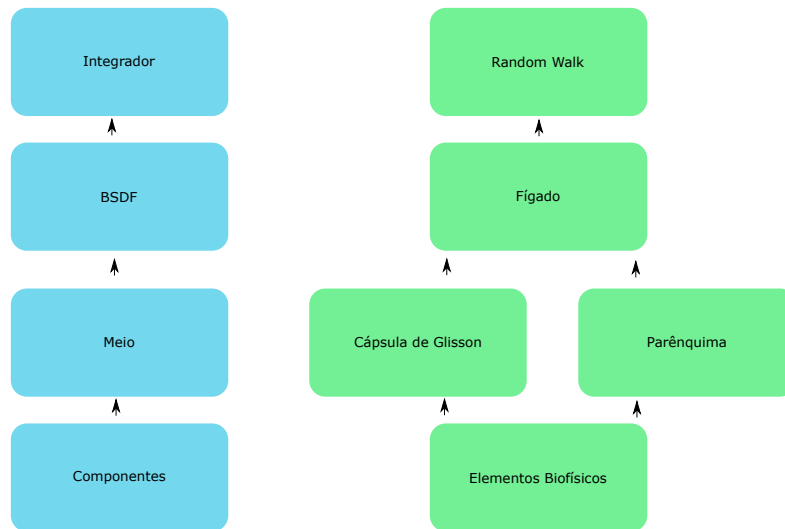
raio. $\theta_i = 2 * \pi * \xi_1$;

raio. $\phi_i = \text{acos}(1 - 2 * \xi_2)$;

raio.intensidade *= $\cos(\text{raio}.\theta_i)$;

retorna raio ;

Figura 6.4: Estrutura principal dos componentes do Mistuba (esquerda) e adaptação para comportar o modelo proposto nesta tese (direita).



Fonte: Compilado pelo autor.

6.5 Implementação do Modelo

O modelo de aparência para fígado humano proposto neste capítulo foi implementado no Mitsuba Renderer (JAKOB, 2010), um sistema de *rendering* orientado a pesquisa e originalmente baseado em física, mas que permite a adaptação de seus componentes para comportar a formulação apresentada nas seções anteriores, como ilustra a Figura 6.4. De acordo com Jakob (2014), os principais módulos deste sistema, responsáveis por gerar as imagens finais para uma cena com um volume de material arbitrário, são:

- *Integrador*: resolve a integral da Equação de *Rendering* de Kajiya (1986) gerando raios que intersectam objetos da cena 3D, inclusive, permeando sua superfície e avaliando as propriedades dos materiais componentes de forma iterativa. Para o modelo de aparência aqui descrito, tal papel é desempenhado pelo algoritmo *Random Walk*.
- *BSDF*: representa a *Bidirectional Scattering Distribution Function* (Função Bidirecional de Distribuição de Dispersão), que descreve a interação de um raio de luz com a superfície de um objeto de acordo com as propriedades do material. No modelo proposto, este componente implementa as equações de Fresnel (LVOVSKY, 2013), de acordo com o índice de refração do tecido hepático, para decidir se os raios de luz serão refletidos ou transmitidos ao tocar a superfície do objeto 3D.
- *Meio*: este módulo descreve as regras para dispersão da luz e sua interação dentro de camadas de materiais arbitrários. Para o caso do modelo para fígado, descrevem as

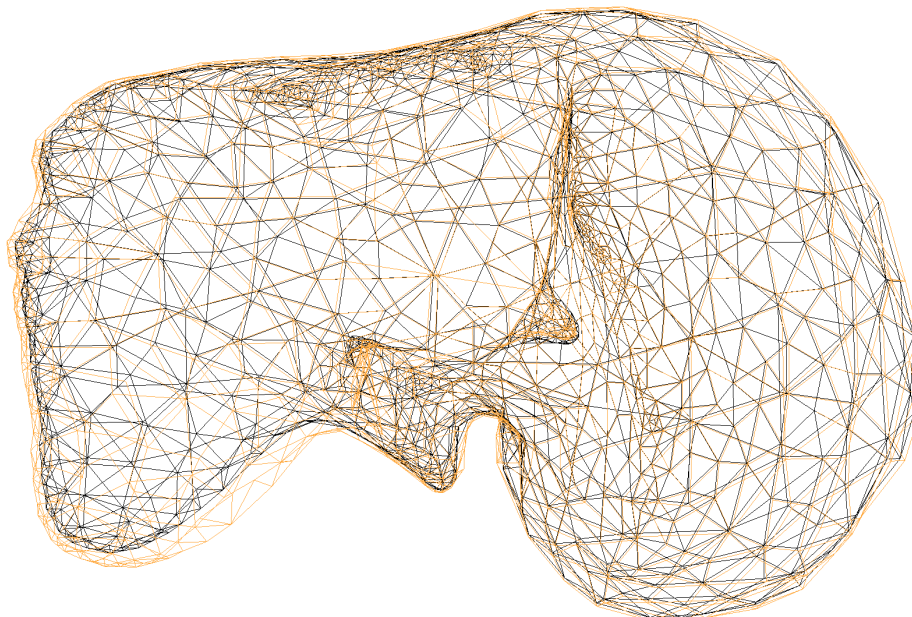
camadas de tecidos com informações sobre seus conjuntos de elementos biofísicos.

- *Componentes*: contém as propriedades ópticas dos elementos componentes do meio material. No modelo aqui formulado, descreve as propriedades dos elementos biofísicos através das equações apresentadas nas Seções 6.3 e 6.2.

6.5.1 Malha Geométrica

Para computar a dispersão da luz por entre as camadas do fígado é preciso especificar geometricamente o volume da cápsula de Glisson e do parênquima hepático. Como descrito no Capítulo 4, a cápsula de Glisson possui espessura máxima de aproximadamente $100\mu m$. Além disso, o diâmetro médio de um fígado humano adulto é de aproximadamente $14cm$ (KRATZER et al., 2003). Neste contexto, a implementação realizada utiliza duas malhas geométricas convexas sobrepostas, uniformemente escaladas de acordo com a distância entre duas camadas de tecido hepático, como ilustra a Figura 6.5. A malha inicial do fígado foi obtida a partir da aplicação da técnica de reconstrução geométrica *Marching Cubes* (LORENSEN; CLINE, 1987) sobre os dados do projeto *Visible Human* (ACKERMAN, 1998).

Figura 6.5: Malhas 3D sobrepostas para representar os limites das camadas de tecido do fígado humano, ou seja, a Cápsula de Glisson (laranja) e o parênquima (preta).



Fonte: Compilado pelo autor.

6.5.2 Aproximação para Imagens Coloridas

A formulação do modelo de aparência apresentado neste capítulo possui uma forte dependência espectral. Somadas as particularidades de interações com elementos absorptivos, torna-se necessário que o algoritmo *Random Walk* seja executado uma vez para cada comprimento de onda incidente sobre o objeto 3D. Para gerar imagens coloridas utilizando sistemas de cores como RGB (*Red, Green, and Blue*), por exemplo, aproximações baseadas em amostragens espectrais são requeridas (WILKIE et al., 2014). Uma simples alternativa é a definição de intervalos dentro do espectro de comprimentos de onda visíveis, um para cada canal do sistema RGB, dentre os quais amostras regularmente espaçadas compõem uma média simples como resposta espectral, formando aproximações que podem ser mapeadas para imagens coloridas. Neste contexto, a intensidade de um canal do sistema RGB, segundo o modelo implementado, é descrita como segue:

$$I = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \mu(\lambda_i) \quad (6.20)$$

onde I é a intensidade final de um canal de cor, N é a quantidade de comprimentos de onda λ_i dentro do intervalo correspondente no espectro visível, e $\mu(\lambda_i)$ é a resposta do modelo proposto e formulado na Equação 6.1.

A definição dos intervalos correspondentes aos canais RGB para amostragem é realizada em torno dos comprimentos de onda equivalentes às cores primárias de tal sistema, estabelecidas pelo padrão CIE (*Commission internationale de l'Eclairage* - Comissão Internacional de Iluminação) em 1931 (SMITH; GUILD, 1931), segundo o qual:

- *Red*: equivale ao comprimento de onda de $700nm$.
- *Green*: equivale ao comprimento de onda de $546.1nm$.
- *Blue*: equivale ao comprimento de onda de $435.8nm$.

Finalmente, atribuindo uma região de interesse definida por um raio κ em torno do comprimento de onda λ da primária, dividimos a região em N amostras para aproximar o valor da intensidade I final do respectivo canal de cor.

7 RESULTADOS

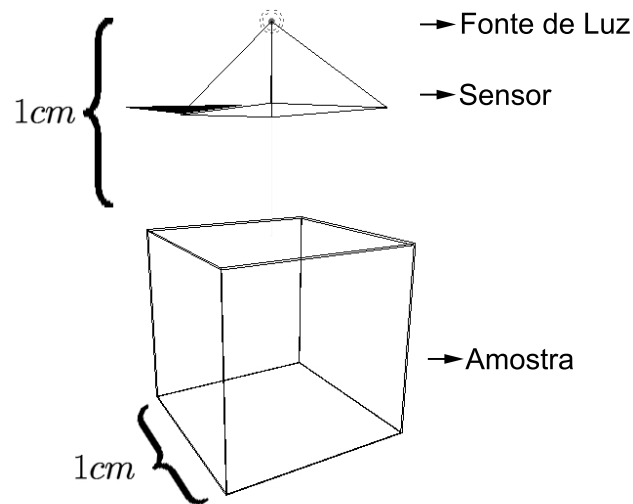
De acordo com Yim *et al.* (2012), a validação de modelos *Baseados em Biofísica* requer a comparação tanto de curvas espectrais e distribuições espaciais de luz, quanto a análise visual de imagens computadas através do modelo. Neste capítulo, tal metodologia é aplicada parametrizando o modelo proposto de acordo com dados sobre elementos biofísicos do fígado humano disponíveis na literatura biomédica, os quais são apresentados na Tabela 7.1 (ao final deste capítulo). A combinação de tais parâmetros representa um estado biologicamente plausível do material, porém, dadas as diferentes fontes de informação que dão origem aos seus valores, os dados de referência para comparação podem divergir, acumulando erros nos resultados. Neste contexto, as próximas seções apresentam tais comparações e também medem as divergências causadas pela parametrização do modelo através do Erro Quadrático Médio (EQM) e do coeficiente de correlação de Person. O EQM entre dois conjuntos de dados dispersos mede o resíduo (acúmulo das diferenças) entre amostras dos conjuntos, computando um valor não normalizado. Por outro lado, a correlação de Person ρ mede a relação de conjuntos através de valores que variam de 1 (correlação forte com crescimento positivo) a -1 (correlação forte com crescimento inverso), além disso, valores próximos de 0 indicam pouca ou nenhuma correlação (MUKAKA, 2012).

7.1 Resposta Espectral

Para produzir dados sobre a resposta espectral do modelo proposto, o presente trabalho buscou simular o ambiente de amostragem comumente utilizado em leituras de materiais orgânicos. Neste contexto, uma amostra de tecido hepático virtual (composto pela cápsula de Glisson e Parênquima) de 1cm^2 foi amostrada por um sensor enquanto iluminado por uma fonte de luz colinear, como ilustra a Figura 7.1. Em seguida, o modelo elaborado foi executado para a faixa de comprimentos de onda compreendida entre 500nm e 720nm , em intervalos de 20nm .

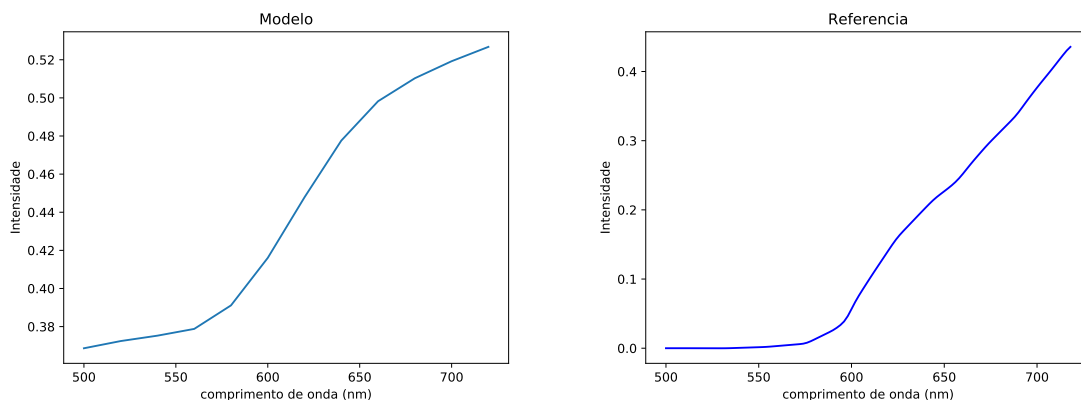
As amostras obtidas então foram linearmente interpoladas e suavizadas com uma convolução unidimensional (com janela espacial de 4 posições), formando uma curva espectral de intensidade normalizada, mostrada na Figura 7.2. O mesmo intervalo espectral é encontrado no trabalho de Nachabé *et al.* (NACHABÉ *et al.*, 2011), amostrado para um fígado *ex vivo* em condições normais, e coeficiente de correlação ρ medido em 0.97.

Figura 7.1: Configuração do cenário para amostragem de curvas espectrais do modelo elaborado.



Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 7.2: Curvas espectrais de intensidade normalizada do modelo elaborado (esquerda) e das medições realizadas por Nachabé *et al.* (NACHABÉ et al., 2011) (direita). EQM = 1.19 e $\rho = 0.97$.



Fonte: Compilado pelo autor.

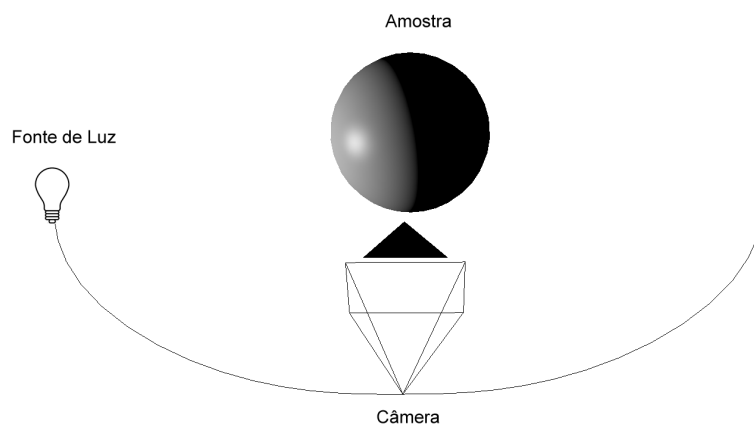
Analisando as curvas espectrais produzidas, podemos notar que, embora seu formato seja similar (com picos nas mesmas regiões espectrais - entre $600nm$ e $700nm$), a amplitude¹ do modelo implementado é aproximadamente 50% menor que a referência. Além disso, na região próxima a $500nm$, o modelo acumula intensidades que encontram pouca resposta nas medições reais, produzindo cores levemente mais claras que as amostradas na referência.

¹Distância entre máximo e mínimo de uma curva.

7.2 Resposta Espacial

Para realizar a amostragem da distribuição espacial do modelo implementado, o presente trabalho aplicou o método de Marschner *et al.* (1999), o qual avalia a BRDF de objetos com formatos arbitrários através de imagens. Nesta técnica, assumindo materiais homogêneos e isotrópicos, um objeto de geometria conhecida é exposto a uma configuração de câmera e fonte de luz, um dos quais variando sua posição em torno do objeto, para amostrar sua BRDF. De forma análoga, uma cena virtual foi construída, mostrada na Figura 7.3, para gerar imagens de uma esfera cujo material é representado pelo modelo de aparência elaborado nesta tese. Oito imagens com diferentes combinações de poses de câmera e fonte de luz foram analisadas para computar a BRDF do presente modelo.

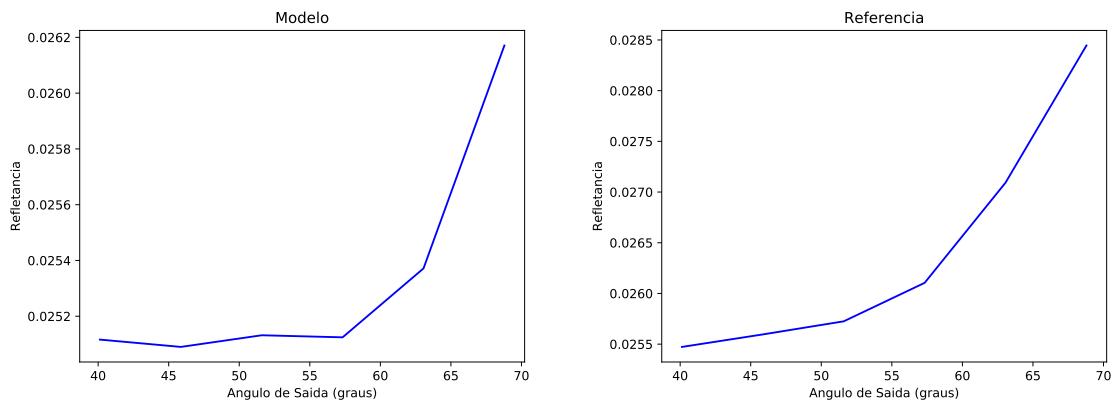
Figura 7.3: Configuração de amostragem de BRDF para o modelo implementado.



Fonte: Compilado pelo autor.

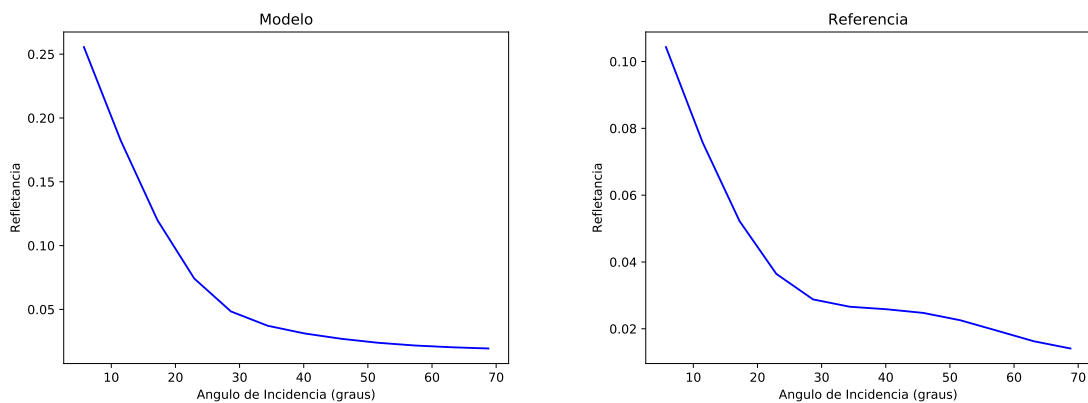
Para fins de comparação, a refletância normalizada obtida da amostragem realizada é ilustrada nas Figuras 7.4 e 7.5, ao lado das medidas análogas realizadas no trabalho de Nunes *et al.* (2017), o qual amostrou a BRDF de um fígado humano vivo através de imagens de cirurgias laparoscópicas. De acordo com as distribuições de refletância apresentadas, podemos notar que o modelo e a referência mostram picos nas mesmas regiões angulares tanto para ângulo de incidência de 45° quanto para direções colineares de incidência e saída de luz. Entretanto, no caso de direções colineares, o modelo elaborado apresenta escalonamento de aproximadamente o dobro dos valores de refletância apresentados na referência.

Figura 7.4: Distribuição de refletância normalizada para ângulo de incidência de 45° . Respostas do modelo elaborado (esquerda) e as medições correspondentes (direita) obtidas no trabalho de Nunes *et al.* (2017). $EQM = 9.83e - 6$ e $\rho = 0.95$.



Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 7.5: Distribuição de refletância normalizada para direções colineares de incidência e saída de luz. Respostas do modelo elaborado (esquerda) e as medições correspondentes (direita) obtidas no trabalho de Nunes *et al.* (2017). $EQM = 0.04$ e $\rho = 0.99$.

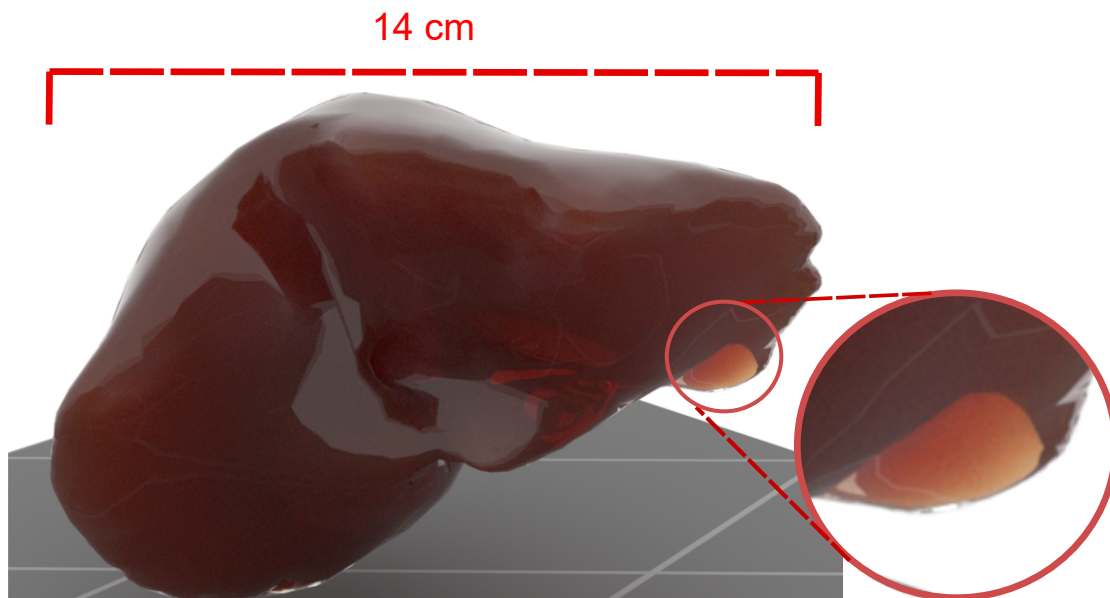


Fonte: Compilado pelo autor.

7.3 Rendering de Fígado Humano Baseado em Biofísica

Ao aplicar o processo de construção de imagens coloridas descrito na Seção 6.5.2, podemos gerar resultados como o mostrado na Figura 7.6, o qual apresenta um fígado computado a partir do modelo elaborado e parametrizado de acordo com a Tabela 7.1. Em tal imagem, podemos notar que em áreas cuja espessura da malha geométrica é menor, ocorre um aumento gradativo da transparência do material orgânico simulado. Tal efeito é fortemente influenciado pelas interações ocorridas dentro da cápsula de Glisson e do parênquima hepático, mostradas individualmente na Figura 7.7, definindo uma relação na qual a probabilidade de um raio de luz atravessar o volume do fígado depende da quantidade de material hepático (composto pelas duas camadas de tecido) a ser permeada.

Figura 7.6: *Rendering* produzido pelo modelo elaborado. Em destaque, porção da malha geométrica com menor espessura influenciando transparência computada pelo modelo de aparência. Imagem gerada com resolução 960×540 , com 128 amostras por pixel, considerando região de interesse espectral definida por $\kappa = 20$ e $N = 5$ amostras em torno dos comprimentos de onda primários, conforme Seção 6.5.2. Tempo de execução: aproximadamente 45 minutos.

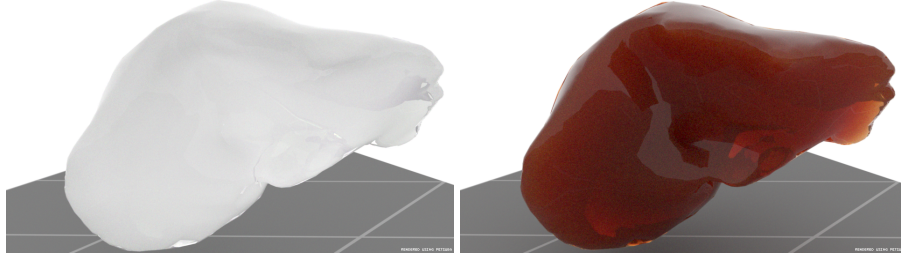


Fonte: Compilado pelo autor.

A Figura 7.8 mostra a fotografia de uma amostra de tecido do fígado apresentado no trabalho de Nachabé *et al.* (2011) cujas propriedades dos elementos biofísicos compõem a parametrização do modelo utilizado para o respectivo *rendering*. Embora a referência de tecido hepático contenha parte apresentando tumor cancerígeno, é possível notar a cápsula de Glisson envolvendo a amostra, além do interior composto pelo parênquima hepático. Para gerar a uma malha geométrica de seção de fígado em condições semelhantes as da referência, foi aplicada Geometria Sólida Construtiva (*Constructive Solid Geometry* - CSG) entre camadas e um plano arbitrário transversal de corte. Note que a porção central da seção possui apenas a camada do parênquima hepático envolvida pela cápsula de Glisson.

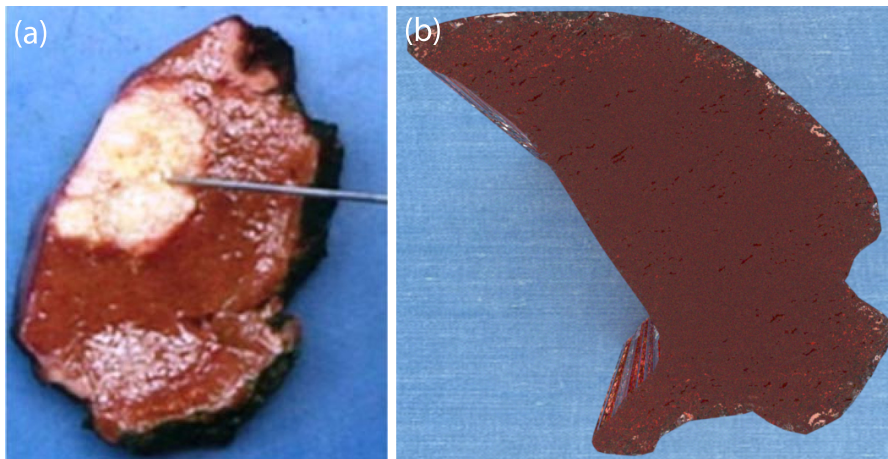
O poder de expressão do modelo é ilustrado na Figura 7.9, onde a curva espectral do coeficiente de absorção médio dos cromóforos no parênquima hepático é mostrada para uma condição com aumento anormal de lipídeos, através dos parâmetros $f_v^{sangue} = 0.004$ e $f_v^{lipideos} = 0.289$, simulando a esteatose hepática (REISTAD *et al.*, 2018), além de simular o estado *in vivo* para tal material através de aumento na oxigenação do sangue configurado nos parâmetros $S_tO_2 = 0.90$, $R = 0.004$, $f_v^{sangue} = 0.002$, $f_v^{bile} = 0.0005$ e demais parâmetros da Tabela 7.1. Finalmente, a Figura 7.10 mostra o resultado do

Figura 7.7: *Rendering* produzido pelo modelo elaborado para a cápsula de Glisson (esquerda) e para o parênquima hepático (direita). Imagens geradas com resolução 960×540 , com 128 amostras por pixel, considerando região de interesse espectral definida por $\kappa = 1$ e $N = 1$ amostras (apenas os comprimentos de onda das cores primárias). Tempo de execução: aproximadamente 9 e 5 minutos, respectivamente.



Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 7.8: Referência de tecido do fígado (a) e *rendering* produzido pelo modelo implementado para uma seção da malha 3D gerada a partir da técnica de Geometria Sólida Construtiva (b). A porção branca na imagem da referência consiste de um tumor no tecido hepático não comportado pelo modelo de aparência desenvolvido nesta tese. Imagem gerada com resolução 960×540 , com 128 amostras por pixel, considerando região de interesse espectral definida por $\kappa = 1$ e $N = 1$, ou seja, apenas os comprimentos de onda primários, conforme Seção 6.5.2. Tempo de execução: aproximadamente 5.6 minutos.



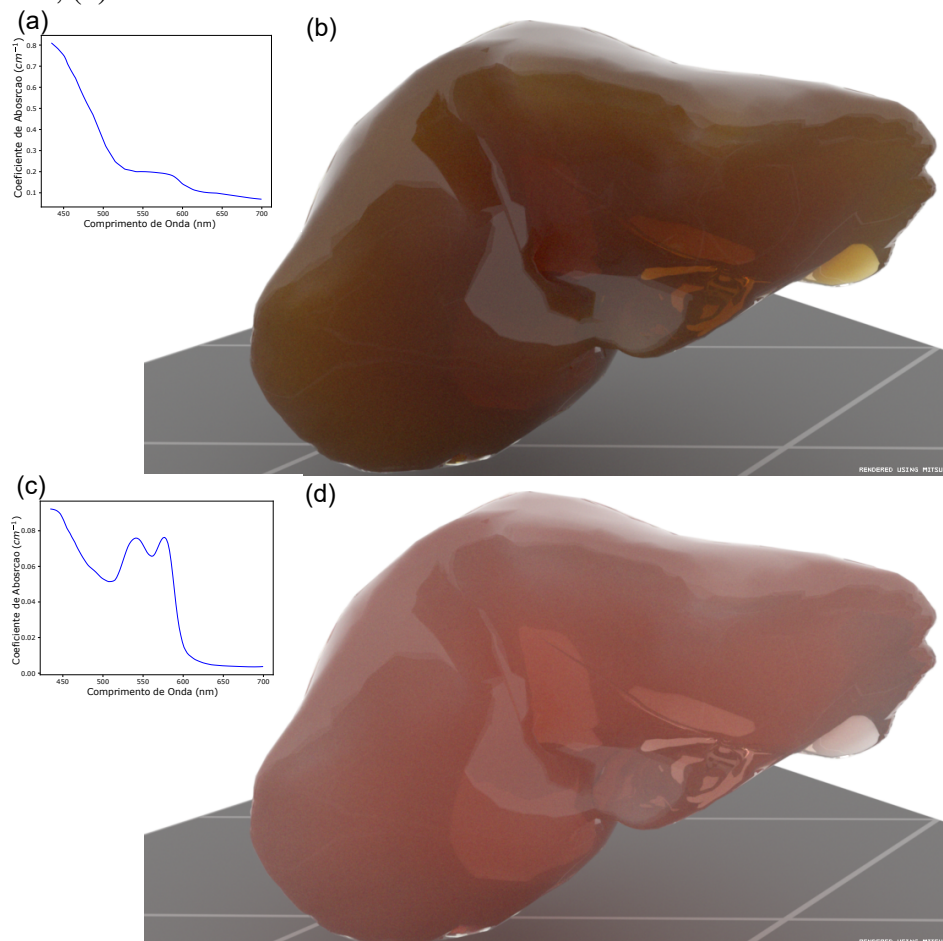
Fonte: (a) - (NACHABÉ et al., 2011), (b) - Compilado pelo autor.

modelo, no contexto de iluminação global, em diferentes ambientes.

7.4 Discussão

Os dados apresentados no presente capítulo mostram que a comparação entre a resposta espectral do modelo e da referência produz um Erro Quadrático Médio (EQM) de 1.19. Embora o valor absoluto do EQM seja pequeno, trata-se de um resíduo sobre valores que variam entre 0 e 1, ou seja, de intensidades normalizadas. Esse acúmulo de energia fica evidente em torno dos comprimentos de onda próximos de 435nm , diver-

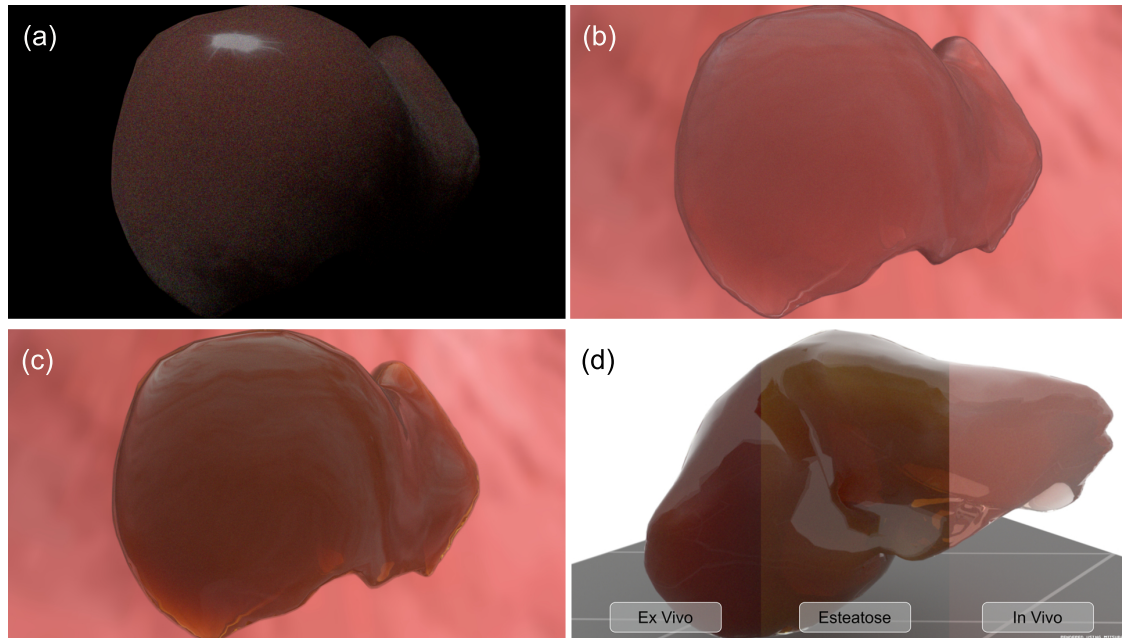
Figura 7.9: Variações do coeficiente de absorção médio e *rendering* produzidas pelo modelo elaborado para simulação de esteatose (a,b) e condição *in vivo* (c, d). Imagens geradas com resolução 960×540 , com 128 amostras por pixel, considerando região de interesse espectral definida por $\kappa = 20$ e $N = 5$ amostras. Tempo de execução aproximado: (a) - 47 minutos; (b) - 53 minutos.



Fonte: Compilado pelo autor.

gindo das medições e dados reais e gerando imagens com mais intensidade nos canais que representam a cor azul (considerando o sistema de cor RGB). Tal efeito também pode ser notado na comparação das distribuições espaciais do modelo, as quais apresentam $EQM=9.83e-6$ (para ângulo de incidência de 45°) e $EQM=0.04$ (para direções colineares de entrada e saída de luz). Retomando a formulação do modelo elaborado, o conjunto de elementos absorptivos e dispersivos que compõem as aproximações para as camadas de tecido hepático não compreende todos os possíveis componentes deste material, ficando restrito aos elementos mais significativos reportados pela literatura biomédica. Neste contexto, o resíduo de intensidade detectado em tais comparações é um produto esperado da abordagem *Baseada em Biofísica* para tecidos com grande quantidade de componentes biofísicos, como é o caso do fígado, o qual é responsável por regular o metabolismo do corpo humano, e portanto, contém e sintetiza diversos nutrientes como proteínas e carboi-

Figura 7.10: Resultados para diferentes configurações e ambientes: fígado com alta oxigenação ($S_tO_2 = 0.90$) sob fonte de luz de área (a), contexto de simulação de cirurgia (b) e com aumento de lipídeos ($f_v^{lipídeos} = 0.289$) (c). Diferentes aparências para condições específicas do tecido hepático geradas pelo modelo elaborado (d). Imagens geradas com resolução 960×540 , com 128 amostras por pixel, considerando região de interesse espectral definida por $\kappa = 20$ e $N = 5$ amostras.



Fonte: Compilado pelo autor.

dratos (OVALLE; NAHIRNEY; NETTER, 2013).

De acordo com o modelo formulado, não há absorção na cápsula de Glisson, portanto, a resposta espectral desta camada de tecido é aproximadamente monocromática. Por outro lado, o parênquima possui os principais cromóforos reportados na literatura, mas com apenas um elemento parcialmente dispersivo (o hepatócito), o que promove uma transparência acima do esperado para o material orgânico, como pode ser notado na porção inferior direita da Figura 7.6. A adição de elementos absorptivos na modelagem da cápsula de Glisson (como a água) e mais elementos dispersivos ao parênquima (como células de Kupffer), ainda que com pequena fração volumétrica, podem atenuar a energia sobressalente apresentada nas respostas espectrais e espaciais do modelo elaborado.

Dada a magnitude reduzida do EQM medido para as respostas espectrais e espaciais do modelo, também foram medidos os coeficientes de correlação ρ entre as curvas apresentadas. Neste contexto, a comparação entre o modelo e a referência mostra que $\rho = 0.97$ para a distribuição espectral, enquanto para as distribuições espaciais $\rho = 0.95$ (para ângulo de incidência de 45°) e $\rho = 0.99$ (para direções colineares de incidência e saída de luz). Em tais casos, valores de ρ próximos de 1 indicam que, quando uma curva cresce, a outra curva também cresce de forma proporcional, evidenciando a capacidade

do modelo em representar o comportamento da interação luz-matéria da referência. Além disso, o *rendering* produzido por tal modelo é visualmente compatível com a amostra de tecido hepático que originou os dados utilizados em sua parametrização, como mostra a Figura 7.8.

A resposta espectral do modelo de aparência elaborado nesta tese tem amplitude reduzida em relação à referência obtida da literatura biométrica, o que demonstra menor poder de variação entre cores. Entretanto, considerando condições biologicamente plausíveis para o tecido hepático, que são governadas pelos elementos biofísicos utilizados na formulação do modelo, os resultados ilustrados na Figura 7.9 mostram a capacidade de variação da aparência computada.

Os trabalhos de modelagem de aparência *Baseadas em Biofísica*, conforme classificação do Capítulo 2, empregam a formulação das dispersões de Lorenz-Mie e Rayleigh derivadas para esferas de material homogêneo para calcular o coeficiente de dispersão em tecidos fibrosos (KRISHNASWAMY; BARANOSKI, 2004; YIM et al., 2012; CHEN et al., 2015). Nesta tese, o modelo desenvolvido segue a mesma formulação para representar interações com elastina e colágeno dentro da cápsula de Glisson, conforme Seção 6.3. Alternativamente, a formulação de tais dispersões derivadas para cilindros semi-infinitos pode conferir maior precisão para os respectivos coeficientes e dispersão, assim como, derivar de tais equações a probabilidade de um raio de luz ser redirecionado para uma direção em particular (BOHREN; HUFFMAN, 1983).

Com relação à implementação, a solução apresentada requer duas malhas geométricas (uma para cada camada) para representar o volume total do material modelado. Idealmente, um teste de profundidade poderia incorporar tal demanda dentro da implementação do algoritmo *Random Walk*, avaliando assim as interfaces entre as camadas de tecido. Além disso, descrições mais precisas das estruturas internas do volume do órgão, como vasos sanguíneos, poderiam gerar maior variação espacial e padrões de textura não incorporados pelo atual modelo de aparência.

Tabela 7.1: Parâmetros do modelo elaborado (onde -- representa dados múltiplos).

Símbolo	Descrição	Equação	Valor	Fonte
$d^{colageno}$	diâmetro médio de uma fibra de colágeno	6.3	$3.5\mu m$	(JAYYOSI; CORET; BRUYÈRE-GARNIER, 2016)
$d^{elastina}$	diâmetro médio de uma fibra de elastina	6.3	$0.5\mu m$	(JAYYOSI; CORET; BRUYÈRE-GARNIER, 2016)
$f_v^{colageno}$	fração volumétrica do colágeno	6.3	--	Tabela 6.1
$f_v^{elastina}$	fração volumétrica do elastina	6.3	--	Tabela 6.1
$\eta^{colageno}$	índice de refração do colágeno	3.9 e 3.10	1.5	(JACQUES, 1996)
$\eta^{elastina}$	índice de refração do elastina	6.8	1.5	(SEIFTER; GALLOP, 1966)
η^{med}	índice de refração da água	3.11 e 6.9	1.35	(JACQUES, 1996)
f_v^{sangue}	fração volumétrica do sangue	6.12	0.084	(NILSSON et al., 2016)
S_tO_2	saturação do oxigênio no sangue	6.12	0.08	(NACHABÉ et al., 2011)
$\sigma_a^{HbO_2}$	coeficiente de absorção da hemoglobina oxigenada	6.12	--	(PRAHL, 2018)
σ_a^{Hb}	coeficiente de absorção da hemoglobina desoxigenada	6.12	--	(PRAHL, 2018)
R	raio médio dos vasos sanguíneos no parênquima	6.13	$50\mu m$	(NACHABÉ et al., 2011)
f_v^{LA}	fração volumétrica dos lipídeos com água	6.14	0.779	(NACHABÉ et al., 2011)
f_v^L	fração volumétrica dos lipídeos	6.14	0.019	(NACHABÉ et al., 2011)
σ_a^L	coeficiente de absorção dos lipídeos	6.14	--	(PRAHL, 2018)
$\sigma_a^{H_2O}$	coeficiente de absorção da água	6.14	--	(PRAHL, 2018)
f_v^{bile}	fração volumétrica da bile	6.15	0.039	(NACHABÉ et al., 2011)
σ_a^{bile}	coeficiente de absorção da bile	6.15	--	(NACHABÉ et al., 2011)
$f_v^{hepatocito}$	fração volumétrica do hepatócito	6.16	0.8	(OVALLE; NAHIRNEY; NETTER, 2013)
$a^{hepatocito}$	diâmetro mínimo de um hepatócito	6.16	$20\mu m$	(OVALLE; NAHIRNEY; NETTER, 2013)
$b^{hepatocito}$	diâmetro máximo de um hepatócito	6.16	$30\mu m$	(OVALLE; NAHIRNEY; NETTER, 2013)

Fonte: Compilado pelo autor.

8 CONCLUSÃO

O presente trabalho apresenta um novo modelo de aparência para o fígado humano *Baseado em Biofísica*, formulado a partir de conceitos fundamentais da Óptica de Tecidos e parametrizado por dados reportados na literatura biomédica. Tal modelo aproxima a composição do fígado por duas camadas de tecido: a cápsula de Glisson e o parênquima hepático. Na primeira camada, elementos como colágeno e elastina são responsáveis pela dispersão da luz pelo meio tecidual, cuja probabilidade de intersecção com tais elementos e a distância percorrida após a interação são derivados das equações para a dispersão de Lorenz-Mie e Rayleigh. A segunda camada reúne cromóforos (elementos absorptivos responsáveis por gerar cor) como sangue, bile, lipídeos e água, além de modelar a dispersão da luz através da interação com as propriedades geométricas do hepatócito (célula hepática e principal componente deste tecido). Para caracterizar o modelo elaborado, esta tese discute as abordagens clássicas da Computação Gráfica para classificação de técnicas de modelagem de aparência de materiais, no Capítulo 2, fornecendo uma nova taxonomia para acomodar modelos *Baseados em Biofísica* para tecidos humanos e organizando, de acordo com a qualidade da aproximação para a interação luz-matéria, a literatura disponível sobre modelos para fígado humano: *Funcional, Inspirado em Biofísica, Baseado em Física e Baseado em Biofísica*.

Considerando os órgãos e tecidos humanos já modelados através de uma abordagem *Baseada em Biofísica*, o fígado humano representava um problema em aberto, para o qual esta tese fornece uma solução. Além disso, de acordo com as classes de modelagem de aparência propostas, com o modelo desenvolvido, o fígado humano passa a ter pelo menos uma opção de técnica de representação gráfica para cada classe.

De acordo com o conceito de modelo preditivo de Greenberg *et al.* (1997) os resultados computados por tal estratégia devem ser compatíveis com dados amostrados em situações reais, inclusive, considerando diferentes estados para o material representado. Neste contexto, a solução elaborada nesta tese atende tais requisitos, como ilustram as Figuras 7.9 e 7.10 do Capítulo 7, provendo respostas espectrais e espaciais determinadas pelos parâmetros biofísicos do tecido hepático.

A aquisição e o uso de dados biofísicos de tecidos hepáticos, reportados na literatura biomédica, como entradas para processos da Computação Gráfica, frequentemente apresenta falta de padronização e dificuldades na acessibilidade das informações e no nível de detalhamento para a descrição da composição biofísica das camadas de tecidos hu-

manos. Em muitos casos são necessárias complementações de dados de diferentes fontes (portanto, de diferentes amostras de tecido), além de conversões de unidades de medida e tipos de dados. A elaboração de modelos *Baseados em Biofísica* promovem a integração de tais informações de forma estruturada, o que pode ser observado na Tabela 7.1 do Capítulo 7, para propósitos da CG.

A implementação do modelo elaborado, construída a partir de um sistema de *rendering Baseado em Física*, promove a integração da abordagem *Baseada em Biofísica* com os algoritmos clássicos da CG para tarefas comuns a essas duas estratégias, como a otimização de processos de amostragem da cena 3D e a representação de modelos geométricos, dentre outras. Além disso, esta tese apresenta adaptações para a produção de imagens digitais representadas pelo sistema de cores RGB a partir de algoritmos que dependem de informações espectrais.

Oportunidades de trabalhos futuros emergem da metodologia elaborada nesta tese, tal como o uso de uma representação volumétrica para a geometria do modelo 3D do órgão, o que pode prover informações sobre microestruturas internas do tecido hepático, resultando em variações específicas da concentração de componentes biofísicos. Além disso, podemos aplicar a abordagem *Baseada em Biofísica* para derivar texturas a partir de tal disposição de elementos biofísicos, respeitando a composição de cada camada de tecido e estendendo assim, os resultados do modelo elaborado. Neste contexto, dados sobre parâmetros biofísicos são uma importante demanda que requer novas técnicas automatizadas para conversão de dados de exames médicos não invasivos (como tomografias) em entradas para modelos *Baseados em Biofísica*.

Outra oportunidade é a adequação da formulação desenvolvida para o modelo em termos de elementos comuns a área da Computação Gráfica, facilitando o entendimento da notação matemática utilizada e beneficiando eventuais simplificações de sua implementação para preservar custo computacional. Neste contexto, as adaptações realizadas no Mitsuba Renderer (JAKOB et al., 2010) requerem refinamento nos algoritmos de *rendering* espectral e na conversão para imagens em sistemas de cores RGB de tal forma que, a amostragem de raios de luz num conjunto de comprimentos de onda que compõem um canal seja também estocástica (WILKIE et al., 2014), e não regular como descreve a Seção 6.5.2.

Embora o Capítulo 7 evidencie a precisão do modelo em comparação às respostas espectrais e espaciais reportadas na literatura, uma validação com profissionais da área médica quanto ao aspecto visual esperado para imagens geradas em configurações espe-

cíficas, ou seja, para tecido em variados estados, é uma oportunidade para caracterizar o modelo desenvolvido e a influência de cada parâmetro biofísico na aparência final computada.

A metodologia adotada nesta tese é fundamentada na área de modelagem de aparência, considerando abordagens *Baseadas em Biofísica* e a própria estrutura e composição dos tecidos que formam o fígado humano. Entretanto, parte das estratégias aqui desenvolvidas pode orientar a construção de modelos para outros órgãos humanos, desde que disponíveis informações equivalentes na literatura biomédica. Como exemplo, podemos aplicar em outros tecidos a estratégia de definição da probabilidade de intersecção e distância percorrida por um raio após a interação com elementos com altos coeficientes de dispersão, descrita na Seção 6.4.1 do Capítulo 6.

Finalmente, o trabalho apresentado nesta tese configura uma expressão da aproximação entre as áreas de modelagem de aparência de materiais da Computação Gráfica e análise de elementos biofísicos da Biomedicina, a qual tende a beneficiar mutuamente tais campos de estudo. Além de prover aparências de materiais para diferentes estados, modelos *Baseados em Biofísica* podem ser orientados e configurados pelo mesmo tipo de conhecimento inerente a profissionais da área médica, abrindo possibilidades quanto a aplicações de treinamento, planejamento, diagnóstico e ensino, com representações gráficas não só visualmente realistas, mas também quantitativamente equivalentes e preditivas.

REFERÊNCIAS

ACKERMAN, M. The visible human project. **Proceedings of the IEEE**, v. 86, n. 3, p. 504–511, 1998. ISSN 0018-9219.

AGGARWAL, R. et al. Training and simulation for patient safety. **BMJ Quality & Safety**, BMJ Publishing Group Ltd, v. 19, n. Suppl 2, p. i34–i43, 2010. ISSN 1475-3898. Available from Internet: <https://qualitysafety.bmj.com/content/19/Suppl_2/i34>.

ALKAWAZ, M. H. et al. The correlation between blood oxygenation effects and human emotion towards facial skin colour of virtual human. **3D Research**, v. 6, n. 2, p. 13, 2015.

ALOTAIBI, S.; SMITH, W. A. P. A biophysical 3d morphable model of face appearance. In: **2017 IEEE International Conference on Computer Vision Workshops (ICCVW)**. [S.l.: s.n.], 2017. p. 824–832.

ASHIKHMIN, M. Synthesizing natural textures. In: **Proceedings of the 2001 Symposium on Interactive 3D Graphics**. New York, NY, USA: [s.n.], 2001. (I3D '01), p. 217–226. ISBN 1-58113-292-1.

ASHIKHMIN, M.; SHIRLEY, P. An anisotropic phong brdf model. **J. Graph. Tools**, A. K. Peters, Ltd., Natick, MA, USA, v. 5, n. 2, p. 25–32, feb. 2000. ISSN 1086-7651. Available from Internet: <<http://dx.doi.org/10.1080/10867651.2000.10487522>>.

Association for Computing Machinery, Inc. **ACM Digital Library**. 2019. <<https://dl.acm.org/>>. Acesso em: 03/2019.

BACHOFEN, D. et al. Enhancing the visual realism of hysteroscopy simulation. **Studies in health technology and informatics**, IOS Press; 1999, v. 119, p. 31, 2005.

BARANOSKI, G.; KRISHNASWAMY, A. A. an introduction to light interaction with human skin. **Revista de Informática Teórica e Aplicada**, n. 11, p. 33–62, 2004.

BARANOSKI, G.; Van Leeuwen, S.; CHEN, T. Elucidating the biophysical processes responsible for the chromatic attributes of peripheral cyanosis. In: **IEEE. 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)**. [S.l.], 2017. p. 90–95.

BARANOSKI, G. V.; ROKNE, J. G. An algorithmic reflectance and transmittance model for plant tissue. **Computer Graphics Forum**, Blackwell Publishers Ltd, v. 16, n. 3, p. C141–C150, 1997. ISSN 1467-8659. Available from Internet: <<http://dx.doi.org/10.1111/1467-8659.00150>>.

BARANOSKI, G. V. G.; KRISHNASWAMY, A. **Light & Skin Interactions: Simulations for Computer Graphics Applications**. San Francisco, CA, USA: Morgan Kaufmann Publishers Inc., 2010. ISBN 0123750938, 9780123750938.

BARROS, R. S.; WALTER, M. Synthesis of human skin pigmentation disorders. **Computer Graphics Forum**, v. 36, n. 1, p. 330–344, 2017. ISSN 1467-8659. Available from Internet: <<http://dx.doi.org/10.1111/cgf.12943>>.

BASDOGAN, C. et al. Simulation of tissue cutting and bleeding for laparoscopic surgery using auxiliary surfaces. In: **In Medicine Meets Virtual Reality**. [S.l.]: IOS Press, 1999. p. 38–44.

BÉRARD, P. et al. Lightweight eye capture using a parametric model. **ACM Trans. Graph.**, ACM, New York, NY, USA, v. 35, n. 4, p. 117:1–117:12, jul. 2016. ISSN 0730-0301. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/2897824.2925962>>.

BÉRARD, P. et al. High-quality capture of eyes. **ACM Trans. Graph.**, v. 33, n. 6, p. 223–1, 2014.

BERNDT, I.; TORCHELSEN, R.; MACIEL, A. Efficient surgical cutting with position-based dynamics. **IEEE Computer Graphics and Applications**, v. 38, n. 3, p. 24–31, May 2017. ISSN 0272-1716.

BETTS, J. et al. **Anatomy & Physiology**. [S.l.]: OpenStax College, Rice University, 2013. (Open Textbooks). ISBN 9781938168130.

BLINN, J. F. Models of light reflection for computer synthesized pictures. **SIGGRAPH Comput. Graph.**, ACM, New York, NY, USA, v. 11, n. 2, p. 192–198, jul. 1977. ISSN 0097-8930. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/965141.563893>>.

BOHREN, C. F.; HUFFMAN, D. R. **Absorption and scattering of light by small particles**. [S.l.: s.n.], 1983.

BOISVERT, J. et al. Real-time blood circulation and bleeding model for surgical training. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 60, n. 4, p. 1013–1022, April 2013. ISSN 0018-9294.

BORGEAT, L. et al. Layered surface fluid simulation for surgical training. In: FICHTINGER, G.; MARTEL, A.; PETERS, T. (Ed.). **Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2011**. [S.l.]: Springer Berlin Heidelberg, 2011. p. 323–330. ISBN 978-3-642-23623-5.

CARRERA, J. et al. Parameter estimation in groundwater modelling: From theory to application. In: JOUSMA, G. et al. (Ed.). **Groundwater Contamination: Use of Models in Decision-Making**. Dordrecht: Springer Netherlands, 1989. p. 151–169. ISBN 978-94-009-2301-0.

CENYDD, L. ap et al. Visualizing the surface of a living human brain. **IEEE Computer Graphics and Applications**, v. 32, n. 2, p. 55–65, 2012. Available from Internet: <<http://dblp.uni-trier.de/db/journals/cga/cga32.html#CenyddJBWP12>>.

CENYDD, L. ap et al. Realistic visualization of living brain tissue. In: **The 18th Medicine Meets Virtual Reality**. [S.l.: s.n.], 2011. p. 105–111.

CHEN, L. s. et al. Surface shading in the cuberille environment. **IEEE Computer Graphics and Applications**, v. 5, n. 12, p. 33–43, Dec 1985. ISSN 0272-1716.

CHEN, T. **On the Modelling of Hyperspectral Light and Skin Interactions and the Simulation of Skin Appearance Changes Due to Tanning**. Thesis (PhD) — Natural Phenomena Simulation Group, David R. Cheriton School of Computer Science, University of Waterloo, Canada, December 2015.

CHEN, T. F. et al. Hyperspectral modeling of skin appearance. **ACM Trans. Graph.**, ACM, New York, NY, USA, v. 34, n. 3, p. 31:1–31:14, may 2015. ISSN 0730-0301. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/2701416>>.

CHIA, J.; BADDELEY, A. Accuracy of estimates of volume fraction. **Image Analysis Stereology**, v. 19, n. 3, p. 199–204, 2011. ISSN 1854-5165. Available from Internet: <<https://www.ias-iss.org/ojs/IAS/article/view/647>>.

CHIECO, P. et al. Image cytometry: Protocols for 2d and 3d quantification in microscopic images. **Progress in Histochemistry and Cytochemistry**, v. 47, n. 4, p. 211 – 333, 2013. ISSN 0079-6336. Available from Internet: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S007963361200037X>>.

CHUNG, A. et al. Patient-specific bronchoscopy visualization through brdf estimation and disocclusion correction. **Medical Imaging, IEEE Transactions on**, v. 25, n. 4, p. 503 –513, april 2006. ISSN 0278-0062.

CHUNG, A. J. et al. Enhancement of visual realism with brdf for patient specific bronchoscopy simulation. In: **Lecture Notes in Computer Science**. [S.l.]: SpringerVerlag, 2004. p. 486–493.

CIE Technical Committee. **Colorimetry**. 3rd edition. ed. Vienna, Austria: Commission Internationale de l’Eclairage, 2004. ISBN 3 901 906 33 9.

DAPPA, E. et al. Cinematic rendering – an alternative to volume rendering for 3d computed tomography imaging. **Insights into Imaging**, v. 7, n. 6, p. 849–856, Dec 2016. ISSN 1869-4101. Available from Internet: <<https://doi.org/10.1007/s13244-016-0518-1>>.

DEBBAUT, C. et al. Analyzing the human liver vascular architecture by combining vascular corrosion casting and micro-ct scanning: A feasibility study. **Journal of anatomy**, v. 224, 01 2014.

DEEDRICK, D. W.; KOCH, S. Microscopy of hair part 1: A practical guide and manual for human hairs. **Forensic Science Communications**, v. 6, 01 2004.

D’EON, E.; LUEBKE, D.; ENDERTON, E. Efficient rendering of human skin. In: **Rendering Techniques 2007: 18th Eurographics Workshop on Rendering**. [S.l.: s.n.], 2007. p. 147–157.

DICK, C. et al. Stress tensor field visualization for implant planning in orthopedics. **IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics**, v. 15, n. 6, p. 1399–1406, Nov 2009. ISSN 1077-2626.

DONNER, C.; JENSEN, H. Light diffusion in multi-layered translucent materials. **ACM Transactions on Graphics**, v. 24, n. 3, p. 1032–1039, July 2005.

DONNER, C.; JENSEN, H. A spectral bssrdf for shading human skin. In: **Rendering Techniques 2006: 17th Eurographics Workshop on Rendering**. [S.l.: s.n.], 2006. p. 409–418.

DONNER, C. et al. A layered, heterogeneous reflectance model for acquiring and rendering human skin. **ACM Transactions on Graphics**, v. 27, n. 5, p. 140:1–12, 2008.

DORSEY, J.; RUSHMEIER, H.; SILLION, F. **Digital Modeling of Material Appearance**. [S.l.]: Morgan Kaufmann, 2008.

ELBISCHGER, P. J. et al. Modeling and characterizing collagen fiber bundles. In: **3rd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro, 2006**. [S.l.: s.n.], 2006. p. 1280–1283. ISSN 1945-7928.

ELHELW, M. A. et al. Medical image computing and computer-assisted intervention – miccai 2005: 8th international conference, palm springs, ca, usa, october 26-29, 2005, proceedings, part i. In: _____. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2005. chp. Photo-Realistic Tissue Reflectance Modelling for Minimally Invasive Surgical Simulation, p. 868–875. ISBN 978-3-540-32094-4. Available from Internet: <http://dx.doi.org/10.1007/11566465_107>.

ELHELW, M. A. et al. Real-time photo-realistic rendering for surgical simulations with graphics hardware. In: **in Proc. MIAR 04: Medial Imaging and Augmented Reality**. [S.l.: s.n.], 2004. p. 346–352.

Elsevier B.V. **ScienceDirect.com | Science, health and medical journals, full text articles and books**. 2019. <<https://www.sciencedirect.com/>>. Accesso em: 03/2019.

ESTAI, M.; BUNT, S. Best teaching practices in anatomy education: A critical review. **Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger**, Elsevier, v. 208, p. 151–157, 2016.

EVGENIOU, E.; LOIZOU, P. Simulation-based surgical education. **ANZ Journal of Surgery**, v. 83, n. 9, p. 619–623, 2013. Available from Internet: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1445-2197.2012.06315.x>>.

FERWERDA, J. A. Three varieties of realism in computer graphics. In: **In Proceedings SPIE Human Vision and Electronic Imaging**. [S.l.: s.n.], 2003. p. 290–297.

FRANCOIS, G. et al. Image-based modeling of the human eye. **IEEE Transactions on Visualization and Computer graphics**, IEEE, v. 15, n. 5, p. 815–827, 2009.

FRISVAD, J. R.; CHRISTENSEN, N. J.; JENSEN, H. W. Computing the scattering properties of participating media using lorenz-mie theory. **ACM Trans. Graph.**, ACM, New York, NY, USA, v. 26, n. 3, jul. 2007. ISSN 0730-0301. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/1276377.1276452>>.

GERMER, C.-T. et al. Optical properties of native and coagulated human liver tissue and liver metastases in the near infrared range. **Lasers in Surgery and Medicine**, John Wiley Sons, Inc., v. 23, n. 4, p. 194–203, 1998. ISSN 1096-9101. Available from Internet: <[http://dx.doi.org/10.1002/\(SICI\)1096-9101\(1998\)23:4<194::AID-LSM2>3.0.CO;2-6](http://dx.doi.org/10.1002/(SICI)1096-9101(1998)23:4<194::AID-LSM2>3.0.CO;2-6)>.

GHOSH, A. et al. Practical modeling and acquisition of layered facial reflectance. **ACM Transactions on Graphics**, v. 27, n. 5, p. 139:1–10, 2008.

GIANNIOS, P. et al. Visible to near-infrared refractive properties of freshly-excised human-liver tissues: Marking hepatic malignancies. **Scientific Reports**, v. 6, p. 27910, 06 2016.

GKIOULEKAS, I. et al. Understanding the role of phase function in translucent appearance. **ACM Trans. Graph.**, v. 32, n. 5, p. 147:1–147:19, oct. 2013. ISSN 0730-0301. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/2516971.2516972>>.

GONCALVES, L. F. P. **Photorealistic modelling and rendering of 3D human anatomy for medical training**. Dissertation (Master) — Universidade do Minho, Portugal, 2010.

GRAHAM, P. et al. Measurement based synthesis of facial microgeometry. **Computer Graphics Forum**, v. 32, n. 2pt3, p. 335–344, 2013. Available from Internet: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/cgf.12053>>.

GREENBERG, D. et al. A framework for realistic image synthesis. In: **SIGGRAPH, Annual Conference Series**. [S.l.: s.n.], 1997. p. 477–494.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Textbook of Medical Physiology**. [S.l.]: Elsevier, 2006.

HAASE, C. S.; MEYER, G. W. Modeling pigmented materials for realistic image synthesis. **ACM Trans. Graph.**, ACM, New York, NY, USA, v. 11, n. 4, p. 305–335, oct. 1992. ISSN 0730-0301. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/146443.146452>>.

HALIC, T.; SANKARANARAYANAN, G.; DE, S. Gpu-based efficient realistic techniques for bleeding and smoke generation in surgical simulators. **The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery**, John Wiley Sons, Ltd., v. 6, n. 4, p. 431–443, 2010. ISSN 1478-596X. Available from Internet: <<http://dx.doi.org/10.1002/rcs.353>>.

HANRAHAN, P.; KRUEGER, W. Reflection from layered surfaces due to subsurface scattering. In: **Proceedings of the 20th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques**. New York, NY, USA: ACM, 1993. (SIGGRAPH '93), p. 165–174. ISBN 0-89791-601-8. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/166117.166139>>.

HANSEN, J. E.; TRAVIS, L. D. Light scattering in planetary atmospheres. **Space Science Reviews**, v. 16, n. 4, p. 527–610, 1974. ISSN 1572-9672. Available from Internet: <<http://dx.doi.org/10.1007/BF00168069>>.

HAO, A. et al. Real-time realistic rendering of tissue surface with mucous layer. In: **Computer Science and Engineering, 2009. WCSE '09. Second International Workshop on**. [S.l.: s.n.], 2009. v. 1, p. 302–306.

HAROLD, R. W. **An Introduction To Appearance Analysis**. 1983. 0411 - 0411 - 7 p. Available from Internet: <<https://doi.org/10.1117/12.935776>>.

HUGHES, J. F. et al. **Computer graphics: principles and practice (3rd ed.)**. Boston, MA, USA: Addison-Wesley Professional, 2013. 1264 p. ISBN 0321399528.

HULST, H.; HULST, H. van de. **Light Scattering by Small Particles**. [S.l.]: Dover Publications, 1981. (Dover Books on Physics). ISBN 9780486642284.

HUNTER, R.; HAROLD, R. **The Measurement of Appearance**. Second. New York: John Wiley & Sons, 1987.

IGARASHI, T.; NISHINO, K.; NAYAR, S. The appearance of human skin: A survey. **Found. Trends. Comput. Graph. Vis.**, v. 3, p. 1–95, January 2007.

IGLESIAS-GUITIAN, J. A. et al. A Biophysically-Based Model of the Optical Properties of Skin Aging. **Computer Graphics Forum**, The Eurographics Association and John Wiley Sons Ltd., 2015.

Institute of Electrical and Electronic Engineers. **IEEE Xplore Digital Library**. 2019. <<https://ieeexplore.ieee.org/>>. Acesso em: 03/2019.

ISHIMARU, A. **Wave Propagation and Scattering in Random Media**. [S.l.]: Academic Press, 1978. ISBN 978-0-12-374701-3.

JACQUES, S. Origins of tissue optical properties in the uva, visible, and nir regions. **Adv Opt Imaging Photon Migration**, v. 2, 01 1996.

JACQUES, S. A. P. S. L. **Lecture notes in Biomedical Optics**. [S.l.]: Oregon Graduate Institute, 1998. <https://omlc.org/classroom/ece532/class3/mie_exqs.html>. Acesso em Janeiro de 2019.

JACQUES, S. L. Optical properties of biological tissues: a review. **Physics in Medicine and Biology**, v. 58, n. 11, p. R37, 2013. Available from Internet: <<http://stacks.iop.org/0031-9155/58/i=11/a=R37>>.

JAKOB, W. **Mitsuba renderer**. 2010. <<http://www.mitsuba-renderer.org>>. Acesso: 15/12/2013.

JAKOB, W. **Mitsuba Documentation**. 2014. <https://www.mitsuba-renderer.org/docs.html>.

JAKOB, W. et al. A radiative transfer framework for rendering materials with anisotropic structure. **ACM Trans. Graph.**, ACM, New York, NY, USA, v. 29, n. 4, p. 53:1–53:13, jul. 2010. ISSN 0730-0301. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/1778765.1778790>>.

JAYYOSI, C.; CORET, M.; BRUYÈRE-GARNIER, K. Characterizing liver capsule microstructure via in situ bulge test coupled with multiphoton imaging. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 54, p. 229 – 243, 2016. ISSN 1751-6161. Available from Internet: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1751616115003689>>.

JENSEN, H.; BUHLER, J. A rapid hierarchical rendering technique for translucent materials. In: **SIGGRAPH, Annual Conference Series**. [S.l.: s.n.], 2002. p. 576–581.

JENSEN, H. W. et al. A practical model for subsurface light transport. In: **Proceedings of the 28th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques**. New York, NY, USA: ACM, 2001. (SIGGRAPH '01), p. 511–518. ISBN 1-58113-374-X. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/383259.383319>>.

JIMENEZ, J. et al. A practical appearance model for dynamic facial color. **ACM Transactions on Graphics**, v. 29, n. 6, p. 141:1–10, 2010.

John Wiley Sons, Inc. **Wiley Online Library | Scientific research articles, journals, books, and reference works**. 2019. <<https://onlinelibrary.wiley.com/>>. Accesso em: 03/2019.

JUNG, J. W. **Rendering of Teeth and Dental Restorations using Robust Statistical Estimation Techniques**. Thesis (PhD) — UNIVERSITY OF MINNESOTA, 2016.

JUNG, J. W. et al. Rendering of human teeth and restorative biomaterials. In: SOCIETY FOR IMAGING SCIENCE AND TECHNOLOGY. **Color and Imaging Conference**. [S.l.], 2012. v. 2012, n. 1, p. 170–176.

KAJIYA, J. T. The rendering equation. In: **Proceedings of the 13th annual conference on Computer graphics and interactive techniques**. New York, NY, USA: ACM, 1986. (SIGGRAPH '86), p. 143–150. ISBN 0-89791-196-2. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/15922.15902>>.

KAJIYA, J. T.; KAY, T. L. Rendering fur with three dimensional textures. In: THOMAS, J. J. (Ed.). **SIGGRAPH**. [S.l.]: ACM, 1989. p. 271–280. ISBN 0-201-50434-0.

KASHIWAGI, T. et al. Three-dimensional demonstration of liver and spleen by a computer graphics technique. **Acta Radiologica**, v. 29, n. 1, p. 27–31, 1988.

KERWIN, T.; SHEN, H. W.; STREDNEY, D. Enhancing realism of wet surfaces in temporal bone surgical simulation. **IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics**, v. 15, n. 5, p. 747–758, Sept 2009. ISSN 1077-2626.

KHUNGURN, P. et al. Matching real fabrics with micro-appearance models. **ACM Trans. Graph.**, ACM, New York, NY, USA, v. 35, n. 1, p. 1:1–1:26, dec 2015. ISSN 0730-0301. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/2818648>>.

KIMMEL, B.; BARANOSKI, G. V. A novel approach for simulating light interaction with particulate materials: application to the modeling of sand spectral properties. **Opt. Express**, OSA, v. 15, n. 15, p. 9755–9777, Jul 2007. Available from Internet: <<http://www.opticsexpress.org/abstract.cfm?URI=oe-15-15-9755>>.

KORTÜM, G. **Reflectance spectroscopy: Principles, methods, applications**. [S.l.]: Springer, 1969. ISBN 978-3-642-88071-1.

KRATZER, W. et al. Factors affecting liver size. **Journal of Ultrasound in Medicine**, v. 22, n. 11, p. 1155–1161, 2003. Available from Internet: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.7863/jum.2003.22.11.1155>>.

KRAVCHENKO, B. et al. High-fidelity iridal light transport simulations at interactive rates. **Computer Animation and Virtual Worlds**, Wiley Online Library, v. 28, n. 3-4, 2017.

KRISHNASWAMY, A.; BARANOSKI, G. V. A Biophysically-Based Spectral Model of Light Interaction with Human Skin. **Computer Graphics Forum**, The Eurographics Association and Blackwell Publishing, Inc, 2004. ISSN 1467-8659.

KRSTIC, R. **Human Microscopic Anatomy: An Atlas for Students of Medicine and Biology**. Springer Berlin Heidelberg, 2013. ISBN 9783662026762. Available from Internet: <<https://books.google.com.br/books?id=AMzsCAAQBAJ>>.

KUBELKA, P.; MUNK., F. Ein beitrage zur optik der farbanstriche (A Contribution to the Optics of Paint). **Zeitschrift fur technische Physik**, p. 12:543, 1931.

LAM, M. W.; BARANOSKI, G. V. A Predictive Light Transport Model for the Human Iris. **Computer Graphics Forum**, The Eurographics Association and Blackwell Publishing, Inc, 2006. ISSN 1467-8659.

LARSEN, C. et al. Real-time rendering of teeth with no preprocessing. **Advances in Visual Computing**, Springer, p. 334–345, 2012.

LEFOHN, A. et al. An ocularist's approach to human iris synthesis. **IEEE Computer Graphics and Applications**, IEEE, v. 23, n. 6, p. 70–75, 2003.

LEHMANN, K. S. et al. A prospective randomized study to test the transfer of basic psychomotor skills from virtual reality to physical reality in a comparable training setting. **Annals of Surgery**, v. 241, n. 3, p. 442–449, 2005. Available from Internet: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1356982/>>.

LIM, Y. J.; JIN, W.; DE, S. On some recent advances in multimodal surgery simulation: A hybrid approach to surgical cutting and the use of video images for enhanced realism. **Presence**, v. 16, n. 6, p. 563–583, Dec 2007. ISSN 1054-7460.

LIU, A. J. et al. Simulating the structure and texture of solid wood. **ACM Trans. Graph.**, v. 35, n. 6, 2016.

LIU, X.-M. et al. Realistic rendering of organ for surgery simulator. **Computers and Mathematics with Applications**, v. 64, n. 5, p. 721 – 728, 2012. ISSN 0898-1221. Advanced Technologies in Computer, Consumer and Control. Available from Internet: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0898122111010108>>.

LORENSEN, W. E.; CLINE, H. E. Marching cubes: A high resolution 3d surface construction algorithm. **SIGGRAPH Comput. Graph.**, ACM, New York, NY, USA, v. 21, n. 4, p. 163–169, aug. 1987. ISSN 0097-8930. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/37402.37422>>.

LORENZ, L. **Lysbevægelsen i og uden for en af plane Lysbølger belyst Kugle**. [S.l.: s.n.], 1890. (Kongelige Danske Videnskabernes Selskabs Skrifter: Naturvidenskabelig og Matematisk Afdeling).

LVOVSKY, A. I. Fresnel equations. In: _____. **Encyclopedia of Optical Engineering**. [s.n.], 2013. chp. 63, p. 1–6. Available from Internet: <<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1081/E-EOE-120047133>>.

MALTI, A.; BARTOLI, A. Estimating the cook-torrance brdf parameters in-vivo from laparoscopic images. In: **Workshop on Augmented Environment in Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI)**. Nice, France: [s.n.], 2012.

MALTI, A.; BARTOLI, A. Combining conformal deformation and cook-torrance shading for 3-d reconstruction in laparoscopy. **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, v. 61, n. 6, p. 1684–1692, June 2014. ISSN 0018-9294.

MARESCAUX, J. et al. Virtual reality applied to hepatic surgery simulation: the next revolution. **Annals of Surgery**, v. 228, n. 5, p. 627–34, November 1998.

MARIEB, E. N. **Essentials of Human Anatomy and Physiology**. 11. ed. [S.l.]: Pearson Education, 2015.

MARSCHNER, S. R. et al. Light scattering from human hair fibers. **ACM Trans. Graph.**, ACM, New York, NY, USA, v. 22, n. 3, p. 780–791, jul. 2003. ISSN 0730-0301.

MARSCHNER, S. R. et al. Image-based brdf measurement including human skin. In: **Proceedings of the 10th Eurographics conference on Rendering**. Aire-la-Ville, Switzerland, Switzerland: Eurographics Association, 1999. (EGWR'99), p. 131–144. ISBN 3-211-83382-X. Available from Internet: <<http://dx.doi.org/10.2312/EGWR/EGWR99/131-144>>.

MESCHER, A. L. **Junqueira's Basic Histology**. [S.l.]: McGraw-Hill Education, 2017. ISBN 978-0071842709.

METROPOLIS, N.; ULAM, S. The Monte-Carlo method. **J. Am. Stat. Ass.**, v. 44, p. 335–341, 1949.

MIE, G. Beiträge zur optik trüber medien, speziell kolloidaler metallösungen. **Annalen der Physik**, v. 330, n. 3, p. 377–445, 1908. Available from Internet: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/andp.19083300302>>.

MILLER, G. S.; HOFFMAN, C. R. Illumination and reflection maps: simulated objects in simulated and real environments. **SIGGRAPH 1984 Advanced Computer Graphics Animation seminar notes**, 1984.

MISHCHENKO, M.; TRAVIS, L.; LACIS, A. **Scattering, Absorption, and Emission of Light by Small Particles**. Cambridge University Press, 2002. ISBN 9780521782524. Available from Internet: <https://books.google.com.br/books?id=i6r1YFyK_g8C>.

MUKAKA, M. M. A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. **Malawi medical journal : the journal of Medical Association of Malawi**, v. 24, p. 69–71, 09 2012.

NACHABÉ, R. et al. Effect of bile absorption coefficients on the estimation of liver tissue optical properties and related implications in discriminating healthy and tumorous samples. **Biomed. Opt. Express**, OSA, v. 2, n. 3, p. 600–614, Mar 2011. Available from Internet: <<http://www.osapublishing.org/boe/abstract.cfm?URI=boe-2-3-600>>.

NACHABÉ, R. et al. Estimation of biological chromophores using diffuse optical spectroscopy: benefit of extending the uv-vis wavelength range to include 1000 to 1600 nm. **Biomed. Opt. Express**, OSA, v. 1, n. 5, p. 1432–1442, Dec 2010.

NEYRET, F.; CANI, M.-P. Pattern-based texturing revisited. In: **Proceedings of the 26th annual conference on Computer graphics and interactive techniques**. New York, NY, USA: ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., 1999. (SIGGRAPH '99), p. 235–242. ISBN 0-201-48560-5. Available from Internet: <<http://dx.doi.org/10.1145/311535.311561>>.

- NEYRET, F.; HEISS, R.; SENEGAS, F. Realistic rendering of an organ surface in real-time for laparoscopic surgery simulation. **The Visual Computer**, v. 18, n. 3, p. 135–149, 2002.
- NICODEMUS, F. E. et al. Geometrical considerations and nomenclature for reflectance. In: WOLFF, L. B.; SHAFER, S. A.; HEALEY, G. (Ed.). **Radiometry**. USA: Jones and Bartlett Publishers, Inc., 1992. p. 94–145. ISBN 0-86720-294-7. Available from Internet: <<http://dl.acm.org/citation.cfm?id=136913.136929>>.
- NILSSON, J. et al. Diffuse reflectance spectroscopy for surface measurement of liver pathology. **European surgical research. Europäische chirurgische Forschung. Recherches chirurgicales europeennes**, v. 58, p. 40–50, 09 2016.
- NILSSON, J. et al. Diffuse reflectance spectroscopy for surface measurement of liver pathology. **European surgical research. Europäische chirurgische Forschung. Recherches chirurgicales europeennes**, v. 58 1-2, p. 40–50, 2017.
- NUNES, A. et al. A laparoscopy-based method for brdf estimation from in vivo human liver. **Medical image analysis**, Elsevier, v. 35, p. 620–632, 2017.
- NUNES, A. et al. Appearance modeling of living human tissues. **Computer Graphics Forum**, Wiley, In Print, 2019.
- OORTGIESEN, D. A. W. et al. Tissue engineering: From lab to clinic. In: _____. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2011. chp. Animal Models for the Evaluation of Tissue Engineering Constructs, p. 131–154. ISBN 978-3-642-02824-3. Available from Internet: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-02824-3_8>.
- OVALLE, W.; NAHIRNEY, P.; NETTER, F. **Netter's Essential Histology**. [S.l.]: Elsevier Saunders, 2013. (ClinicalKey 2012). ISBN 9781455706310.
- PATZER, J. F.; GERLACH, J. C. Tissue engineering: From lab to clinic. In: _____. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2011. chp. Issues in Bioartificial Liver Support Therapy for Acute Liver Failure, p. 201–219. ISBN 978-3-642-02824-3. Available from Internet: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-02824-3_11>.
- PERLIN, K. An image synthesizer. **SIGGRAPH Comput. Graph.**, ACM, New York, NY, USA, v. 19, n. 3, p. 287–296, jul. 1985. ISSN 0097-8930. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/325165.325247>>.
- PHARR, M.; HUMPHREYS, G. **Physically Based Rendering, Second Edition: From Theory To Implementation**. 2nd. ed. San Francisco, CA, USA: Morgan Kaufmann Publishers Inc., 2010. ISBN 0123750792, 9780123750792.
- PRAHL, S. A. **Light Transport in Tissue**. Thesis (PhD) — University of Texas at Austin, 1988.
- PRAHL, S. A. **Assorted Spectra**. [S.l.]: Oregon Medical Laser Center, 2018. <<https://omlc.org/spectra/index.html>>. Acesso em Janeiro de 2019.
- QIAN, K. et al. Virtual reality based laparoscopic surgery simulation. In: **Proceedings of the 21st ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology**. New York, NY, USA: ACM, 2015. (VRST '15), p. 69–78. ISBN 978-1-4503-3990-2. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/2821592.2821599>>.

QIAN, K. et al. Essential techniques for laparoscopic surgery simulation. **Computer Animation and Virtual Worlds**, p. n/a–n/a, 2016. ISSN 1546-427X.

REISTAD, N. et al. Intraoperative liver steatosis characterization using diffuse reflectance spectroscopy. **HPB**, 2018. ISSN 1365-182X. Available from Internet: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1365182X18326728>>.

RENARD, P.; ALCOLEA, A.; GINSBOURGER, D. Stochastic versus deterministic approaches. In: WAINWRIGHT, J.; MULLIGAN, M. (Ed.). **Environmental Modeling: Finding Simplicity in Complexity**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2013. p. 133–149.

ROBB, R. A. Visualization in biomedical computing. **Parallel Computing**, v. 25, n. 13, p. 2067 – 2110, 1999. ISSN 0167-8191.

ROBBINS, C. R. **The Chemical and Physical Behavior of Human Hair**. [S.l.: s.n.], 2002.

SAGAR, M. A. et al. A virtual environment and model of the eye for surgical simulation. In: **Proceedings of the 21st Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques**. New York, NY, USA: ACM, 1994. (SIGGRAPH '94), p. 205–212. ISBN 0-89791-667-0. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/192161.192200>>.

SATAVA, R. M. Virtual reality, telesurgery, and the new world order of medicine. **Journal of Image Guided Surgery**, v. 1, n. 1, p. 12–16, 1995.

SEIFTER, S.; GALLOP, P. M. The structure protein. In: NEURATH, H. (Ed.). **The Proteins Composition, Structure, and Function**. [S.l.]: Elsevier Science, 1966. chp. 20, p. 155–430. ISBN 9780323161619.

SHETTY, S.; BAILEY, M. A physical rendering model for human teeth. In: **ACM SIGGRAPH 2010 Posters**. [S.l.: s.n.], 2010. (SIGGRAPH '10), p. 116:1–116:1. ISBN 978-1-4503-0393-4.

SHREINER, D.; GROUP, T. K. O. A. W. **OpenGL Programming Guide: The Official Guide to Learning OpenGL, Versions 3.0 and 3.1**. 7th. ed. [S.l.]: Addison-Wesley Professional, 2009. ISBN 0321552628, 9780321552624.

SIMON, C. **Generating uniformly distributed numbers on a sphere**. [S.l.]: GitHub, Inc., 2015. <<http://corysimon.github.io/articles/uniformdistn-on-sphere/>>. Acesso em Janeiro de 2019.

SMITH, T.; GUILD, J. The c.i.e. colorimetric standards and their use. **Transactions of the Optical Society**, IOP Publishing, v. 33, n. 3, p. 73–134, jan 1931. Available from Internet: <<https://doi.org/10.1088%2F1475-4878%2F33%2F3%2F301>>.

SOMBY, P. I. **SUPER MACRO: Strand of hair**. 2009. <<http://www.flickr.com/photos/perivar/3576329091/>>. Acesso em 02/2019.

Springer Nature. **Springer Link**. 2019. <<https://link.springer.com/>>. Acesso em: 03/2019.

STAM, J. An illumination model for a skin layer bounded by rough surfaces. In: **12th Eurographics Workshop on Rendering Techniques**. [S.l.]: Springer-Verlag, 2001. p. 39–52.

STOERRING, M. **Computer vision and human skin colour**. Thesis (PhD) — Faculty of Engineering and Science - Aalborg University, 08 2004.

SUNGUROFF, A.; GREENBERG, D. Computer generated images for medical applications. In: **Proceedings of the 5th annual conference on Computer graphics and interactive techniques**. New York, NY, USA: ACM, 1978. (SIGGRAPH '78), p. 196–202. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/800248.807390>>.

SZÉKELY, G. et al. Virtual reality-based simulation of endoscopic surgery. **Presence: Teleoper. Virtual Environ.**, MIT Press, Cambridge, MA, USA, v. 9, n. 3, p. 310–333, jun. 2000. ISSN 1054-7460. Available from Internet: <<http://dx.doi.org/10.1162/105474600566817>>.

TUCHIN, V. **Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis**. [S.l.]: SPIE Optical Engineering Press, 2000. (Spie Press Series). ISBN 9780819434593.

UEDA, K.; FUJISHIRO, I. Adsorptive sph for directable bleeding simulation. In: **Proceedings of the 14th ACM SIGGRAPH International Conference on Virtual Reality Continuum and Its Applications in Industry**. New York, NY, USA: ACM, 2015. (VRCAI '15), p. 9–16. ISBN 978-1-4503-3940-7. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/2817675.2817684>>.

VERKRUYSSSE, W. et al. Modelling light distributions of homogeneous versus discrete absorbers in light irradiated turbid media. **Physics in Medicine and Biology**, IOP Publishing, v. 42, n. 1, p. 51–65, jan 1997.

VIDAL, F. et al. Principles and applications of computer graphics in medicine. **Computer Graphics Forum**, Blackwell Publishing Ltd., v. 25, n. 1, p. 113–137, 2006. ISSN 1467-8659. Available from Internet: <<http://dx.doi.org/10.1111/j.1467-8659.2006.00822.x>>.

VOGEL, A.; VENUGOPALAN, V. Pulsed laser ablation of soft biological tissues. In: WELCH, J. A.; GEMERT, J. M. (Ed.). **Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue**. Dordrecht: Springer Netherlands, 2011. chp. 14, p. 551–615.

WALSH, J. T. Optical-thermal response of laser-irradiated tissue. In: _____. Dordrecht: Springer Netherlands, 2011. chp. Basic Interactions of Light with Tissue, p. 13–26. ISBN 978-90-481-8831-4. Available from Internet: <http://dx.doi.org/10.1007/978-90-481-8831-4_2>.

WELCH, A. J.; GEMERT, M. J.; STAR, W. M. Optical-thermal response of laser-irradiated tissue. In: _____. Dordrecht: Springer Netherlands, 2011. chp. Definitions and Overview of Tissue Optics, p. 27–64. ISBN 978-90-481-8831-4. Available from Internet: <http://dx.doi.org/10.1007/978-90-481-8831-4_3>.

WELCH, A. J.; GEMERT, M. J. C. Optical-thermal response of laser-irradiated tissue. In: _____. Boston, MA: Springer US, 1995. chp. Overview of Optical and Thermal Laser-Tissue Interaction and Nomenclature, p. 1–12. ISBN 978-1-4757-6092-7. Available from Internet: <http://dx.doi.org/10.1007/978-1-4757-6092-7_1>.

WEYRICH, T. et al. Analysis of human faces using a measurement-based skin reflectance model. **ACM Transactions on Graphics**, v. 25, n. 3, p. 1013–1024, jul. 2006.

WILKIE, A. et al. Hero wavelength spectral sampling. In: **Proceedings of the 25th Eurographics Symposium on Rendering**. Aire-la-Ville, Switzerland, Switzerland: Eurographics Association, 2014. (EGSR '14), p. 123–131. Available from Internet: <<http://dx.doi.org/10.1111/cgf.12419>>.

WILLIS, R. E.; SICKLE, K. R. V. Current status of simulation-based training in graduate medical education. **Surgical Clinics of North America**, v. 95, n. 4, p. 767 – 779, 2015. ISSN 0039-6109. Simulation in Surgical Training and Practice.

WORLEY, S. A cellular texture basis function. In: **Proceedings of the 23rd annual conference on Computer graphics and interactive techniques**. New York, NY, USA: ACM, 1996. (SIGGRAPH '96), p. 291–294. ISBN 0-89791-746-4. Available from Internet: <<http://doi.acm.org/10.1145/237170.237267>>.

YAN, L. et al. Physically-accurate fur reflectance: modeling, measurement and rendering. **ACM Trans. Graph.**, v. 34, n. 6, p. 185, 2015.

YIM, D. et al. A cell-based light interaction model for human blood. **Comput. Graph. Forum**, The Eurographs Association & John Wiley & Sons, Ltd., Chichester, UK, v. 31, n. 2pt4, p. 845–854, may 2012. ISSN 0167-7055. Available from Internet: <<http://dx.doi.org/10.1111/j.1467-8659.2012.03065.x>>.