

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

AUGUSTO LUENGO PEREIRA NUNES

**Rendering Baseado em Amostragem da
BRDF de Órgãos Vivos por
Videolaparoscopia**

Dissertação apresentada como requisito parcial
para a obtenção do grau de
Mestre em Ciência da Computação

Prof. Dr. Marcelo Walter
Orientador

Prof. Dr. Anderson Maciel
Co-orientador

Porto Alegre, março de 2014

CIP – CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO

Nunes, Augusto Luengo Pereira

Rendering Baseado em Amostragem da BRDF de Órgãos Vivos por Videolaparoscopia / Augusto Luengo Pereira Nunes. – Porto Alegre: PPGC da UFRGS, 2014.

104 f.: il.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Programa de Pós-Graduação em Computação, Porto Alegre, BR-RS, 2014. Orientador: Marcelo Walter; Co-orientador: Anderson Maciel.

1. Computação gráfica. 2. Amostragem de BRDF. 3. Modelos de reflexão. 4. Simulação virtual de cirurgias. I. Walter, Marcelo. II. Maciel, Anderson. III. Title.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

Reitor: Prof. Carlos Alexandre Netto

Vice-Reitor: Prof. Rui Vicente Oppermann

Pró-Reitor de Pós-Graduação: Prof. Vladimir Pinheiro do Nascimento

Diretor do Instituto de Informática: Prof. Luís da Cunha Lamb

Coordenador do PPGC: Prof. Luigi Carro

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

*“The scientist is not a person who gives the right answers,
he’s one who asks the right questions.”*

— CLAUDE LÉVI-STRAUSS

AGRADECIMENTOS

A conclusão do presente trabalho é resultado do incentivo direto de diversas pessoas do meu convívio, sem as quais não seria possível sequer o seu início. A todos, agradeço profundamente. Porém, gostaria de aqui agradecer especialmente alguns nomes.

À Cláudia, minha esposa, pelo amor, dedicação, incessante incentivo, inspiradora valorização do saber e finalmente, por me indicar o curso de simulação de cirurgias onde pude conhecer os médicos que contribuíram para este trabalho.

Aos meus pais e à minha irmã, por todos os telefonemas e visitas confortantes. Obrigado pela compreensão com respeito à distância e às poucas visitas que pude lhes fazer.

Ao professor Marcelo Walter, pelo acolhimento desde a chegada à Porto Alegre, pela dedicação em compartilhar seu grande conhecimento em computação gráfica nas orientações e pelos valiosos conselhos. Ao professor Anderson Maciel, por aceitar coorientar este trabalho e contribuir com seu profundo conhecimento em aplicações da área médica, e suas detalhadas revisões.

Ao professor Leandro Totti Cavazzola, médico colaborador neste projeto, pelo incentivo e prontidão no atendimento às minhas solicitações, de valia sem igual. Aos profissionais do Hospital de Clínicas de Porto Alegre pela participação operacional nas aquisições de imagens via cirurgia. Aos pacientes do hospital que aceitaram colaborar com este projeto.

Aos professores Cláudio Jung, João Comba, Manuel M. de Oliveira Neto, pela oportunidade de desenvolver conhecimentos base para este trabalho através das disciplinas dadas por estes professores. Às professoras Carla dal Sasso e Luciana Nedel, pelas contribuições ao projeto por meio da avaliação realizada no seminário de andamento.

Ao Instituto de Informática e ao PPGC pelos recursos que tornaram possível o desenvolvimento deste trabalho e pela busca contínua por excelência em pesquisa e ensino. Ao grupo de Computação Gráfica pela ótima convivência durante os últimos dois anos.

A CAPES, pelo apoio financeiro prestado na forma de bolsa de pesquisa. Ao CNPq e à FAPERGS também pelo apoio financeiro ao projeto na forma de fundos para aquisição de materiais.

RESUMO

Cirurgias minimamente invasivas correspondem a uma importante especialidade da Medicina, cuja aplicação em larga escala depende do treinamento de novos cirurgiões em habilidades específicas que podem ser aprimoradas através do uso de simuladores virtuais de cirurgia. Entretanto, tais aplicações demandam alta qualidade visual das simulações de órgãos internos, que idealmente podem ser realizadas com base em aproximações de mais alta ordem da interação luz-matéria. Trabalhos recentes têm proposto abordagens híbridas onde dados da BRDF (*Bidirectional Reflectance Distribution Function* - Função de Distribuição de Reflectância Bidirecional) de órgãos vivos têm sido amostrados ou estimados, para orientar técnicas de *rendering* em tempo real. O presente trabalho propõe um *pipeline* para o *rendering* de estruturas orgânicas baseado em Física visando a simulação de cirurgia compatível com alto nível de aproximação da interação luz-matéria. Através de um novo método de amostragem da BRDF de órgãos vivos por meio de laparoscopias convencionais, e do estudo de formas de representação para os dados amostrados, imagens de órgãos humanos são geradas em sistemas de *rendering* de tempo real e sistemas baseados em algoritmos de iluminação global. A metodologia proposta foi aplicada em um experimento realizado através de uma Colecistectomia, cujos importantes resultados caracterizam-se pela cobertura de aproximadamente 22% da BRDF de um fígado humano vivo, configurando assim uma contribuição singular para técnicas de amostragem de BRDF de órgãos e *rendering* de órgãos baseado em Física.

Palavras-chave: Computação gráfica, amostragem de BRDF, modelos de reflexão, simulação virtual de cirurgias.

Rendering of in-vivo organs through sampling of BRDF with laparoscopy

ABSTRACT

Minimally invasive surgeries are an important specialty of Medicine. Virtual simulators allow the development of the needed skills for new surgeons. Such simulators demand high visual quality of the internal organs that ideally can be performed based on higher-order approximations of the light-material interaction. Recent work proposes hybrid approaches where the BRDF (Bidirectional Reflectance Distribution Function) data for living organs was sampling or estimated to guide real-time rendering techniques. This work proposes a pipeline for physically-based rendering of organic structures with the goal of surgery simulations with a high level of approximation for the light-material interaction. We present a new sampling method for measuring BRDFs for living organs based on conventional laparoscopy. With this data we are able to render human organs in real-time and also improve global illumination results. The methodology was applied in an experiment performed through a Cholecystectomy. Our results achieved a high BRDF coverage of 22% for a living human liver, establishing a singular contribution for the sampling of BRDF in-vivo organs and physically-based rendering.

Keywords: Computer graphics, BRDF sampling, models of reflection, virtual surgery.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1:	Ambiente de uma cirurgia laparoscópica	22
Figura 1.2:	<i>Pipeline</i> para síntese de imagens baseada na BRDF de órgãos vivos	24
Figura 2.1:	A reflexão da luz	26
Figura 2.2:	O ângulo sólido	26
Figura 2.3:	O ângulo sólido projetado	27
Figura 2.4:	Geometria da BRDF	29
Figura 2.5:	Visualização do lobo especular	30
Figura 2.6:	Modelo de gonioreflectômetro	31
Figura 2.7:	Outras configurações para gonioreflectômetros	32
Figura 2.8:	BRDF baseada em imagem	32
Figura 2.9:	Configurações para amostragem de BRDF baseada em imagem	33
Figura 3.1:	Primeiras simulações de órgãos internos do corpo humano	36
Figura 3.2:	Simulações de materiais orgânicos	38
Figura 3.3:	a: Um rosto humano gerado através de BRDF. b: A face de uma estátua gerada através de SVBRDF.	39
Figura 3.4:	Simulações baseadas em BRDF de órgãos vivos	41
Figura 4.1:	O processo de amostragem	44
Figura 4.2:	Localização da cavidade abdominal no corpo humano	44
Figura 4.3:	Exemplo da disposição dos portais em uma laparoscopia	45
Figura 4.4:	Configuração dos componentes de amostragem	46
Figura 4.5:	O telescópio e a câmera de laparoscopia	46
Figura 4.6:	Movimentos característicos da câmera de laparoscopia	47
Figura 4.7:	Amostragem da BRDF via câmera de laparoscopia	48
Figura 4.8:	Projeção da luz dentro do corpo humano	49
Figura 4.9:	Rastreamento das posições da câmera	51
Figura 4.10:	Modelo tridimensional de fígado	52
Figura 4.11:	Aproximação para a geometria do fígado do paciente	53
Figura 4.12:	Posicionamento do modelo de fígado em relação à câmera virtual	54
Figura 4.13:	Interface gráfica do Blender	55
Figura 4.14:	Disparidade da aproximação geométrica	55
Figura 4.15:	Mapas de informações geométricas	56
Figura 5.1:	Etapa de modelagem da BRDF	59
Figura 5.2:	Gerador de tabelas de BRDF	60

Figura 6.1:	Sistemas de <i>rendering</i> utilizados durante o desenvolvimento deste trabalho	65
Figura 6.2:	Exemplo de imagem gerada no PBRT	66
Figura 6.3:	Exemplo de imagem gerada no Mitsuba	67
Figura 6.4:	Lobo especular característico do modelo de Ashikhmin-Shirley	67
Figura 7.1:	Resultados dos experimento 1	71
Figura 7.2:	Análise desempenho do experimento 1	72
Figura 7.3:	Um quadro da cena de amostragem da BRDF de uma esfera	72
Figura 7.4:	Aproximação de geometria para a esfera presente nos quadros do vídeo de amostragem	73
Figura 7.5:	Resultados do experimento 2	75
Figura 7.6:	Amostras do experimento 3	76
Figura 7.7:	Resultados do experimento 3	77
Figura 7.8:	Comparação entre amostra e reconstrução do experimento 3	77
Figura 7.9:	Validação do experimento 3	77
Figura 7.10:	Anatomia relacionada com a cirurgia de Colectomia e a amostragem de BRDF para órgãos vivos	79
Figura 7.11:	Portais da Colectomia	79
Figura 7.12:	Variação no ajuste do parâmetro n de acordo com alterações na resolução da amostragem	81
Figura 7.13:	Variação no ajuste do parâmetro F_0 de acordo com alterações na resolução da amostragem	81
Figura 7.15:	[Variação do tempo de execução do ajuste	82
Figura 7.14:	Crescimento do arquivo da tabela da BRDF de acordo com a variação de resolução.	82
Figura 7.16:	Quadro utilizado como amostragem de BRDF para os testes realizados.	83
Figura 7.17:	Amostras do experimento 4	84
Figura 7.18:	Resultados do experimento 4	85
Figura 7.19:	Lobo especular da BRDF de um fígado	86
Figura 7.20:	Imagens geradas a partir da BRDF de um fígado	86
Figura 7.21:	Maiores e menores coberturas e sobreposições da amostragem	89
Figura 7.22:	Cobertura total da amostragem do experimento 4	90
Figura 7.23:	Construção da amostra base para validação	91
Figura 7.24:	Validação do experimento 4	92
Figura 7.25:	Estimativa de imagem com base na BRDF de um fígado	92

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1:	BRDF como uma tabela de dados	60
Tabela 7.1:	Resultados do experimento 1	70
Tabela 7.2:	Valores aproximados para modelo analítico no experimento 2	74
Tabela 7.3:	Informações de desempenho sobre o experimento 2	74
Tabela 7.4:	Resultados do experimento 2	74
Tabela 7.5:	Resultados do experimento 3	76
Tabela 7.6:	Aproximação para modelo analítico no experimento 3	78
Tabela 7.7:	Aproximação para modelo analítico no experimento 4	84
Tabela 7.8:	Resultados do experimento 4	84

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

VS	Vertex Shader
FS	Fragment Shader
CG	Computação Gráfica
FPS	Frames per Second
LDR	Low Dynamic Range
SfS	Shape from Shading
BGE	Blender Game Engine
RGB	Red, Green and Blue
KLT	Kanade-Lucas-Tomasi
IGS	Image Guided Surgery
CCD	Charge-Coupled Device
MIS	Minimally Invasive Surgery
PBR	Physically Based Rendering
BTF	Bidirectional Texture Function
GLSL	OpenGL Shading Language
HLSL	High-Level Shader Language
PBRT	Physically Based Ray-Tracing
PSVR	Patient-Specific Virtual Reality
BSDF	Bidirectional Scattering Distribution Function
BRDF	Bidirectional Reflectance Distribution Function
BTDF	Bidirectional Transmittance Distribution Function
SVBRDF	Spatially Varying Bidirectional Reflectance Distribution Function

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	Motivação	22
1.2	Objetivo	23
1.3	Visão geral	23
2	CONCEITOS BÁSICOS	25
2.1	Interação Luz-Matéria	25
2.2	Geometria Básica	25
2.2.1	Ângulo Sólido	25
2.3	Radiometria Básica	27
2.3.1	Fluxo Radiante, Radiância e Irradiância	27
2.4	Equações de Reflexão	28
2.4.1	BRDF	28
2.4.2	Modelos Analíticos	30
2.4.3	Equação de <i>Rendering</i>	30
2.5	Goniorelectômetro	31
2.5.1	BRDF Baseada em Imagem	32
2.6	Discussão	33
3	TRABALHOS RELACIONADOS	35
3.1	Primeiros Trabalhos para Simulação de Órgãos Internos do Corpo Humano	35
3.2	<i>Rendering</i> Baseado em Física	37
3.3	Amostragem de BRDF para Simulação de Órgãos	38
3.4	Discussão	40
4	AMOSTRAGEM	43
4.1	Laparoscopia	43
4.2	Aquisição de Imagens	45
4.2.1	A Câmera da Laparoscopia	46
4.2.2	A Fonte de Luz	48
4.2.3	Considerações Parciais	49
4.3	Reconstrução Virtual das Amostragens	50
4.3.1	Rastreamento da Câmera	50
4.3.2	Aproximação para a Geometria do Órgão	51
4.3.3	Calibragem Câmera-Geometria	52
4.3.4	Estimativas para a Fonte de Luz	52

4.3.5	Considerações Parciais	54
4.4	Mapeamento de Parâmetros da BRDF	54
4.4.1	Animação Correspondente ao Vídeo de Laparoscopia	56
4.4.2	Mapas dos Ângulos de Incidência e Saída de Luz	56
4.4.3	Correspondência entre Mapas	56
4.4.4	Considerações Parciais	57
4.5	Discussão	57
5	MODELAGEM	59
5.1	BRDF como uma Tabela	59
5.1.1	Gerador de tabelas de BRDF	60
5.1.2	BRDF como uma K-d tree	61
5.2	BRDF como um Modelo Analítico	61
5.2.1	Modelo de Reflexão Difusa	61
5.2.2	Modelo de Reflexão Especular	62
5.2.3	Estimativa de Parâmetros dos Modelos	62
5.3	Discussão	64
6	SÍNTESE DE IMAGENS	65
6.1	Sistemas de <i>Rendering</i>	65
6.1.1	<i>Rendering</i> em Tempo Real	66
6.2	Visualização do Lobo especular	66
6.3	Discussão	68
7	EXPERIMENTOS E RESULTADOS	69
7.1	Ambiente de Desenvolvimento	69
7.1.1	Configurações de <i>Hardware</i>	69
7.1.2	Ferramenta de Apoio para Métodos Numéricos	69
7.2	Experimento 1: Simulação da Amostragem de BRDF baseada em Imagem	70
7.3	Experimento 2: Amostragem de BRDF através de Vídeos	71
7.4	Experimento 3: Caso Ideal de Amostragem	76
7.5	Experimento 4: Amostras de BRDF com base em Cirurgias Reais	78
7.5.1	Configurações da Câmera	80
7.5.2	Configurações da Fonte de Luz	80
7.5.3	Resolução dos Dados	80
7.5.4	BRDF baseada em Laparoscopia	83
7.5.5	Análise da Cobertura da Amostragem	86
7.5.6	Validação	90
7.6	Discussão	93
7.6.1	Otimização da Resolução dos Dados	93
7.6.2	Tempo Acrescido na Cirurgia	93
7.6.3	Ambiente de Amostragem	93
7.6.4	Aproximação por Material Homogêneo e Isotrópico	94
7.6.5	Ajuste da BRDF a Modelos Analíticos	94
7.6.6	Estimativas de Informações Geométricas	94
8	CONCLUSÃO	97
8.1	Contribuições	97
8.2	Limitações	98
8.3	Trabalhos Futuros	99

REFERÊNCIAS	101
--------------------	-----

1 INTRODUÇÃO

A Medicina apresenta um grande conjunto de procedimentos cirúrgicos com variados níveis de complexidade, cuja otimização do tempo de recuperação do paciente tem motivado a sua modernização. De fato, o grau das incisões necessárias para a intervenção cirúrgica é determinante para o risco de infecção durante o período pós-operatório. Em particular, a MIS (*Minimally Invasive Surgery* - Cirurgias Minimamente Invasivas) busca minimizar tais ocorrências, através da não exposição dos órgãos, estabelecendo um protocolo no qual o médico acessa partes internas do corpo por meio de portais naturais ou especialmente criados para a cirurgia, enquanto visualiza localmente o procedimento através de um monitor de vídeo (VIDAL et al., 2006).

Uma forte interação entre Medicina e Computação Gráfica (CG), vem provendo melhorias significativas para atividades como diagnóstico, planejamento, treinamento e execução de cirurgias. Ferramentas computacionais têm contribuído significativamente para a visualização de dados específicos de pacientes, como por exemplo, a reconstrução tridimensional de sua anatomia, cujo consequente aumento do nível de detalhes para a percepção do cirurgião, é fundamental para área de IGS (*Image Guided Surgery* - Cirurgia Guiada por Imagens) (STOYANOV et al., 2003).

Ao longo das últimas três décadas a MIS vem sendo aplicada em variadas especialidades, abrangendo cirurgias abdominais, torácicas, urológicas, neurológicas, entre outras. Laparoscopias, endoscopias e broncoscopias são alguns exemplos de MIS. Entretanto, sua aplicação em larga escala ainda encontra dificuldades, principalmente em razão da falta de profissionais especializados. Além disso, o treinamento de novos cirurgiões envolve o desenvolvimento de habilidades específicas de coordenação visual e manual, exigindo perícia singular, decorrente da visualização provida unicamente por câmeras, como ilustra a Figura 1.1 (VECCHIO; MACFAYDEN; PALAZZO, 2000).

A dificuldade na formação de cirurgiões para MIS está relacionada com as opções de treinamento atualmente disponíveis, como o uso de cadáveres, animais e simuladores mecânicos ou virtuais. Em muitos países, a legislação restringe o uso de cadáveres como objeto de estudo para cirurgias, assim como animais. Simuladores mecânicos são tradicionalmente utilizados, porém há problemas de precisão nas ferramentas analíticas de suporte à avaliação do desempenho do candidato a cirurgião. Por outro lado, simuladores virtuais têm bom potencial de análise de desempenho segundo métricas específicas, como observa Sankaranarayanan et al. (2011). Além disso, a possibilidade de customização automatizada do ambiente virtual, segundo características de um paciente em particular, é uma das bases da área de PSVR (*Patient-Specific Virtual Reality* - Realidade Virtual Específica do Paciente).

Atingir plenamente os requisitos necessários para o uso em larga escala de simuladores virtuais de cirurgia, é uma tarefa sujeita ao estado da arte das áreas tecnológicas asso-

Figura 1.1 - Ambiente de uma cirurgia laparoscópica. Todo o procedimento é monitorado por uma câmera introduzida no paciente.



Fonte: Bendet (2012).

ciadas, como Computação Gráfica, Interação Humano-Computador, entre outras. Ainda assim, estima-se que a popularização do uso de simuladores virtuais poderá prover um aumento da aplicação de MIS de forma geral.

1.1 Motivação

Dawson e Kaufman (1998) definem os requisitos para simuladores virtuais de cirurgia da seguinte forma: validação, realismo e acessibilidade. A validação de um simulador virtual está relacionada com a fidelidade de seus componentes com respeito às características anatômicas e fisiológicas do corpo humano. Tal correspondência envolve tanto as cenas virtuais, quanto as respostas hápticas do sistema. O realismo envolve a reprodução dos componentes que participam de uma cena de cirurgia, como fumaça, secreções, os órgãos e seus tecidos, animações como o batimento cardíaco, etc. Finalmente, soluções tecnológicas para viabilizar o atendimento a esses requisitos devem também prover um custo total que torne o acesso aos simuladores o mais universal possível.

Simuladores virtuais de cirurgia são também sistemas de tempo real. Em geral, técnicas tradicionais de Computação Gráfica para representação virtual das cenas de uma cirurgia, são pautadas pelo desempenho relativo ao tempo de *rendering* das imagens. De fato, o uso de aproximações de mais baixa ordem para a interação luz-matéria que forma imagens em ambientes naturais, provê maior possibilidade de integração imediata com simuladores atualmente disponíveis para a comunidade médica. Entretanto, na última dé-

cada, trabalhos da área de CG têm proposto o uso de aproximações fortemente baseadas em conceitos da Física, como define o conceito de PBR (*Physically Based Rendering - Síntese de Imagens Baseada em Física*).

A principal ferramenta conceitual comumente abordada em trabalhos recentes concentrados na simulação de tecidos orgânicos, é a BRDF (*Bidirectional Reflectance Distribution Function* - Função de Distribuição de Reflectância Bidirecional), cuja amostragem para um órgão vivo provê a possibilidade de representar as características reflexivas específicas de um tecido enquanto vivo, associado ao perfil do paciente utilizado na amostragem dos dados. Estima-se que abordagens desta classe são a base para simuladores da próxima geração, capazes de gerar cenas baseadas em Física, além da correspondente customização do aspecto visual dos órgãos simulados.

Atualmente, as técnicas de amostragem para órgãos vivos não permitem a total cobertura do comportamento da BRDF. Em alguns casos, apenas a porção retro-reflexiva da BRDF é amostrada, e utilizada em simplificações para *rendering* em tempo real (CHUNG et al., 2006). Outras abordagens baseiam-se na amostragem por meio de cirurgias invasivas (CENYDD et al., 2012), o que é desejável que seja evitado em razão dos riscos envolvidos em tais procedimentos. Apenas recentemente foi proposta uma abordagem de ajuste de modelos analíticos de BRDF, baseada em amostragens da interação luz-matéria adquiridas por meio de laparoscopias (MALTI; BARTOLI, 2012). Entretanto os valores da BRDF do órgão não são recuperados. Além disso, não são abordadas soluções técnicas para o *rendering* baseado nos resultados atingidos, visando a integração com simuladores virtuais de cirurgia.

1.2 Objetivo

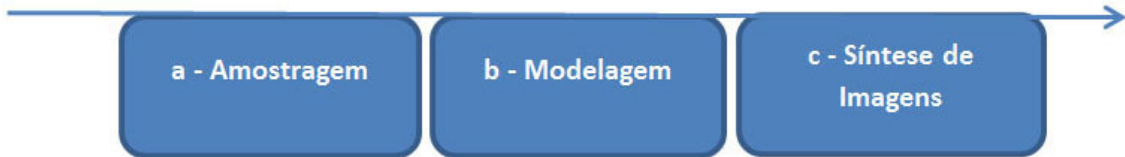
O presente trabalho tem como objetivo prover o *rendering* baseado em Física para simuladores virtuais de cirurgia. Para tanto, um *pipeline* conceitual é apresentado, contendo um método para a amostragem da BRDF de órgãos vivos através de laparoscopia, além de ferramentas conceituais e técnicas para síntese de imagens baseada nos dados amostrados, provendo soluções para o *rendering* em tempo real e em sistemas fundamentados no uso de algoritmos de iluminação global. Além disso, o presente trabalho visa quantificar a cobertura da amostragem de BRDF por meio de MIS.

1.3 Visão geral

A proposta deste trabalho é realizar amostragens da BRDF de órgãos vivos através de vídeos de laparoscopias convencionais, isto é, sem qualquer alteração em seus equipamentos básicos. No entanto, requisitos especiais sobre a maneira como tais vídeos são enquadrados, bem com os movimentos da câmera e a posição da fonte de luz, devem seguir um protocolo especial. Além disso, são apresentados métodos e ferramentas para gerar imagens a partir dos dados amostrados. Assim, este trabalho propõe o *pipeline* mostrado na Figura 1.2 como a representação do *rendering* baseado na BRDF de órgãos vivos.

A técnica apresentada nesta dissertação preserva a configuração padrão da cirurgia de laparoscopia, enquanto realiza amostragens da BRDF de órgãos internos do corpo humano, acrescentando apenas 5 minutos em média no tempo da cirurgia, concentrados no início da mesma. Através do método desenvolvido foi amostrada a primeira BRDF de um fígado vivo, com base na qual, imagens sintéticas foram geradas por meio de

Figura 1.2 - a: Define a forma como serão amostradas as informações a respeito da interação luz-matéria. b: Representa o modelo conceitual adotado para interpretação dos dados produzidos pela Amostragem. c: Composta pelos sistemas e técnicas de *rendering* capazes de gerar imagens com base nos modelos definidos na etapa anterior.



Fonte: Compilado pelo autor.

algoritmos de iluminação global. Analisando dados de um experimento comparativo, foi registrado um aumento de 19.62 vezes na cobertura da BRDF em relação aos métodos propostos em trabalhos relacionados. Além disso, aproximadamente 22% dos hemisférios de reflexão da BRDF foram amostrados.

A base conceitual relativa à amostragem de BRDF, bem como os fundamentos básicos a respeito da interação luz-matéria, são apresentados no Capítulo 2. O Capítulo 3 apresenta o estado da arte em simulação de órgãos vivos, focado no aspecto visual. O Capítulo 4 apresenta o método de amostragem proposto. Considerações acerca da modelagem associada à representação da BRDF são abordadas no Capítulo 5. O Capítulo 6 apresenta métodos de *rendering* baseados na BRDF amostrada. O processo de validação e discussões à cerca de experimentos realizados durante a elaboração do método e seus resultados, são descritos no Capítulo 7. Finalmente, o Capítulo 8 conclui o trabalho apresentando discussões acerca da contribuição alcançada, bem como os trabalhos futuros.

2 CONCEITOS BÁSICOS

O problema fundamental deste trabalho é ler e quantificar a interação da luz com tecidos de órgãos vivos. Assim, é necessário entender o comportamento e as leis que governam esta relação. Neste capítulo, são apresentados conceitos baseados na Óptica Geométrica, com o objetivo de definir quanto da energia que deixa uma fonte de luz chega ao observador de uma cena qualquer, após ter interagido com um material presente na mesma.

2.1 Interação Luz-Matéria

As cenas captadas por receptores visuais, como os olhos humanos, são resultado das interações entre dois tipos de elementos: luz e matéria. A luz pode ser definida como um tipo especial de radiação eletromagnética, que em um nível microscópico, flui ininterruptamente através do espaço ao longo de linhas retas (HUGHES et al., 2013). Quando o meio pelo qual a luz flui não é o espaço vazio, ou seja, quando há corpos com massa em seu trajeto, ocorre o que chamados de interação luz-matéria. No exato instante em que a luz toca a superfície de um objeto, a radiação eletromagnética pode ser absorvida ou desviada para outra direção. A partir de então, a luz segue fluindo até encontrar outro objeto, e novamente interagir entre absorção e desvio de radiação. Nas seções a seguir, serão apresentados conceitos a respeito da porção de radiação eletromagnética que é desviada em relação à direção de sua fonte original, sempre assumindo superfícies não transparentes.

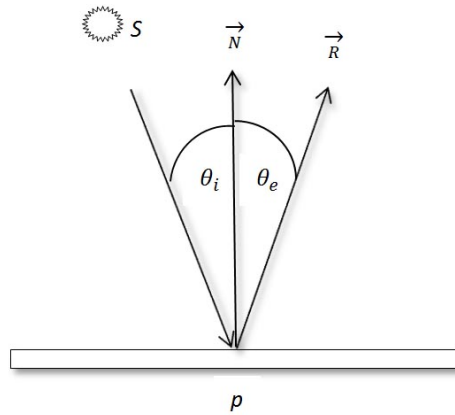
2.2 Geometria Básica

Um importante conceito relacionado à interação luz-matéria é a Lei da Reflexão, definida pelas Equações de Fresnel (HUGHES et al., 2013), e sua natureza recursiva. A reflexão é uma mudança da direção da luz ao tocar uma superfície, onde os raios de entrada e saída têm o mesmo ângulo com o vetor normal \vec{N} da superfície, porém com lados opostos, como mostra a Figura 2.1.

2.2.1 Ângulo Sólido

A Lei do Cosseno de Lambert está estritamente relacionada com a reflexão da luz, segundo a qual, a intensidade da luz é modulada pelo cosseno do ângulo entre a direção de incidência e a normal da superfície. Neste contexto, um dos conceitos geométricos fundamentais para o estudo da interação luz-matéria é o Ângulo Sólido ω , que pode ser definido como uma interpretação tridimensional para o Ângulo convencional, ilustrado na

Figura 2.1 - Comportamento da luz emitida por uma fonte S ao tocar o ponto p de uma superfície idealmente especular. Note que o ângulo θ_i entre a direção de S e a normal \vec{N} da superfície é igual ao ângulo θ_e formado entre \vec{N} e a direção da luz refletida \vec{R} .

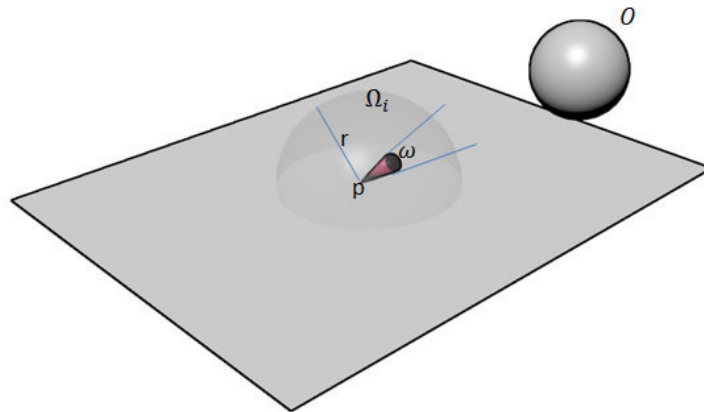


Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 2.2. Em sua versão finita, o Ângulo Sólido representa uma área A sobre o hemisfério Ω_i acima de um ponto p , dividida pelo quadrado do raio r associado. A referência a uma área implica na unidade de medida de ω em esterradiano (sr).

$$\omega = \frac{A}{r^2} \quad [sr] \quad (2.1)$$

Figura 2.2 - Os valores de ω representam a porção do hemisfério coberta por um objeto O acima de p .



Fonte: Compilado pelo autor.

Valores infinitesimalmente pequenos podem estar associados a Equação 2.1, o que requer também a definição do Ângulo Sólido Diferencial, adotando a seguinte formulação:

$$dA = (rd\theta)(r \sin \theta d\phi) = r^2 \sin \theta d\theta d\phi \quad (2.2)$$

Logo:

$$d\omega = \frac{dA}{r^2} = \sin \theta d\theta d\phi \quad [sr] \quad (2.3)$$

Finalmente, o Ângulo Sólido Projetado ω_p corresponde ao valor de ω projetado sobre o plano base do hemisfério:

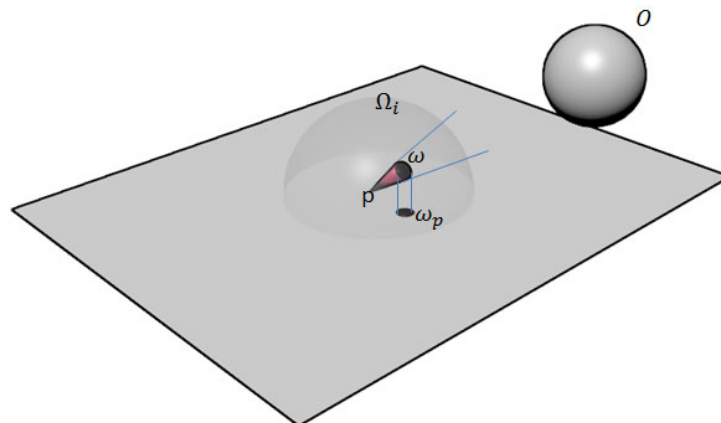
$$d\omega_p = \cos \theta d\omega \quad [sr] \quad (2.4)$$

O valor de ω_p é na verdade, uma fração da área base do hemisfério Ω , tal qual ilustra a Figura 2.3. Assumindo o hemisfério superior de uma esfera unitária, portanto $r = 1$, o valor máximo para o Ângulo Sólido Projetado é equivalente à área da base de Ω , e é igual a π . O mesmo resultado pode ser calculado integrando o Ângulo Sólido Projetado por todo o hemisfério de p.

$$\int_{\Omega_i} \cos \theta d\omega = \pi \quad (2.5)$$

O cálculo do Ângulo Sólido é uma importante ferramenta para mensurar a influência de objetos e outros fenômenos sobre um ponto específico de qualquer superfície.

Figura 2.3 - Ângulo Sólido Projetado na base do hemisfério Ω_i .



Fonte: Compilado pelo autor.

2.3 Radiometria Básica

A Radiometria é um campo de estudo concentrado na natureza eletromagnética da luz, bem como na distribuição de sua radiação e nos efeitos de sua interação com a matéria (PHARR; HUMPHREYS, 2010). Os conceitos fundamentais da Radiometria estão definidos para todo espectro eletromagnético, porém, tradicionalmente no estudo de CG, são aplicados apenas para a porção de luz visível, normalmente simplificada por um sistema semelhante ao de canais RGB. Esta seção também centraliza a discussão na luz visível.

2.3.1 Fluxo Radiante, Radiância e Irradiância

Considerando uma cena natural com uma fonte de luz pontual S no espaço tridimensional, a energia distribuída a partir de S é uniforme em todas as direções, e pode ser medida em função de uma área por unidade de tempo, caracterizando o chamado Fluxo Radiante Φ . Sua unidade de medida padrão é *watts* (W), ou *joules* por segundo (J/s).

Ao introduzirmos um objeto O na cena, o fluxo de energia que deixa S e passa pela superfície de O pode ser considerado direcional. Porém, para cada ponto p de sua superfície, todo o hemisfério acima de p pode sofrer interações de fluxos de energia. É preciso estimar a porção relativa especificamente a S . Para tanto, aplica-se o cálculo do Ângulo Sólido diferencial como a medida da área coberta pelo fluxo radiante Φ de S no hemisfério acima de p . Assim, uma definição formal do Fluxo Radiante direcional, ou intensidade, pode ser expressa da seguinte forma:

$$I = \frac{d\Phi}{d\omega} \quad [Wsr^{-1}] \quad (2.6)$$

A quantidade de luz que incide sobre a superfície do objeto O é chamada Irradiância (E), e é medida em função da energia por unidade de área por unidade de tempo, equivalente ao Fluxo Radiante por unidade de área.

$$E = \frac{d\Phi}{dA} \quad [Wm^{-2}] \quad (2.7)$$

Retomando a Lei de Reflexão, a Irradiância interage com a superfície de O , produzindo a Radiância, que também é um valor calculado em função do Fluxo Radiante por unidade de área e por ângulo sólido. Entretanto, a área A deve ser projetada no plano perpendicular à direção de saída, e neste trabalho será denotada por A^\perp .

$$L = \frac{d\Phi}{d\omega dA^\perp} \quad [Wm^{-2}sr^{-1}] \quad (2.8)$$

As definições formais de Irradiância e Radiância mostram a relação proporcional apontada por Weyrich et al. (2009), segundo a qual a radiação incidente em um sensor eletromagnético ou digital, que posteriormente produz um pixel de uma imagem, é também proporcional à radiação propagada por uma superfície. Assim, se conhecida a intensidade da Irradiância sobre a superfície, é possível estudar a interação entre a luz e o material específico do objeto O . Este princípio fundamenta as funções de incidência e propagação de radiância, onde $L_i(\vec{\omega}_i)$ representa a radiância incidente sobre um ponto da superfície de um objeto, e $L_e(\vec{\omega}_e)$ denota a radiância propagada a partir deste mesmo ponto.

2.4 Equações de Reflexão

A natureza apresenta objetos com diferentes tipos de materiais, muitas vezes rugosos e irregulares, os quais podem refletir luz em mais de uma direção. As definições da Radiometria permitem analisar o comportamento da luz ao interagir com um material, porém parte dessa interação é resultado apenas das características do material. A cada interação, além do desvio na direção da luz, pode ocorrer diminuição da energia, inclusive em uma proporção diferente para determinados comprimentos de ondas, em outras palavras, a cor refletida pelo material pode ser diferente da cor emitida pela fonte de luz.

2.4.1 BRDF

Nicodemus (1992) apresenta o conceito de BRDF (*Bidirectional Reflection Distribution Functions* - Função de Distribuição de Refletância Bidirecional) como um modelo de iluminação local, que descreve a interação luz-matéria, através de fatores de reflexão por todo o hemisfério superior ao ponto estudado. Segundo tal conceito, o valor da BRDF de

um material varia de acordo com a combinação de direções de incidência $\vec{\omega}_i$ e saída $\vec{\omega}_e$ de radiação, e pode ser diferente para cada comprimento de onda λ . Adotando coordenadas esféricas e omitindo λ para o entendimento das relações puramente geométricas, a formulação da BRDF define que ρ é uma função com quatro graus de liberdade.

$$\rho(\vec{\omega}_i, \vec{\omega}_e) = \rho(\theta_i, \phi_i, \theta_e, \phi_e) = \frac{dL_e(\vec{\omega}_e)}{dE(\vec{\omega}_i)} \quad (2.9)$$

Retomando as definições de Irradiância e Ângulo Sólido Projetado, podemos reescrever a Equação 2.9 da seguinte forma:

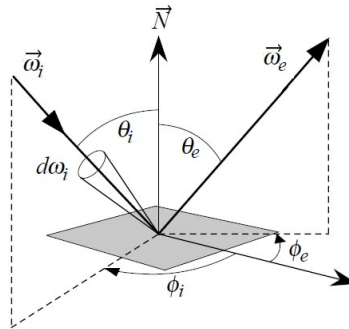
$$\rho(\vec{\omega}_i, \vec{\omega}_e) = \frac{dL_e(\vec{\omega}_e)}{L_i(\vec{\omega}_i) \cos \theta_i d\omega_i} \quad (2.10)$$

A Equação 2.10 permite também formular a chamada Equação de Reflexão, onde radiação que sai de um ponto da superfície de um objeto em um ambiente iluminado é equivalente à integral por todo o hemisfério Ω_i da Irradiância incidente de todas as direções possíveis, modulada pela BRDF do material e pelo ω projetado.

$$L_e(\vec{\omega}_e) = \int_{\Omega_i} \rho(\vec{\omega}_i, \vec{\omega}_e) L_i(\vec{\omega}_i) \cos \theta_i d\omega_i \quad (2.11)$$

Finalmente, podemos destacar algumas características da BRDF, bem como sua geometria, mostrada na Figura 2.4.

Figura 2.4 - Geometria da interação luz-matéria local representada pela BRDF.



Fonte: Marschner (1999).

O Princípio de Reciprocidade de Helmholtz (HUGHES et al., 2013) define que o valor da BRDF para certa combinação de $\vec{\omega}_i$ e $\vec{\omega}_e$, é igual ao valor obtido para a combinação inversa de direções, o que torna a função bidirecional.

$$\rho(\vec{\omega}_i, \vec{\omega}_e) = \rho(\vec{\omega}_e, \vec{\omega}_i) \quad (2.12)$$

O comportamento da interação luz-matéria é chamado isotrópico quando a luz tem a mesmo potencial de reflexão em ambos os eixos do hemisfério Ω_i centrados no ponto p da superfície. Neste caso, apenas três graus de liberdade são o suficiente para representar a BRDF deste material. Assim, assumindo $\Delta\phi = \phi_e - \phi_i$ podemos reescrever ρ da seguinte forma:

$$\rho(\theta_i, \phi_i, \theta_e, \phi_e) = \rho(\theta_i, \theta_e, \Delta\phi) \quad (2.13)$$

A formulação da BRDF com quatro graus de liberdade se faz necessária quando um material possui maior facilidade de propagação da luz em um dos eixos de Ω_i , sendo nesses casos chamado anisotrópico. Uma importante restrição associada à BRDF é a Conservação de Energia, que basicamente torna fisicamente plausível a formulação da interação luz-matéria modelada, estabelecendo que L_e não deve ser maior que L_i e ambas devem ter seus valores expressos entre 0.0 e 1.0. Desta forma, impede-se a *criação* de energia (a não ser em casos nos quais o material é um emissor de luz), bem como a ocorrência de luz *negativa*.

2.4.2 Modelos Analíticos

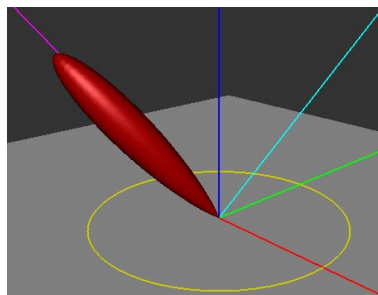
A Computação Gráfica apresenta em sua literatura diversos modelos de iluminação local, baseados nos conceitos que orientam a formulação da BRDF. O trabalho de Phong (1975) está entre as primeiras e fundamentais Equações de Reflexão simplificadas e expressas em uma linguagem comum a área de Síntese de Imagens. Uma de suas contribuições é a descrição do espectro de luz visível refletido por uma superfície como uma soma de intensidades difusas, mais uma parte especular.

$$I_{total} = k_a I_a + \sum_{i=1}^{luzes} I_{i,d} (k_d (\vec{N} \cdot \vec{L})) + I_{i,s} (k_s (\vec{V} \cdot \vec{R})^n) \quad (2.14)$$

No modelo de Phong, I_{total} é a intensidade final da iluminação. k_a, k_d, k_s são os coeficientes de reflexão de luz ambiente I_a , difusa $I_{i,d}$ e especular $I_{i,s}$ respectivamente. \vec{N} é vetor normal e \vec{L} o vetor da direção de iluminação. \vec{V} representa o vetor da direção do visualizador e \vec{R} é o vetor refletido da direção de iluminação. O expoente n é o fator de brilho da superfície.

Ao longo da história da CG outros modelos passaram a ser propostos com base nas ideias de Phong, com o objetivo de representar com maior fidelidade variados tipos de materiais. Modelos como os de Blinn (1977) e Cook-Torrance (1982) buscam modelar o comportamento da radiância refletida pelos materiais, controlando a forma do chamado lobo especular, que é o conjunto das intensidades de todas as direções de saída possíveis, a partir de uma direção de incidência de radiância, mostrado na Figura 2.5.

Figura 2.5 - Visualização no *Disney BRDF Explorer* (2013) do lobo especular produzido pelo modelo de iluminação local proposto por Blinn (1977).



Fonte: Compilado pelo autor.

2.4.3 Equação de *Rendering*

Equações de Reflexão descrevem um modelo local de iluminação. Todavia, o comportamento da luz em um ambiente é essencialmente recursivo, onde sua propagação é

modulada por diversas interações com diferentes materiais, até chegar ao observador da cena. Para a síntese de imagens, a Equação de *Rendering* de Kajiyá (1986), apresentada na Equação 2.15, modela tal comportamento e fornece uma formulação com base na Radiometria para qualquer algoritmo de iluminação global.

$$L_e(\vec{\omega}_e) = L_k(\vec{\omega}_e) + \int_{\Omega_i} \rho(\vec{\omega}_i, \vec{\omega}_e) L_i(\vec{\omega}_i) V(\vec{\omega}_i) G(\vec{\omega}_i) d\omega_i \quad (2.15)$$

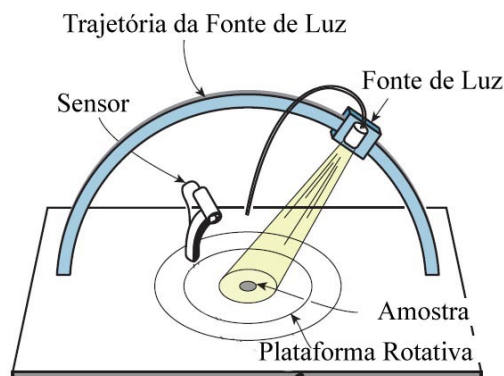
De acordo com Kajiyá, a luz $L_e(\vec{\omega}_e)$ que chega ao observador da cena a partir de um ponto da superfície de um objeto, é equivalente a soma da luz $L_k(\vec{\omega}_e)$ emitida por este ponto (caso o material também seja um emissor de luz), mais a integral por todo o hemisfério Ω_i associado ao ponto, da BRDF ρ do material modulada pela intensidade da luz incidente a partir de cada direção de Ω_i , segundo um termo de visibilidade V na direção de incidência $\vec{\omega}_i$ avaliada em conjunto a um termo geométrico G e ao Ângulo Sólido $d\omega_i$. Essencialmente, o termo G corresponde ao cosseno do ângulo formado entre a normal da superfície e $\vec{\omega}_i$.

Finalmente, tais ferramentas conceituais permitem não só descrever o comportamento da interação luz-matéria em qualquer ambiente, como também quantificar e medir cada parâmetro envolvido no processo de iluminação. Para a Síntese de Imagens, a área de PBR (*Physically Based Rendering* - Síntese de Imagens Baseada na Física) corresponde ao campo de estudo que utiliza técnicas computacionais baseadas nos conceitos até aqui apresentados, para gerar imagens digitais.

2.5 Goniorelectômetro

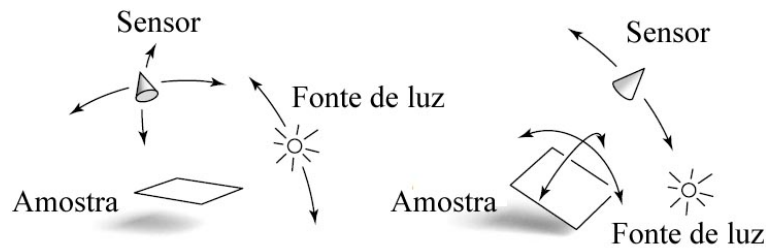
Os valores da BRDF de cada material são característicos, e podem ser medidos através de um aparelho especial chamado Goniorelectômetro. Neste dispositivo, um emissor de comprimentos de onda é posicionado ao longo do hemisfério de incidência de radiância Ω_i sobre uma amostra de material específica. Em contrapartida, um sensor mede a intensidade refletida pela amostra também ao longo de todo o hemisfério de saída de radiância Ω_e , como mostra a Figura 2.6. Com base na Equação 2.10, o valor da BRDF relativa a cada combinação $\vec{\omega}_i$ e $\vec{\omega}_e$, é amostrado regularmente. Todo o entorno do dispositivo é coberto por um material escuro, não reflexivo, com objetivo de anular qualquer interação da amostra com o ambiente. Assim, o valor obtido no processo refere-se apenas à interação local da luz com a amostra, exatamente como modela a Equação 2.10.

Figura 2.6 - Modelo de goniorelectômetro de Ward (1992).



Fonte: Hughes et al. (2013).

Figura 2.7 - Outras configurações geométricas possíveis de goniorelectômetros para materiais isotrópicos.



Fonte: Marschner et al. (1999)

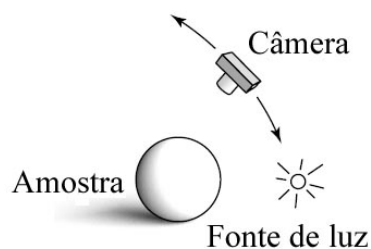
Os quatro graus de liberdade da Equação 2.10 devem ser cobertos para que o Goniorelectômetro possa amostrar a BRDF de materiais isotrópicos e anisotrópicos. Assumindo apenas materiais isotrópicos, a simplificação admitida na Equação 2.13, permite outras configurações para os componentes do Goniorelectômetro, como nos exemplos ilustrados na Figura 2.7.

2.5.1 BRDF Baseada em Imagem

O tempo de amostragem de uma BRDF através de Goniorelectômetros convencionais é considerado alto. Frequentemente tal processo consome horas de trabalho, em função das combinações de entrada e saída de luz necessárias para uma boa cobertura da função ρ . Marschner (MARSCHNER et al., 1999) propõe uma versão otimizada deste processo, utilizando fotografias como registros das amostras de BRDF de um material. Assumindo objetos homogêneos (compostos por apenas um material), de geometria arbitrária, e de BRDF isotrópica, uma única imagem registra amostras de diversas combinações de $\vec{\omega}_i$ e $\vec{\omega}_e$, pois a curvatura da superfície é utilizada para otimizar a variação dos graus de liberdade necessários para a amostragem. Neste contexto, se o objeto a ser amostrado é uma esfera, cada fotografia registra exatamente um hemisfério para uma direção de entrada de luz, como mostra a Figura 2.8.

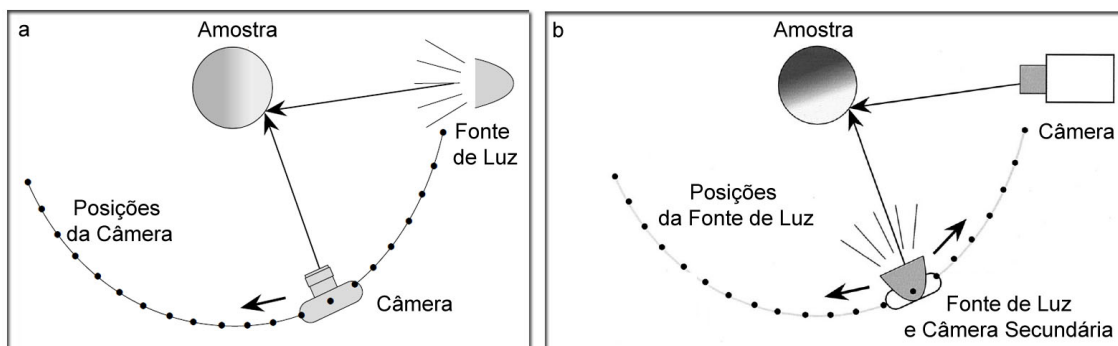
O conceito apresentado por Marschner permite a amostragem de BRDF para objetos de geometria arbitrária. Neste caso, tais informações são recuperadas através de um *scanner 3D*. Nos experimentos do trabalho citado, 32 imagens são geradas de diferen-

Figura 2.8 - Configurações geométrica de goniorelectômetro para BRDF baseada em imagem.



Fonte: Marschner et al. (1999)

Figura 2.9 - a: Configurações dos componentes de amostragem de BRDF baseada em imagem. b: Configuração aprimorada com variação da posição da fonte de luz e câmera estática.



Fonte: Marschner et al. (1999) e Marschner et al. (2000).

tes posições de câmera, em torno do objeto da amostra, cobrindo 180° de sua superfície. A fonte de luz permanece estática, enquanto a câmera posiciona-se ao longo de 32 posições, formando ângulos com a direção da fonte de luz entre 0° e 180° , como ilustra a Figura 2.9-a. A cena de amostragem é isolada do ambiente através de um material anti-reflexivo, apresentando apenas marcadores para o rastreamento do posicionamento exato da câmera por triangulação. Além disso, o processo de amostragem é realizado para cada um dos canais RGB, através do uso de filtros nas lentes da câmera para separar os comprimentos de onda associados. Como um trabalho subsequente, Marschner et al. (MARSCHNER et al., 2000) propõe a variação controlada da posição da fonte de luz, e a utilização de uma segunda câmera para registro de marcadores e estimativa de suas posições, como ilustra a Figura 2.9-b.

O método de Marschner provê uma aproximação para amostragem de BRDF, sensível a curvatura do objeto. Além disso, a própria utilização de imagens como amostras de BRDF, implica no uso de um sistema simplificado de representação do espectro visível de luz, neste caso, o RGB. Entretanto, o razoável tempo do processo de amostragem torna este método bastante popular, e fundamental para outros sistemas de amostragem de BRDF (PALMA et al., 2012).

2.6 Discussão

Neste capítulo foram apresentados conceitos fundamentais acerca da definição e amostragem da interação luz-matéria. A partir da definição de BRDF e a caracterização de sistemas baseados em mecanismos como o Goniorelectômetro, pode-se formular uma metodologia para amostragem de tais valores em ambientes não convencionais, inclusive no interior do corpo humano, como propõem alguns dos trabalhos apresentados no Capítulo 3.

3 TRABALHOS RELACIONADOS

Este capítulo apresenta alguns dos principais trabalhos na área de Computação Gráfica para simulação de órgãos humanos, destacando técnicas e a qualidade das aproximações matemáticas da interação luz-matéria, de acordo com Ferwerda (2003). O termo *imagens médicas* é adotado para designar as imagens produzidas por equipamentos como Tomógrafos, aparelhos de Ressonância Magnética, Equipamentos de Ultrassom e vídeos produzidos por Cirurgias Minimamente Invasivas.

3.1 Primeiros Trabalhos para Simulação de Órgãos Internos do Corpo Humano

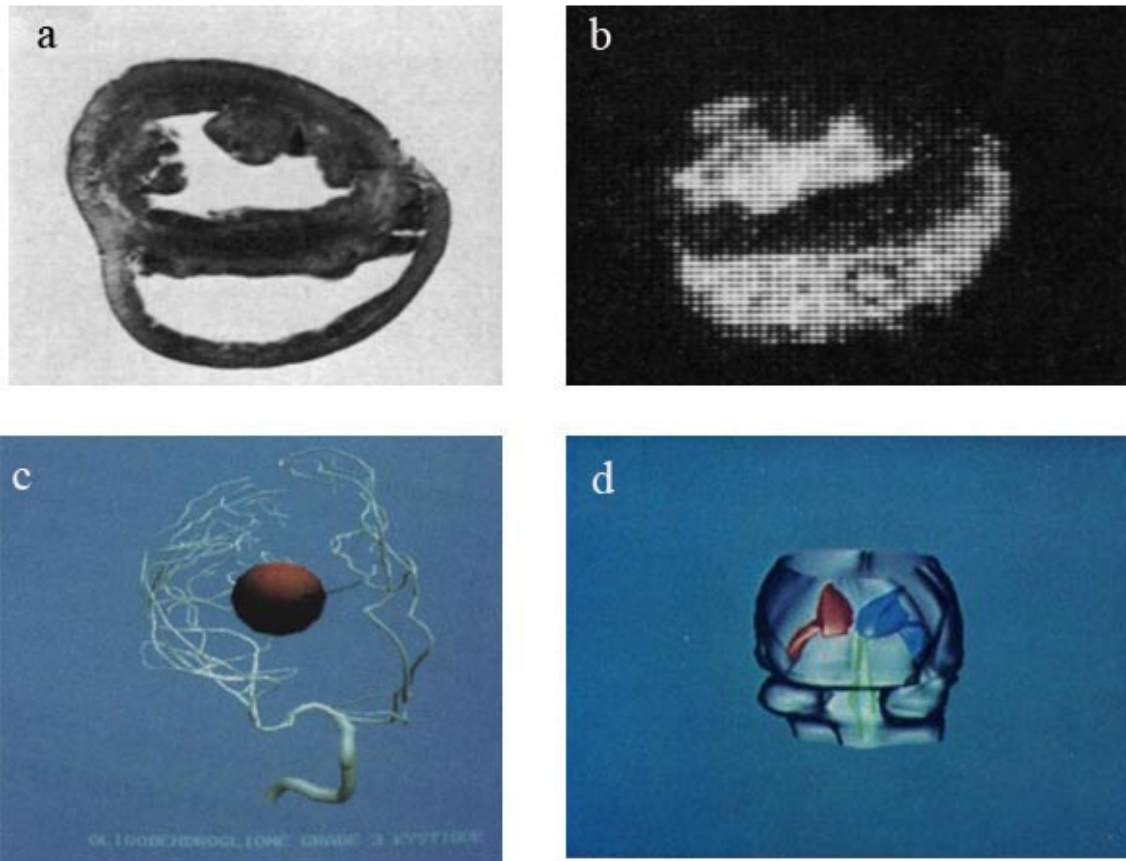
O conceitos fundamentais a respeito de radiometria apresentados na Capítulo 2 estão definidos para todo o espectro eletromagnético. Com base em tais ferramentas conceituais, Robb et al. (1974) procuraram formular a interação entre o raio-X e estruturas orgânicas, visando obter seções do corpo de um cachorro, com informações características de todos os tecidos presentes no tórax do animal. De acordo com os autores, tal interação é governada pela relação de Lambert-Beer (HEINTZEN, 1971) por meio da seguinte equação:

$$I_t = I_i e^{-\alpha d} \quad (3.1)$$

A intensidade transmitida I_t através de um tecido orgânico, envolve a atenuação da intensidade incidente I_i por $e^{-\alpha d}$. O fator α é o coeficiente de extinção de cada tecido da estrutura orgânica, e o fator d é a espessura do tecido. O trabalho de Robb et al. é a base para os sistemas de Tomografia Computadorizada atuais, e apesar de não ter seus resultados expressos por meio de Computação Gráfica, tem sua formulação vinculada aos conceitos da Física que definem a interação luz-matéria, sendo assim motivador das primeiras abordagens para simulação de órgãos por meio de CG, ainda que tal trabalho não tenha abordado a porção visível do espectro eletromagnético.

O trabalho de Sunguroff e Greenberg (1978) caracteriza-se como a primeira simulação de órgão humano gerada por Computação Gráfica, e define o *pipeline* tradicionalmente usado para reconstrução tridimensional de estruturas orgânicas. Uma de suas contribuições é a definição do processo de segmentação de tomografias, para recuperar o contorno dos órgãos. A partir do contorno aproximado, uma geometria 3D é definida por meio de curvas B-splines, visando reproduzir a suavidade das estruturas orgânicas. Para aproximar a interação luz-matéria e produzir imagens virtuais da geometria estimada, os autores utilizaram a técnica de Gouraud *shading* e o modelo de iluminação de Blinn (com escolha arbitrária de seus parâmetros). Assim, tal trabalho contribui para sistemas de planeja-

Figura 3.1 - a: Uma fotografia da seção de um coração de cachorro. b: Seção correspondente obtida com raio-X. c: Visualização 3D dos vasos sanguíneos de um cérebro humano e de um tumor. d: Modelo tridimensional de um cérebro humano.



Fonte: a, b - Robb et al. (1974). c - Barillot (1985). d - Sunguroff e Greenberg (1978).

mento do tratamento de tumores cerebrais, proporcionando visualizações tridimensionais do cérebro humano. Com o auxílio de equipamentos médicos mais precisos, Barillot et al. (1985) procuraram representar estruturas finas (vasos sanguíneos do cérebro humano), como uma forma de aumentar o nível de detalhes em simulações de órgãos. A estimativa para geometria das estruturas orgânicas foi representada através de junções cilíndricas expressas por uma malha poligonal. Além disso, foram implementados processos tradicionais da Computação Gráfica, como transformações projetivas, rotações, Gouraud *shading* e um algoritmo de visibilidade (*depth-buffer*). A Figura 3.1 mostra os resultados dos trabalhos citados até aqui.

O uso de mapeamento de texturas para aumentar o nível de detalhes de simulações virtuais de órgãos é abordado no trabalho de Neyret e Cani (1999). Tais autores apresentam uma técnica de síntese de textura procedural baseada no processo de Worley (1996), porém otimizada para garantir a continuidade das bordas e o controle da frequência do padrão quando mapeada a textura na superfície do modelo tridimensional. Em tal trabalho, um conjunto de quatro amostras de textura são produzidas por meio da construção de diagramas de Voronoi. Todas as amostras de texturas têm geometria definida como um triângulo isósceles. Entretanto o espalhamento dos pontos controladores do diagrama segue uma setorização dentro do triângulo de textura, cujas bordas são copiadas para amostras imediatamente conectadas. Seguindo a regra de conectividade imposta pelas

quatro amostras triangulares de textura, é possível aplicar a textura procedural em uma malha poligonal de triângulos. Com o objetivo de diminuir a distorção provocada pelo mapeamento de imagens 2D em estruturas 3D, os autores propõem ainda a construção de uma segunda malha poligonal, cujos vértices são definidos de forma equidistante ao longo da superfície do objeto original, considerando distâncias geodésicas. Esta segunda malha é utilizada como referência para a definição das coordenadas de textura das amostras procedurais, além de orientar a conectividade. Um dos resultados do trabalho citado é a simulação do aspecto heterogêneo de um fígado humano, que em um trabalho subsequente descrito por Neyret et al. (2002), é aprimorado com uma simplificação do *Environment Mapping* para obter a reflexão da fonte de luz para um simulador de Laparoscopia.

Elhelw et al. (2004) argumentam que técnicas baseadas em equações de iluminação como a de Phong e no uso de Phong *Shading*, em conjunto com superfícies lisas, produzem efeito visual semelhante a materiais plásticos, o que diverge do objetivo principal de simulação de estruturas orgânicas. Tais autores propõem o uso de *Bump Mapping* e uma deformação no pico especular da equação de iluminação, para representar níveis de rugosidade de tecidos orgânicos e seu aspecto *molhado*. Além disso, utilizam também mapas de refrações e texturas baseadas em fotografias de tecidos orgânicos, buscando simular a transparência e a natureza heterogênea desse tipo de material. A Figura 3.2 mostra os resultados dos trabalhos acima citados.

Stoyanov et al. (2003) realiza uma boa revisão da utilização de técnicas tradicionais da CG na simulação de órgãos internos do corpo humano, destacando trabalhos baseados em aproximações de mais baixa ordem da interação luz-matéria.

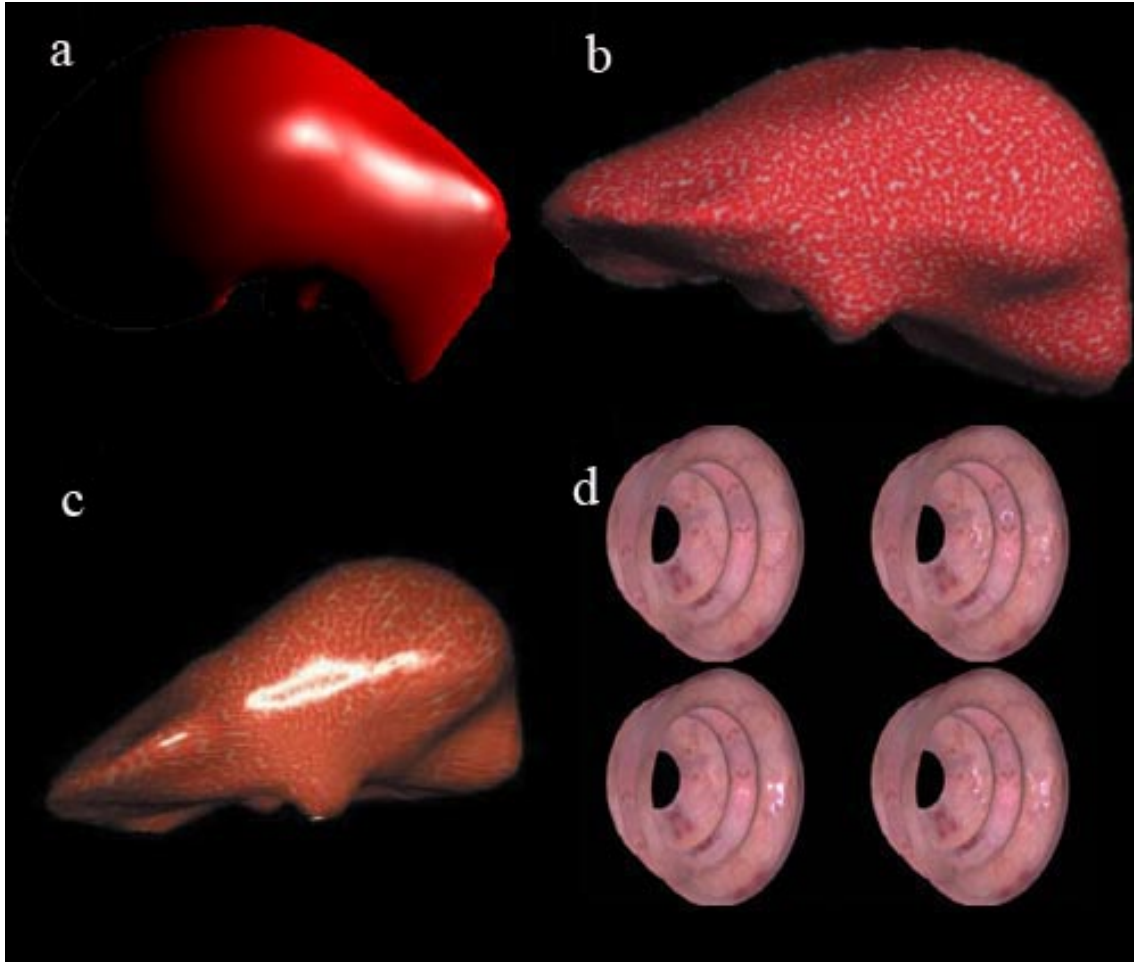
3.2 *Rendering* Baseado em Física

Considerando materiais tradicionalmente simulados em Computação Gráfica (e que não compõem órgãos humanos vivos), a literatura de tal área apresenta aproximações de ordens mais altas para a interação luz-matéria, através de abordagens baseadas na Física. A partir da popularização dos métodos de amostragem de BRDF baseados em imagem, provido pelo trabalho de Marschner et al. (1999), surgiram diversas abordagens estendendo a representação de materiais provida pelo conceito fundamental de BRDF, onde inicialmente, apenas materiais homogêneos e isotrópicos eram capazes de ter a BRDF amostrada por este tipo de goniorelectômetro. Amostragens do hemisfério inferior ao plano da superfície do objeto, permitiram a representação de materiais com comportamento de refração, definindo a BTDF (*Bidirectional Transmittance Distribution Function* - Função de Distribuição de Transmitância Bidirecional). Materiais caracterizados pelo união do comportamento modelado pela BRDF e pela BTDF, definem o conceito de BSDF (*Bidirectional Scattering Distribution Function* - Função de Distribuição de Espalhamento Bidirecional).

Como uma solução para o *rendering* de materiais heterogêneos baseado em Física, a SVBRDF (*Spatially Varying Bidirectional Reflectance Distribution Function* - Função de Distribuição de Reflectância Bidirecional com Variação Espacial) amostra a BRDF de cada ponto da superfície de um padrão definido. Semelhantemente, a BTF (*Bidirectional Texture Function* - Função de Textura Bidirecional) amostra ainda as variações de relevo em uma amostra heterogênea de material.

Desde a amostragem da pele de um rosto humano, com o resultado mostrado na Figura 3.3-a, até amostragens de materiais heterogêneos em condições não controladas, exemplificado na Figura 3.3-b, já foram realizadas com sucesso. Entretanto, a amostra-

Figura 3.2 - a: Aspecto plástico de modelo de fígado renderizado com *Phong Shading*. b: Resultado da aplicação de uma técnica de textura procedural para um modelo de fígado. c: Simulação das características especulares do fígado. d: Aspecto orgânico com níveis de rugosidade e refração.



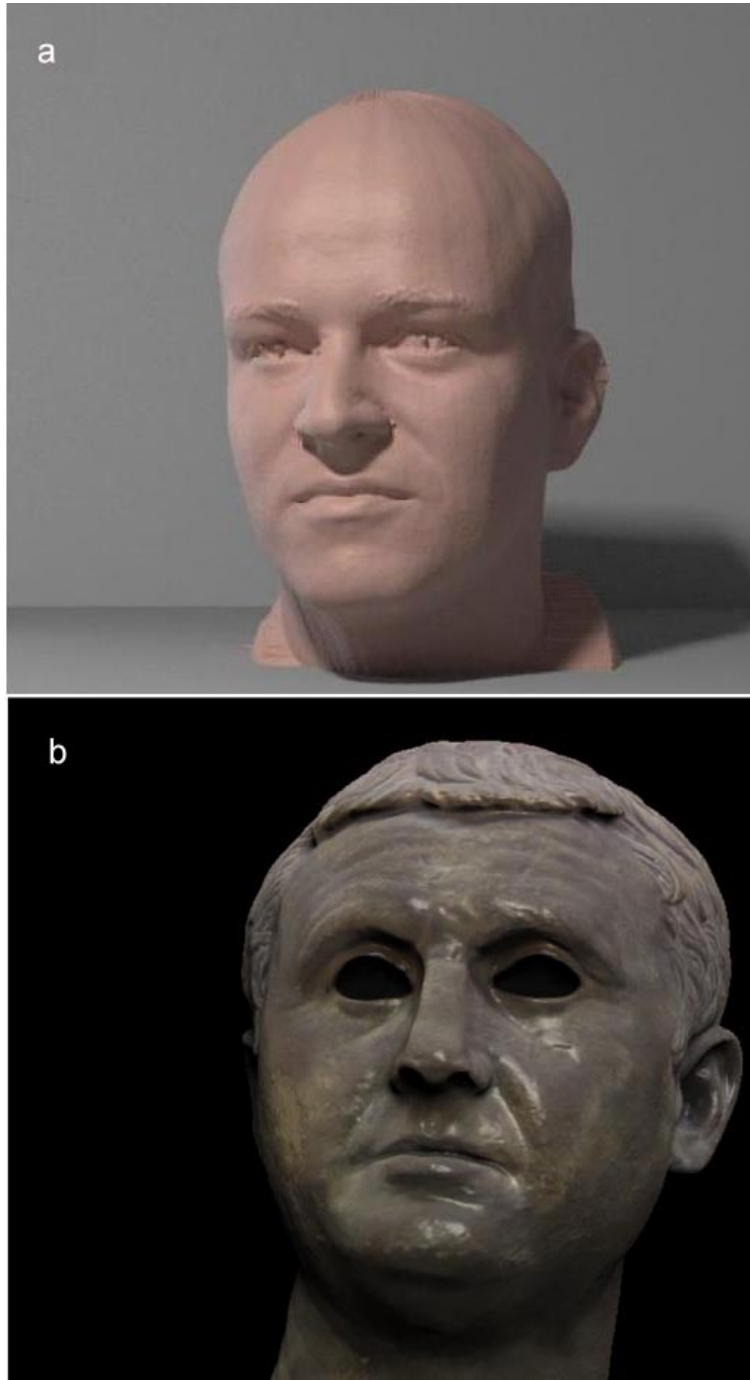
Fonte: a - Compilado pelo autor. b - Neyret e Cani (1999). c - Neyret et al. (2002). d - Elhelw et al. (2004).

gem de materiais orgânicos intra-corpóreos mostra evolução relativamente mais demorada, não tendo sequer uma técnica de amostragem de BRDF considerada completa. Uma descrição dos métodos de representação da interação luz-matéria baseada em Física, como a BRDF e a BTF, pode ser observada em (KURT; EDWARDS, 2009) e (FILIP; HAINDL, 2009).

3.3 Amostragem de BRDF para Simulação de Órgãos

Chung et al. (2004) introduziu o uso de amostragens de BRDF de órgãos vivos para customizar simuladores virtuais de cirurgia. No trabalho citado, amostragens da BRDF de brônquios humanos são realizadas com o suporte de broncoscopias. Entretanto, apenas a parte retro-reflexiva da BRDF é amostrada, dado que a câmera e a fonte de luz compartilham a mesma posição no espaço. Além disso, assume-se que o tecido orgânico é constituído de um material homogêneo e isotrópico. Os valores amostrados são utilizados como entrada para um processo de síntese de textura, que é efetivamente aplicada

Figura 3.3 - a: Um rosto humano gerado através de BRDF. b: A face de uma estátua gerada através de SVBRDF.



Fonte: a - Marschner et al. (1999). b - Palma et al. (2012).

durante o *rendering*. Uma análise mais aprofundada dos resultados, bem como correções para a porção especular da BRDF e técnicas de *rendering* em tempo real são discutidas em (CHUNG et al., 2006).

Cenydd et al. (2012) realizou a amostragem de BRDF para um cérebro, com base em uma cirurgia neurológica invasiva (com exposição do tecido cerebral). Com o apoio de câmeras fotográficas e fontes de luz com posições conhecidas, fotografias foram interpretadas como amostragens de BRDF. Em tal trabalho, a iluminação ambiente da sala de cirurgia participa das amostragens. Para prover o *rendering*, os autores utilizaram o ajuste dos valores amostrados ao modelo de Lafortune (LAFORTUNE et al., 1997), além de técnicas do estado da arte de CG para prover mais detalhes ao resultado visual.

Malti e Bartoli (2012) propõem o ajuste de modelos analíticos de BRDF com base em informações adquiridas através de videolaparoscopias. A interação luz-matéria característica de um útero é registrada com o auxílio de dois telescópios, visando registrar o comportamento do material sob luz incidente de posição diferente da definida para câmera. Toda a geometria associada a cada quadro do vídeo é estimada com base em *Shape from Shading* (SfS), o que pode promover inconsistências na geometria de quadros subsequentes. Uma setorização da imagem é realizada, buscando caracterizar regiões especulares e regiões difusas. Assim, os dados são utilizados no ajuste dos parâmetros do modelo de Cook-Torrance, e para a validação, os autores realizam a reconstrução geométrica novamente por SfS, com a nova equação de iluminação, e comparam com o modelo anterior (baseado, como é comum, na equação de Lambert).

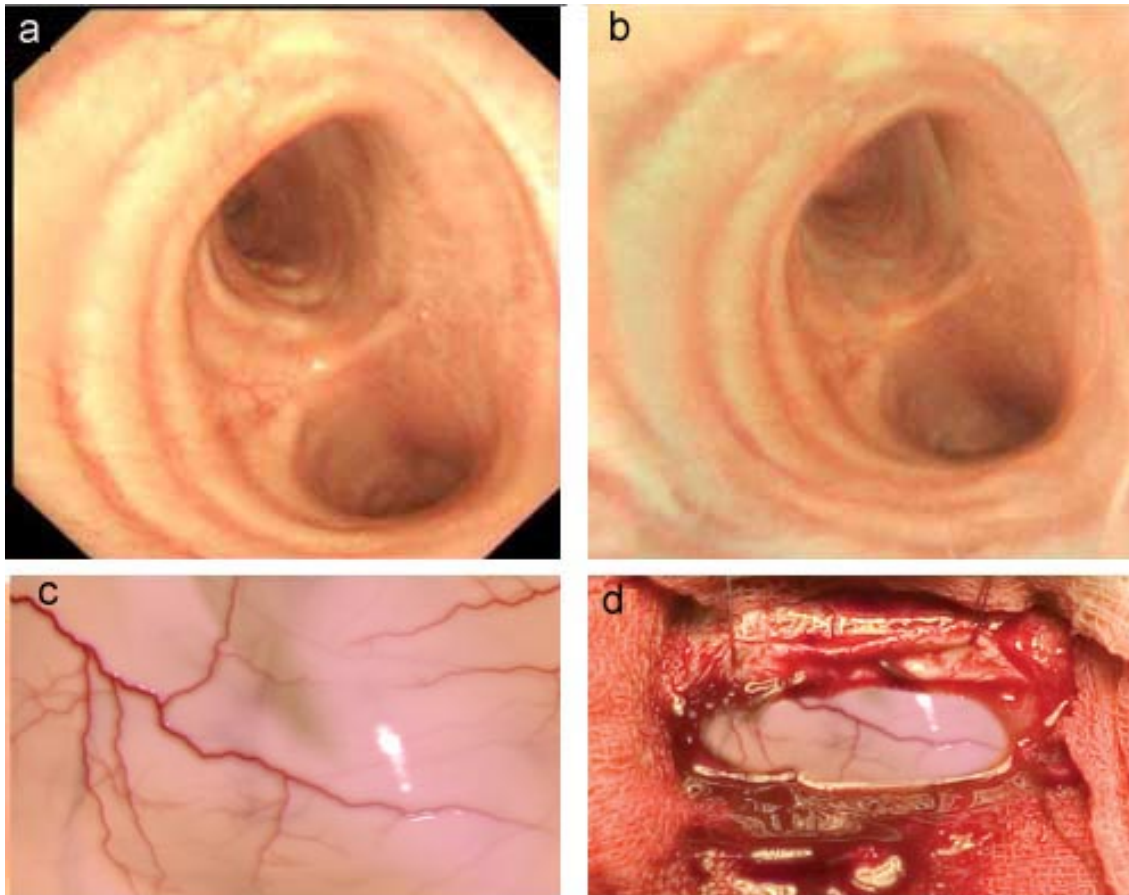
A configuração de amostragem utilizada por Malti e Bartoli é bastante similar ao método proposto pela presente dissertação no Capítulo 4. Tal trabalho é tomado como base, entretanto, os autores não recuperam os valores discretos da BRDF, de acordo com a amostragem baseada em imagens, além de não quantificarem o potencial de cobertura da BRDF, ou a sua integração com simuladores de cirurgia por meio do *rendering* baseado em Física. A Figura 3.4 apresenta imagens dos trabalhos citados nesta seção.

3.4 Discussão

Os trabalhos mencionados na Seção 3.3 ilustram o estado da arte a respeito de simulações virtuais de órgãos internos do corpo humano. Gradativamente, os modelos de iluminação utilizados nestas aplicações passaram de representações generalistas para abordagens baseadas no uso de BRDF. Entretanto, os processos de amostragem apresentados estão definidos apenas para casos particulares de órgãos e cirurgias, como partes do aparelho respiratório (CHUNG et al., 2006) e a superfície do cérebro (CENYDD et al., 2012) e um útero humano (MALTI; BARTOLI, 2012).

Os capítulos seguintes descrevem um *pipeline* para o *rendering* de órgãos humanos baseado em Física. Frente aos trabalhos mencionados neste capítulo, um método de amostragem de BRDF de órgãos vivos eficiente é apresentado por esta dissertação no Capítulo 4, através do qual é possível obter maior cobertura das características da interação luz-matéria associada a superfície de um órgão. Além disso, tal método é definido em um contexto de amostragem via laparoscopia, com preservação total dos equipamentos comumente utilizados na cirurgia, e impacto mínimo na execução da mesma, alterando apenas o início das intervenções cirúrgicas. São apresentados também, processos associados a forma de representação da BRDF e a sua integração com sistemas de *rendering*, nos Capítulos 5 e 6 respectivamente, através dos quais, imagens de um fígado humano baseadas em Física são geradas, constituindo uma contribuição única provida por este trabalho,

Figura 3.4 - a: Imagem de uma broncoscopia utilizada real. b: Simulação baseada no uso de BRDF. c: Simulação da superfície do cérebro. d: Simulação do tecido cerebral em um contexto de cirurgia.



Fonte: a, b - Chung et al. (2006). c, d - Cenydd et al. (2012).

de acordo com estado da arte apresentado.

4 AMOSTRAGEM

Visando gerar imagens de órgãos humanos baseadas em Física e por meio do conceito de BRDF, a presente dissertação propõe um *pipeline*, segundo o qual, inicialmente trata-se a amostragem da BRDF do órgão, em seguida aborda-se as formas de representação dos dados obtidos, para finalmente integrar tais modelos aos sistemas de *rendering* capazes de gerar imagens com base em aproximações de ordem mais alta da interação luz-matéria.

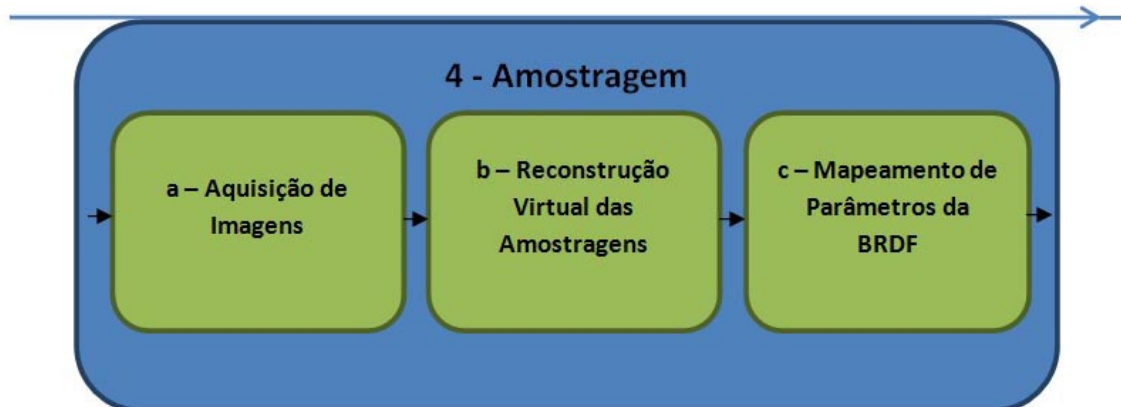
Este capítulo descreve a primeira etapa do método desenvolvido, definindo a maneira como se obtém o fator de reflexão de cada ponto da amostra, em função das direções de entrada e saída de luz. É também neste capítulo que concentra-se boa parte deste trabalho, dado que o registro de tais dados deve ser realizado durante uma cirurgia, o que implica que o processo deve ser simples e rápido o suficiente para não prejudicar seu andamento. Além disso, existem fatores restritivos com respeito à liberdade de movimentos da câmera, causados tanto pelo espaço crítico dentro do corpo humano, quanto pelas limitações de alcance de seus controladores. O mesmo ocorre com a fonte de luz utilizada na cirurgia.

Tradicionalmente, gonioreflectômetros realizam amostragens regulares de um objeto planar composto pelo material desejado. O conceito de BRDF baseada em imagem provê a possibilidade de realizar amostragens em materiais com geometrias arbitrárias, utilizando a curvatura da amostra em função da cobertura dos hemisférios de incidência e reflexão da luz. Assim, baseado nas definições de Marschner (1999), a presente dissertação assume que cada órgão é *homogêneo*, o que corresponde a dizer que são compostos inteiramente de um único material. Além disso, o método de amostragem admite apenas reflexões *isotrópicas* da luz, promovendo simplificações na cobertura da BRDF.

As seções seguintes descrevem o contexto cirúrgico envolvido no processo de amostragem proposto por este trabalho, além das etapas específicas ilustradas na Figura 4.1, cujo objetivo é obter imagens de cirurgias, estimar informações geométricas das cenas associadas e finalmente, mapear os parâmetros necessários para o cálculo da BRDF de acordo com a Equação 2.10.

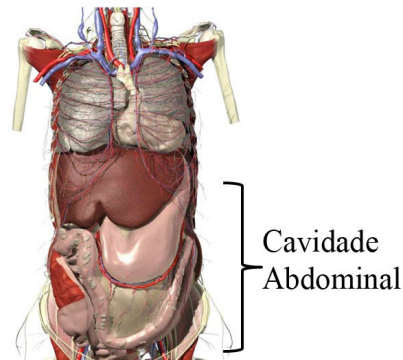
4.1 Laparoscopia

Para realizar amostragens da BRDF de órgãos vivos, este trabalho baseia-se na aquisição de informações por meio de videolaparoscopia. Esta é uma cirurgia minimamente invasiva comumente aplicada para procedimentos na cavidade abdominal, mostrada na Figura 4.2, envolvendo órgãos do aparelho digestivo ou de natureza urológica.

Figura 4.1 - Detalhamento da etapa *Amostragem*.

Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 4.2 - Localização da cavidade abdominal no corpo humano.



Fonte: Primal Pictures (2013).

Os primeiros registros do uso de laparoscopia como procedimento cirúrgico datam do início do século XX. Em uma simples descrição, esse procedimento é caracterizado pela não exposição dos órgãos operados durante uma cirurgia, ou seja, o médico utiliza ferramentas especiais para realizar o procedimento, controlando-os através de pequenos orifícios de tamanho suficiente apenas para inserção e remoção das ferramentas necessárias. Durante as primeiras décadas de estudo sobre laparoscopia, a técnica era aplicada principalmente para realizar diagnósticos (VECCHIO; MACFAYDEN; PALAZZO, 2000). Ao final da década de 1980, câmeras passaram a ser usadas para captar as imagens internas da cirurgia, e transmiti-las em tempo real para monitores durante a operação, dando origem também a nomenclatura *videolaparoscopia*. Desde então, a laparoscopia tem sido aplicada para a realização de complexas cirurgias, e de forma geral, o monitoramento produzido pelas câmeras passou a ser extremamente importante para orientação dos cirurgiões, quanto à manipulação dos instrumentos cirúrgicos.

São chamados de *portais* os orifícios através dos quais são inseridas as ferramentas cirúrgicas na cavidade abdominal, e seu diâmetro (quando criado por meio de uma incisão, ou seja, artificialmente) varia de acordo com o tipo de componente que será inserido por ele. De forma geral, de quatro a cinco portais são necessários para uma laparoscopia e em muitos casos têm o mesmo diâmetro, com exceção do que abriga a passagem para câmera de monitoramento da cirurgia, que necessariamente deve ser de 10 mm. A Figura 4.3 mostra um exemplo da disposição dos portais utilizados na laparoscopia. Tal configuração

Figura 4.3 - Exemplo da disposição dos portais em uma laparoscopia.



Fonte: Imagem gentilmente cedida por Leandro Totti Cavazzola (2013).

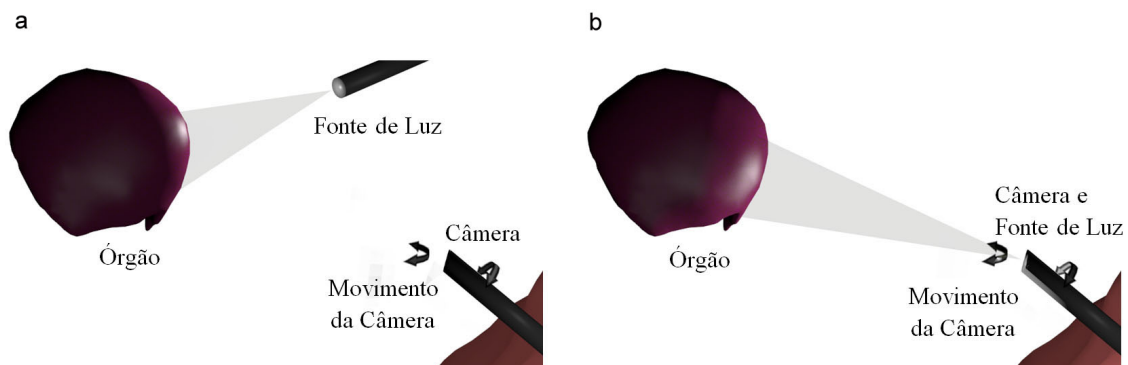
pode variar de acordo com a natureza do procedimento que será realizado.

4.2 Aquisição de Imagens

O processo descrito nesta seção visa gerar imagens de um órgão que posteriormente serão utilizadas como amostragens de sua BRDF. Como observado no Capítulo 2, os componentes mínimos para amostragem da BRDF baseada em imagens são: uma amostra de material, uma câmera e uma fonte de luz. Tais componentes devem seguir um protocolo, em relação ao seu posicionamento e graus de liberdade, que potencialize a cobertura dos hemisférios de reflexão associados.

No método aqui descrito, duas configurações complementares são adotadas para o posicionamento dos componentes de amostragem. A primeira versão, ilustrada na Figura 4.4-a, a câmera realiza movimentos livres, buscando amostrar a BRDF do órgão, cuja posição é naturalmente estática. Já a fonte de luz deve ser posicionada formando o maior ângulo possível com a direção da câmera, menor que 90 graus e não oclusa do ponto de vista da câmera. A segunda configuração, mostrada na Figura 4.4-b, provê amostragens a respeito da porção da BRDF que é refletida na direção da fonte luz, dado que neste caso, sua posição é igual a da câmera. Várias amostragens podem ser realizadas para contribuir no cálculo da BRDF do órgão.

Figura 4.4 - Configurações dos componentes para amostragem da BRDF de um órgão (neste caso, um fígado), através de uma laparoscopia.

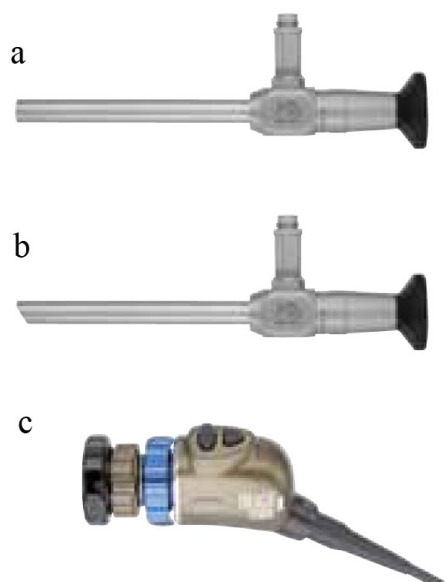


Fonte: Compilado pelo autor.

4.2.1 A Câmera da Laparoscopia

A laparoscopia é tradicionalmente registrada por uma única câmera. Ligada a ela, um extensor chamado telescópio é fixado e inserido no paciente. O telescópio tem entre 10cm e 15cm, e sua lente pode formar um ângulo com sua base, para facilitar o enquadramento da cirurgia. Um exemplo de câmera e telescópio comumente usados na laparoscopia podem ser observados na Figura 4.5.

Figura 4.5 - a: Telescópio com 0 graus entre a lente e sua base. b: Telescópio com 30 graus entre a lente e sua base. c: Câmera utilizada em laparoscopias. O telescópio é fixado à frente da câmera, aumentando a possibilidade de registrar imagens no interior do corpo humano.

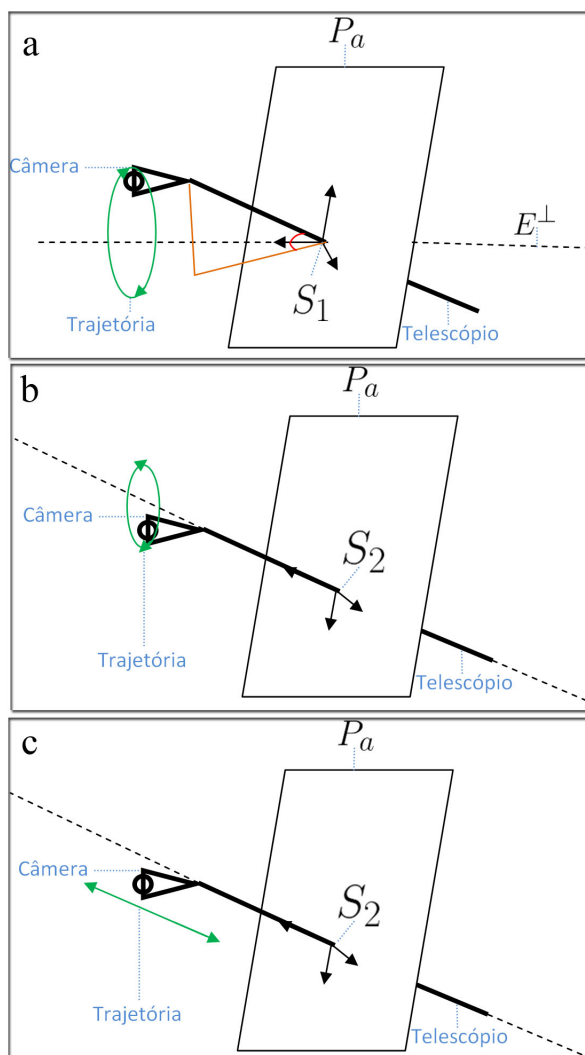


Fonte: karl Storz (2014).

Quando inserido na cavidade abdominal por um portal, o telescópio tem sua base apoiada na parede abdominal, o que limita consideravelmente sua manipulação. Assim, para a amostragem dos hemisférios de reflexão, é importante a utilização de um telescópio com pelo menos 30 graus de angulação.

Dentro da cavidade abdominal o telescópio ligado a câmera pode realizar revoluções, rotações e translações. Assumindo um plano aproximado a parede abdominal P_a , um sistema de referência S_1 definido exatamente no portal e um eixo perpendicular E^\perp ao plano abdominal passando pelo centro do sistema de referência, podemos descrever os graus de liberdade da câmera. Ao inserir o telescópio pelo portal e definir uma posição inicial para a câmera, formando um ângulo entre E^\perp e o corpo do telescópio suficiente para o enquadramento do órgão, qualquer rotação para o sistema é excêntrica e permite a realização de uma revolução, como ilustra a Figura 4.6-a. Entretanto, a angulação da câmera com respeito ao corpo do telescópio requer uma correção do enquadramento do órgão. Assumindo um segundo sistema de referência S_2 definido no centro do portal, e com um dos eixos alinhado ao corpo do telescópio, uma rotação neste eixo como a ilustrada na Figura 4.6-b, permite a correção do enquadramento. Finalmente, translações em S_2 no eixo alinhado ao telescópio como ilustra a Figura 4.6-c, permitem a aproximação da câmera em relação a superfície do órgão.

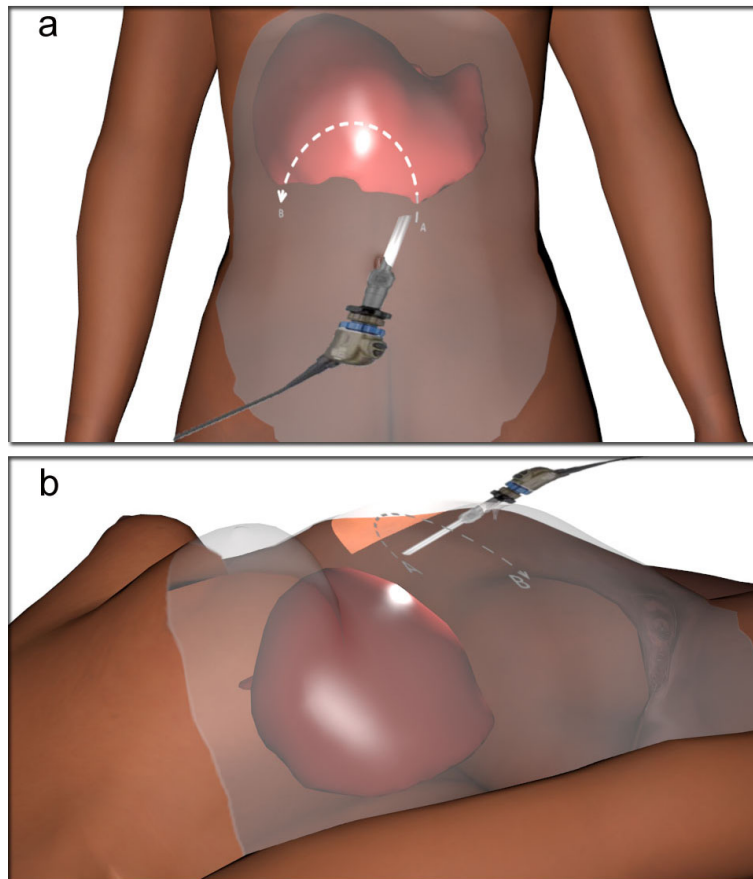
Figura 4.6 - a: Movimento de revolução possível para a câmera de laparoscopia. b: Rotação de correção do enquadramento para o órgão. c: Translação para aproximação da superfície do órgão.



Fonte: Compilado pelo autor.

Para a amostragem da BRDF de órgãos vivos, uma semi-revolução (rotação de 180°) em S_1 combinada a rotação corretiva e a translação em S_2 , definem a trajetória \overrightarrow{AB} para a cobertura dos hemisférios de reflexão, mostrada na Figura 4.7.

Figura 4.7 - a: Trajetória da câmera durante o movimento de revolução para amostragem da BRDF de um fígado. b: Visualização de \overrightarrow{AB} por outro ângulo.

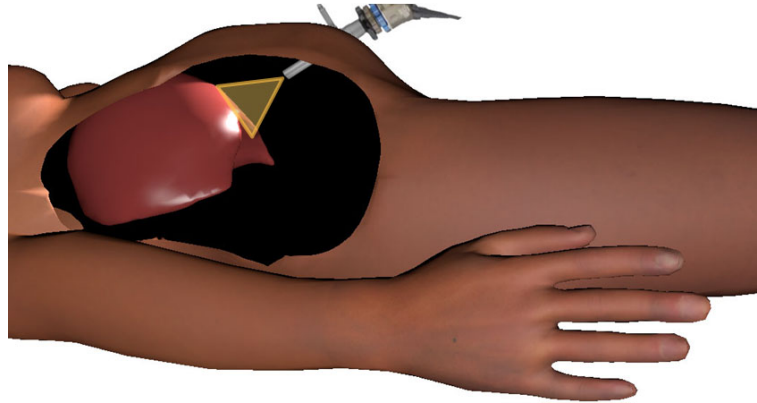


Fonte: Compilado pelo autor.

4.2.2 A Fonte de Luz

Além de atuar como um extensor da câmera, o telescópio também projeta a iluminação artificial dentro do corpo do paciente, como mostra a Figura 4.8. Assim, com um único telescópio ligado a uma câmera e a uma fonte de luz, é possível registrar as imagens da cirurgia, otimizando o número de portais necessários. Entretanto, para a amostragem da BRDF, além de realizar os movimentos da câmera descritos na subseção anterior com a própria fonte de luz da câmera, em um segundo momento outra fonte de luz deve ser inserida através de outro portal, e então uma nova amostragem deve ser realizada. As duas configurações de amostragem potencializam a cobertura dos hemisférios de reflexão.

Figura 4.8 - Projeção da luz dentro do corpo, realizada através do telescópio.



Fonte: Compilado pelo autor.

4.2.3 Considerações Parciais

A laparoscopia pode envolver procedimentos complexos, onde fluidos, secreções e gases podem atuar como ruídos nas imagens registradas pela câmera. Um importante requisito para este método é a aquisição de imagens no começo da cirurgia, antes de qualquer intervenção que possa gerar artefatos nas cenas. Além disso, é desejável que a distância da câmera em relação ao órgão seja o mais estável possível durante a trajetória necessária para amostragem, buscando sempre enquadrar o órgão no centro da imagem através dos movimentos descritos na Subseção 4.2.1. De acordo com a aquisição de imagens apresentada nesta seção, os Algoritmos 1 e 2 visam descrever uma cirurgia laparoscópica para amostragem da BRDF de órgãos vivos.

Algoritmo 1: Amostragem de BRDF

Entrada: pontos de início e fim da trajetória da câmera

Saída: Video de amostragem da BRDF de um órgão

início

se *órgão não enquadrado na imagem* **então**

 | Enquadrar órgão;

fim

A = início da trajetória;

B = fim trajetória;

para A *até* B **faça**

 | Carregue o sistema de referência S_1 ;

 | Realize a semi-revolução da câmera em torno de E^\perp ;

 | Carregue o sistema de referência S_2 ;

 | Corrija o enquadramento com uma rotação no eixo paralelo ao corpo do telescópio;

 | Ajuste a distância entre a câmera e a superfície do órgão;

fim

retorna *video gerado*

fim

Algoritmo 2: BRDF baseada em Laparoscopia

Entrada: preparação para a cirurgia e 2 portais da laparoscopia

Saída: Amostras de BRDF

início

Inicie a cirurgia;
 Insira o telescópio da câmera no primeiro portal;
 Ligue luz da câmera;
 amostra1 = Algoritmo 1;
 Insira o telescópio adicional no segundo portal;
 Ligue luz do telescópio adicional;
 Desligue a luz da câmera;
 amostra2 = Algoritmo 1;
retorna amostra1 e amostra2

fim

4.3 Reconstrução Virtual das Amostras

O processo de associação das amostras de BRDF com os respectivos hemisférios de reflexão requer que as posições da câmera e da fonte de luz sejam conhecidas em todos os quadros do vídeo gerado a partir da laparoscopia. Além disso, a geometria do órgão amostrado também deve ser conhecida. Esta seção descreve o processo de estimativa de tais informações, com o objetivo de reconstruir virtualmente as cenas gravadas durante a etapa de *Aquisição de Imagens*, gerando uma animação.

4.3.1 Rastreamento da Câmera

Os vídeos gerados pela *Aquisição de Imagens* têm em comum a manipulação arbitrária da câmera. Um processo de rastreamento de tais movimentos se faz necessário para que a posição da câmera seja conhecida em cada quadro. Entretanto, técnicas fundamentadas no reconhecimento de marcadores, encontram sérias restrições para sua implementação, dada a necessidade de preservar o ambiente local da cirurgia. A abordagem proposta por esta subseção, baseia-se no trabalho de Palma et al. (2012), e sugere o uso do método KLT (Kanade-Lucas-Tomasi) (SHI; TOMASI, 1994).

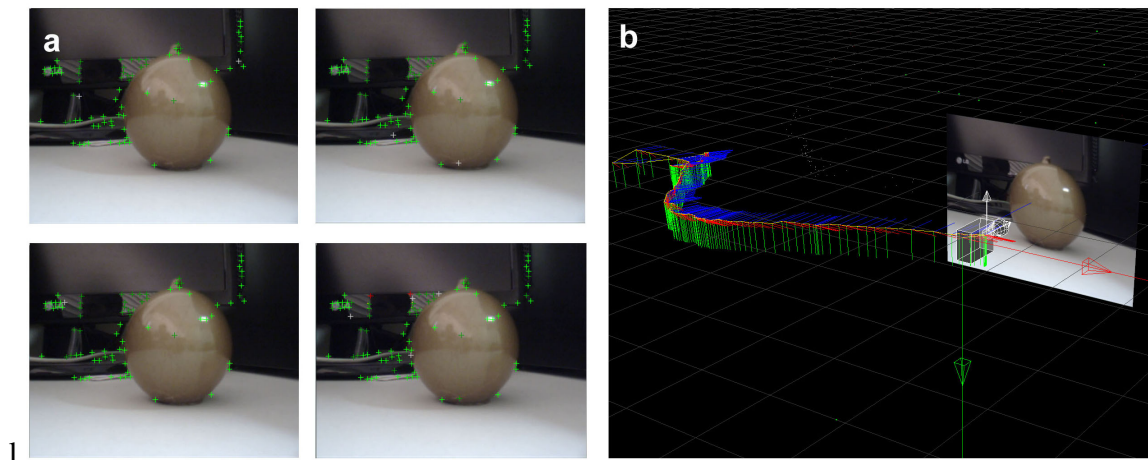
Através da análise da variação de brilho em um ponto característico presente em duas imagens sequenciais, o KLT estima transformações afins, que aplicadas à câmera podem descrever seus movimentos a partir de um vídeo. Tal relação é apresentada por Shi e Tomasi (1994) como um deslocamento composto por uma matriz de deformação D aplicada a um ponto x da imagem, mais uma translação d :

$$\delta = Dx + d \quad (4.1)$$

Em casos nos quais o deslocamento é suficientemente pequeno, a matriz D pode ser considerada nula. Entretanto, para não anular a translação pura sobre o ponto x , adiciona-se um elemento *identidade* I somado a matriz de deformação, obtendo-se $A = I + D$. Assim, através da Equação 4.1 é possível relacionar dois quadros Q subsequentes de um vídeo:

$$Q_{i+1}(Ax + d) = Q_i(x) \quad (4.2)$$

Figura 4.9 - a: Os quatro primeiros quadros do vídeo de uma esfera, juntamente com seus pontos característicos destacados. b: O caminho da câmera recuperado pelo método KLT.



Fonte: Compilado pelo autor.

A coerência geral do KLT é dada pela dissimilaridade, que pode ser calculada com base em uma medida de erro ε , baseada no Método dos Mínimos Quadrados, integrada por toda a sequência de quadros S e por toda a janela W de pontos característicos:

$$\varepsilon = \int_S \int_W [Q_{i+1}(Ax + d) - Q_i(x)]^2 \omega(x) dx \quad (4.3)$$

A Equação 4.3 apresenta um termo de ponderação ω que corresponde a orientar o foco da análise do ponto característico, por exemplo, no centro da janela.

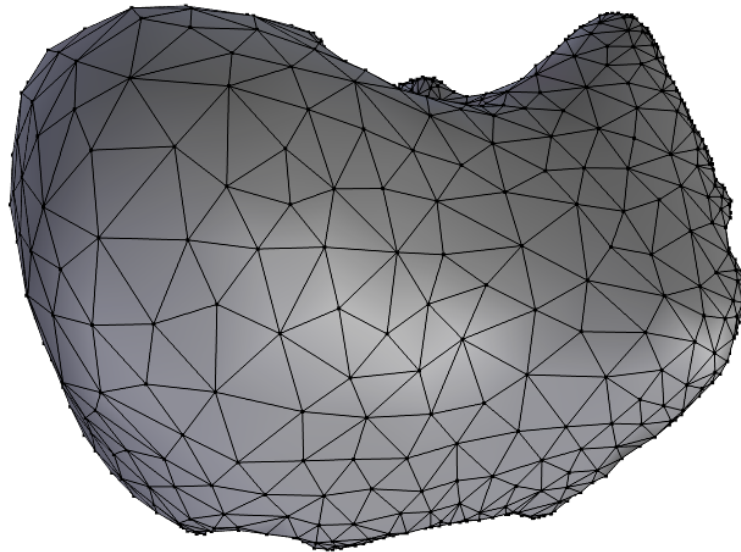
A escolha dos pontos característicos pode ser manual ou automatizada segundo algum critério. Para o KLT, é comum a análise de altas frequências nas imagens, para detectar pontos a serem rastreados em imagens subsequentes. Este requisito é importante para o método de amostragem de BRDF proposto neste trabalho, segundo o qual, a câmera deve enquadrar todo o órgão de forma centralizada, amostrando também o seu contorno. Além disso, deve-se evitar oclusões de pontos característicos tanto quanto possível, para que a análise de dissimilaridade global possa preservar a coerência do resultado para toda a sequência de quadros do vídeo.

O *Voodoo Camera Tracker* (Digital Imaging Solutions VISCODA, 2013) é uma implementação do método KLT com ferramentas de apoio especiais para visualização e exportação dos resultados, como ilustra a Figura 4.9. Neste trabalho, tal ferramenta é utilizada para obter as matrizes de transformação associadas à câmera da laparoscopia. Além do conjunto de quadros que formam o vídeo, também é necessário informar os parâmetros intrínsecos da câmera.

4.3.2 Aproximação para a Geometria do Órgão

Para a reconstrução da geometria do órgão utilizado na amostragem, é aplicada uma aproximação baseada no ajuste de um modelo canônico, gerado a partir de fotografias segmentadas do projeto *Visible Human* (ACKERMAN, 1998). Tal modelo pode ser observado na Figura 4.10. Os ajustes no modelo 3D são feitos manualmente através do Blender, como ilustra a Figura 4.11. Informações geométricas mais precisas podem ser recuperadas através de imagens médicas específicas do paciente, entretanto, pode ser especialmente difícil obter dados médicos, como tomografias ou imagens de ressonâncias

Figura 4.10 - Modelo tridimensional de fígado reconstruído a partir de fotografias segmentadas do projeto *Visible Human*.



Fonte: Compilado pelo autor.

magnética, de pacientes que também serão submetidos a laparoscopias, dado que esse tipo de informação está normalmente associada a fases de diagnóstico. Além disso, boas reconstruções de geometria baseadas em imagens médicas, dependem de uma densidade de informações relacionada com a quantidade e a distância entre as seções produzidas, por exemplo, por um tomógrafo. Em muitos casos, a fase de diagnóstico pode ser realizada com base em um conjunto de tomografias menos denso, e portanto, não suficiente para uma boa aproximação da geometria do órgão. Assim, considera-se a modelagem via Blender suficiente para os propósitos desta dissertação.

4.3.3 Calibragem Câmera-Geometria

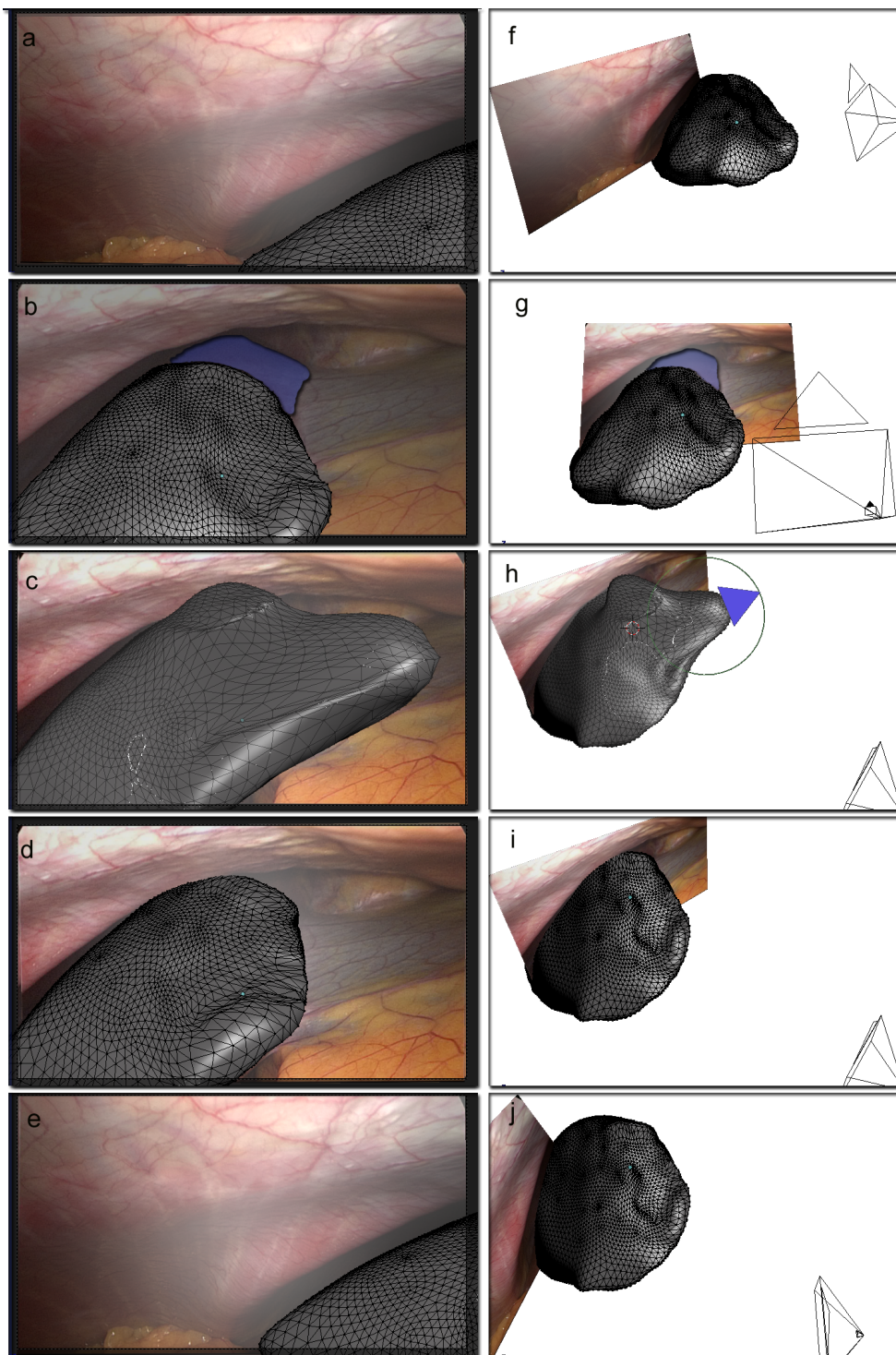
Após a aplicação do KLT no vídeo com a amostragem da BRDF, as matrizes de transformação associadas podem ser exportadas para o Blender, na forma de uma animação aplicada à câmera virtual. Além disso, o conjunto de pontos característicos identificados durante o processo do KLT também podem ser exportados. Tais informações atuam como referências para a estimativa da posição do modelo 3D aproximado em relação ao caminho percorrido pela câmera virtual. Aplicando conhecimentos básicos sobre interação com objetos tridimensionais, pode-se ajustar a posição do modelo, e obter uma animação correspondente ao vídeo gerado pela laparoscopia, tal qual ilustrada pela Figura 4.12.

4.3.4 Estimativas para a Fonte de Luz

As duas configurações de componentes para a amostragem de BRDF via laparoscopia mostradas na Seção 4.2 têm requisitos próprios quanto à estimativa da posição da fonte de luz.

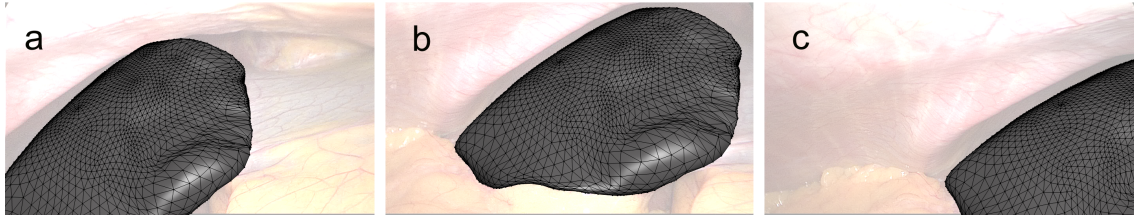
Assumindo a versão na qual a luz é projetada a partir do telescópio da câmera, o resultado do processo de rastreamento através do KLT pode também ser interpretado como a posição da fonte de luz. Se ambos os telescópios utilizados na amostragem possuírem câmeras conectadas e funcionais, o rastreamento via KLT é suficiente para obter a posição da fonte de luz em ambas as configurações de componentes de amostragem. Entretanto,

Figura 4.11 - a,f: Ao posicionar o modelo de fígado diante da câmera, para alguns quadros a geometria pode parecer correta. b,g: Entretanto, de outros pontos de vista, o quadro gerado pode apresentar distorções em relação à cena original, como mostra a porção destacada em azul nas imagens respectivas. c,h: Quando necessária, foi aplicada uma etapa de modelagem manual da geometria inicial, tendo como referência a coerência do modelo com a sequência de *frames* do vídeo. d,i,e,j: O resultado permite que o modelo final seja coerente com todos os *frames* do vídeo da cirurgia. Para este modelo, foram necessários aproximadamente 30 minutos de trabalho.



Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 4.12 - a, b, c: Reconstrução para geometria de fígado vista de diferentes pontos de vista. Cada imagem está associada a um dos quadros do vídeo de laparoscopia. Novamente, o tempo necessário para o ajuste da posição do modelo em relação à câmera virtual, depende da experiência do usuário. Para as imagens acima, tal tarefa consumiu aproximadamente 30 minutos.



Fonte: Compilado pelo autor.

tal possibilidade requer que a cirurgia seja preparada com o dobro de equipamentos necessários para o monitoramento de uma laparoscopia ordinária. Este pode ser um fato impeditivo se o hospital que eventualmente implementar tal método, não dispuser de dois equipamentos idênticos.

Para obter informações a respeito da fonte de luz durante a amostragem com dois telescópios, é assumido que sua posição estará a uma distância máxima do órgão similar às distâncias da câmera enquanto registra o vídeo, dado o limite da parede abdominal. Assim, uma interação manual dentro da cena virtual ajusta a posição da fonte de luz gradativamente, utilizando como referência os picos especulares presentes na imagem de vídeo e no *rendering* da cena virtual. Alinhando tais picos, conforme mostra a Figura 4.13, é possível obter uma estimativa para posição da luz projetada na cena.

4.3.5 Considerações Parciais

Utilizar sequências de quadros de vídeos como amostragens de BRDF implica na correta reconstrução virtual de cada cena obtida. As informações geométricas presentes em tais representações são fundamentais para a associação das amostras de radiância em função de direções de entrada e saída de luz. Entretanto, pequenos desvios na aproximação de posicionamento do órgão ou da fonte de luz na cena virtual, podem ser perceptíveis quando observados do ponto de vista da câmera, como ilustra a Figura 4.14, que tem sua trajetória estimada com base no KLT. Pode ser especialmente trabalhoso obter uma aproximação ótima para todos os quadros do vídeo. De fato a ocorrência destes desvios pode afetar a precisão da BRDF estimada a partir do método proposto.

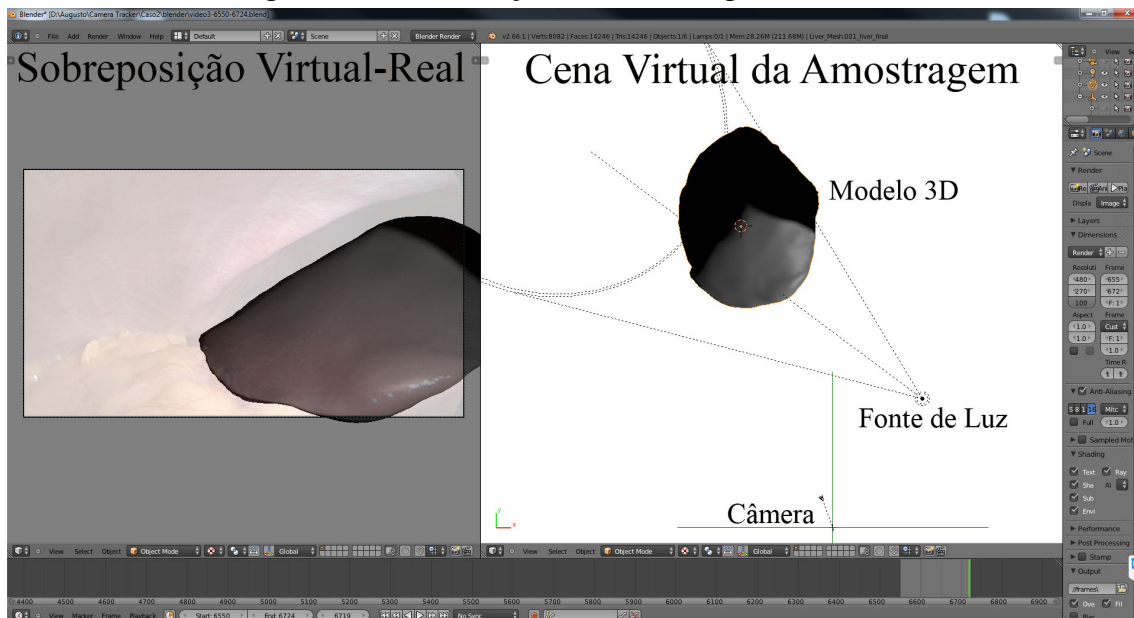
Finalmente, o resultado das etapas descritas nesta Seção é na verdade uma animação virtual para cada cena registrada durante a *Aquisição de Imagens*. Sincronizando-as com os vídeos correspondentes, é possível associar as amostras de BRDF com informações geométricas, de acordo com a Equação 2.10.

4.4 Mapeamento de Parâmetros da BRDF

Associar informações geométricas presentes nas animações geradas segundo a Seção 4.3, com as amostragens contidas em cada quadro dos respectivos vídeos, consiste em obter um conjunto de dados para cada pixel das imagens:

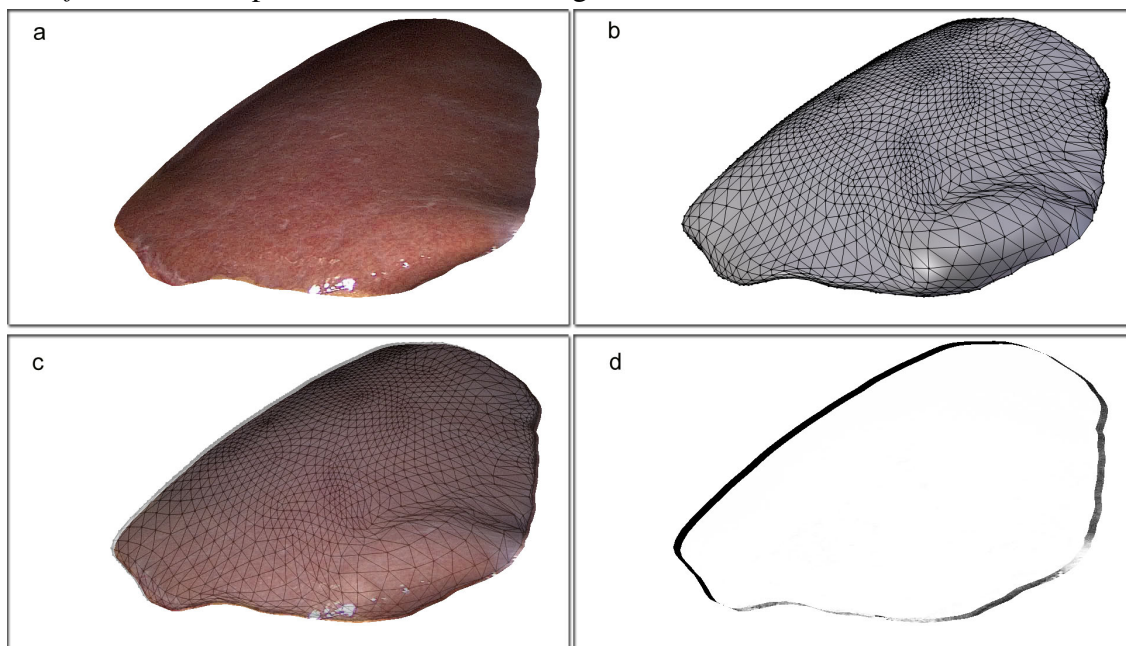
- E : representa a intensidade da radiância refletida em direção à câmera.

Figura 4.13 - Interface gráfica do Blender. Com a relação entre a imagem de vídeo e o resultado da reconstrução virtual para o mesmo quadro, e interações manuais na posição da fonte de luz, completa-se as informações necessárias para o cálculo da BRDF.



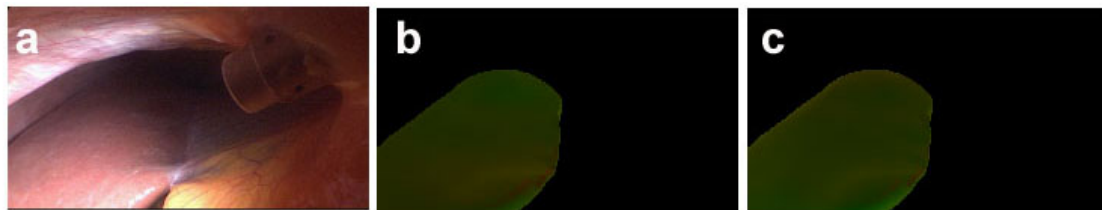
Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 4.14 - a: Imagem de um fígado capturada a partir de um *frame* do vídeo da cirurgia. b: *Frame* correspondente gerado pela animação construída. c: Sobreposição simétrica dos dois *frames*. d: Disparidade nas bordas do fígado ilustrado em a e b.



Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 4.15 - a: Um quadro de vídeo-laparoscopia. b: Mapa de ângulos de saída de radiancia. c: Mapa de ângulos de incidência de radiancia.



Fonte: Compilado pelo autor.

- (θ_e, ϕ_e) : corresponde aos ângulos formados entre a direção do pixel e a normal \vec{N} da superfície.
- (θ_i, ϕ_i) : representa os ângulos formados entre a direção de incidência da luz e \vec{N} .

Assumindo o sistema de cores RGB, cada pixel de uma imagem registra uma amostra de E para os três canais associados.

4.4.1 Animação Correspondente ao Vídeo de Laparoscopia

Convertendo a animação gerada no ambiente de modelagem do Blender para uma animação da BGE (*Blender Game Engine* - Motor de Jogos do Blender), *shaders* especiais podem ser desenvolvidos com o objetivo de definir a cor de cada pixel em todos os quadros da animação como os valores dos pares (θ_e, ϕ_e) e (θ_i, ϕ_i) . Cada quadro gerado a partir de tal processo é registrado como um mapa sincronizado ao vídeo original.

4.4.2 Mapas dos Ângulos de Incidência e Saída de Luz

O *pipeline* gráfico programável permite customizar processos para os vértices de modelos geométricos, por meio do *Vertex Shader* (VS), assim como a fragmentos que podem compor um pixel de imagem via *Fragment Shader* (FS).

Em uma visão geral dentro do contexto deste trabalho, o VS deve ser utilizado para o cálculo do Espaço Tangente de cada triângulo da malha geométrica, e então repassar esta informação para o FS, que por sua vez deve calcular os pares (θ_e, ϕ_e) e (θ_i, ϕ_i) associados e mapeá-los nos valores de cor para o pixel correspondente. Assim, são necessários dois mapas para representar os quatro graus de liberdade necessários para a BRDF, onde em um dos mapas os canais R e G representam os ângulos de incidência de luz, e no outro, os mesmos canais representam os ângulos de saída.

Considerando tal método, a construção do mapeamento consome dois passos, gerando dois conjuntos de quadros associados ao vídeo original. Naturalmente, os valores dos canais R e G devem ser compactados entre 0.0 e 1.0. Além disso, o cálculo de transparência não deve participar do processo descrito, para não ocorrer multiplicações entre valores mapeados. A Figura 4.15 mostra um conjunto de quadros de vídeo e seus respectivos mapas de ângulos.

4.4.3 Correspondência entre Mapas

Um dos resultados do processo de reconstrução virtual das cenas obtidas durante a cirurgia é a possibilidade de sintetizar um novo vídeo de forma customizada, construindo mapas de informações geométricas. Assumindo que a cena virtual corresponde suficientemente à cena real, e um índice k para os quadros de vídeo, as informações contidas

em cada mapa podem ser relacionadas com os quadros do vídeo original através dos índices de cada pixel. De fato, um pixel indexado pelo par (x, y) em um quadro Q_k do vídeo de laparoscopia, possui a informação correspondente à radiância L_e refletida pela superfície do órgão até tal pixel. Além disso, o mapa de ângulos $M_{i,k}$ de direções de luz incidente, quando indexado por (x, y) , fornece informações geométricas da mesma amostra. De forma semelhante, o mapa de ângulos $M_{e,k}$ de direções de saída de luz completa os parâmetros da BRDF para a mesma amostra indexada por (x, y) .

4.4.4 Considerações Parciais

Cada quadro Q_k possui um conjunto de amostragens do resultado da BRDF, que na verdade é a radiância $L_{e,k}$ refletida em direção a cada pixel:

$$L_{e,k} = Q_k \quad (4.4)$$

Durante o processo de amostragem de BRDF, apenas uma fonte de luz ilumina o órgão. Desta forma, podemos compactar o Ângulo Sólido Projetado apresentado na Equação de Reflexão 2.11, na forma do seguinte termo:

$$G(x, y) = \cos(\theta_i) d\omega_i \quad (4.5)$$

A partir da correspondência entre cada pixel dos vídeos e mapas gerados pelo método de amostragem de BRDF, podemos atualizar a notação da Equação 2.10:

$$\rho(M_{i,k}(x, y), M_{e,k}(x, y)) = \frac{Q_k(x, y)}{L_{i,k}(x, y) G(x, y)} \quad (4.6)$$

Finalmente, com base na Equação de Reflexão apresentada em 2.11, podemos formalizar os valores de cor do k -ésimo quadro do vídeo de laparoscopia:

$$Q_k = [\rho(M_{i,k}, M_{e,k}) L_i(M_{i,k}) G(M_{i,k})] + \epsilon_k \quad (4.7)$$

O termo ϵ representa o erro acumulado por todas as aproximações admitidas no método de amostragem de BRDF de órgãos vivos.

4.5 Discussão

Laparoscopias na cavidade abdominal humana fornecem naturalmente acesso a diversos órgãos do aparelho digestivo. Decisões de projeto definidas com respeito a esse tipo de MIS podem ser adaptadas para modalidades minimamente invasivas dedicadas a outras regiões da anatomia.

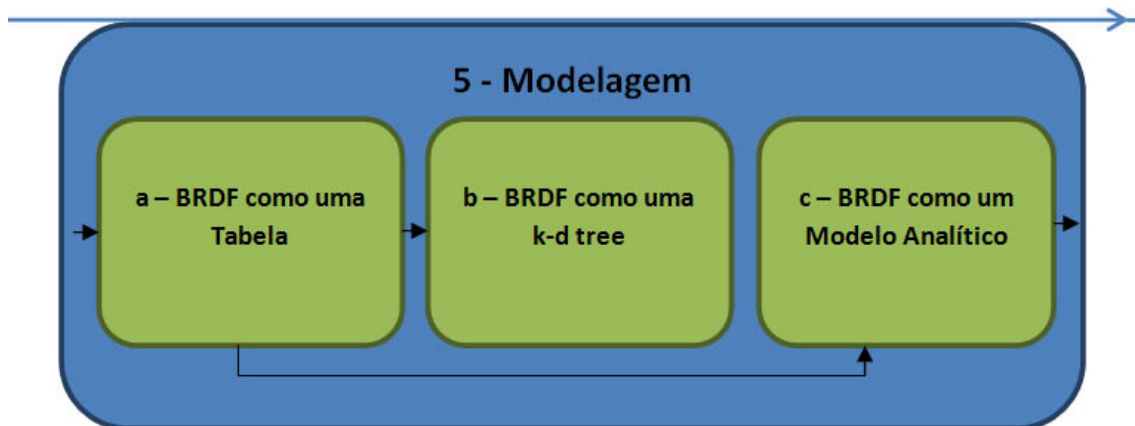
Os órgãos internos do corpo humano têm como estrutura básica a sobreposição de tecidos compostos por conjuntos de células específicas. Os tipos de células e a presença ou não de substâncias entre elas promovem variações dos tecidos de acordo com a função de cada órgão. Como característica comum, a espessura de cada tecido pode ser pequena, formando um material extremamente fino. Assim, é possível que sob o efeito de iluminação artificial o tecido sofra refração da luz. Devido à sobreposição de camadas, tal refração pode causar espalhamento interno da luz no órgão, em camadas imediatamente abaixo da superfície. Estas possibilidades não são abordadas pela representação da interação luz-matéria provida pelo modelo de BRDF apresentado na Equação 2.10 do Capítulo 2. Desta forma, este trabalho assume que, no momento da amostragem, os tecidos orgânicos possuem apenas a capacidade de *reflexão da luz*.

Durante a laparoscopia, o interior do corpo está naturalmente isolado da iluminação presente na sala de cirurgia. Apenas a fonte de luz inserida no paciente interage com seus órgãos. Entretanto, as paredes abdominais podem receber iluminação indireta, a partir de um órgão iluminado pela fonte de luz, e assim prover espalhamento interno. O resultado imediato é um desvio no valor da BRDF amostrada, decorrente de espalhamento difuso da luz dentro do corpo humano. No método de amostragem aqui descrito, assume-se que tal desvio pode ser desprezado.

5 MODELAGEM

O resultado da *Amostragem* é um conjunto de parâmetros suficientes para o cálculo da BRDF. Existem, no entanto, diversas formas de representação de BRDF, como por exemplo Harmônicas Esféricas. O presente capítulo detalha o modelo de representação em tabela, uma otimização da estrutura de dados com o uso de uma *k-d tree*, e o processo de ajuste a modelos analíticos. Estas são as formas de BRDF utilizadas nos experimentos realizados neste trabalho, como ilustra a Figura 5.1.

Figura 5.1 - a: Representação da BRDF através de uma tabela de dados. b: Otimização da estrutura de armazenamento através de uma *k-d tree*. c: Ajuste dos parâmetros de um modelo analítico com base nos dados amostrados.



Fonte: Compilado pelo autor.

5.1 BRDF como uma Tabela

O modelo tradicional para armazenamento dos dados lidos por Goniorelectômetros consiste em uma tabela extremamente densa. Este formato de BRDF é particularmente oneroso para a síntese de imagens, considerando que o *rendering* deverá ainda executar etapas de interpolação de valores para amostras que não estejam representadas na tabela.

Para cada amostra de BRDF baseada em imagem é necessário um conjunto de sete parâmetros para correta representação, de acordo com a Tabela 5.1. A quantidade de parâmetros pode ser maior caso o sistema de representação do espectro visível de luz seja, por exemplo, o de comprimentos de onda.

Tabela 5.1 - Representação de BRDF através de uma tabela de dados.

theta i	phi i	theta e	phi e	r	g	b
$\theta_i \in \mathbb{R}$	$\phi_i \in \mathbb{R}$	$\theta_e \in \mathbb{R}$	$\phi_e \in \mathbb{R}$	$r \in \mathbb{R}$	$g \in \mathbb{R}$	$b \in \mathbb{R}$
$0 \leq \theta_i \leq \frac{\pi}{2}$	$0 \leq \phi_i \leq \pi$	$0 \leq \theta_e \leq \frac{\pi}{2}$	$0 \leq \phi_e \leq \pi$			

Fonte: Compilado pelo autor.

Os pares θ_i e ϕ_i representam direções de incidência, assim como θ_e e ϕ_e correspondem às direções de saída da luz. Já r , g e b representam o valor da BRDF dado pela Equação 4.6, para cada canal do sistema de cor RGB.

Os valores dos ângulos são definidos em radianos. Para θ_i e θ_e , os valores variam de 0.0 a $\frac{\pi}{2}$ radianos, em função da relação com um hemisfério. Semelhantemente, ϕ_i e ϕ_e variam entre 0.0 e π . Com tais combinações angulares, é possível cobrir os hemisférios de reflexão.

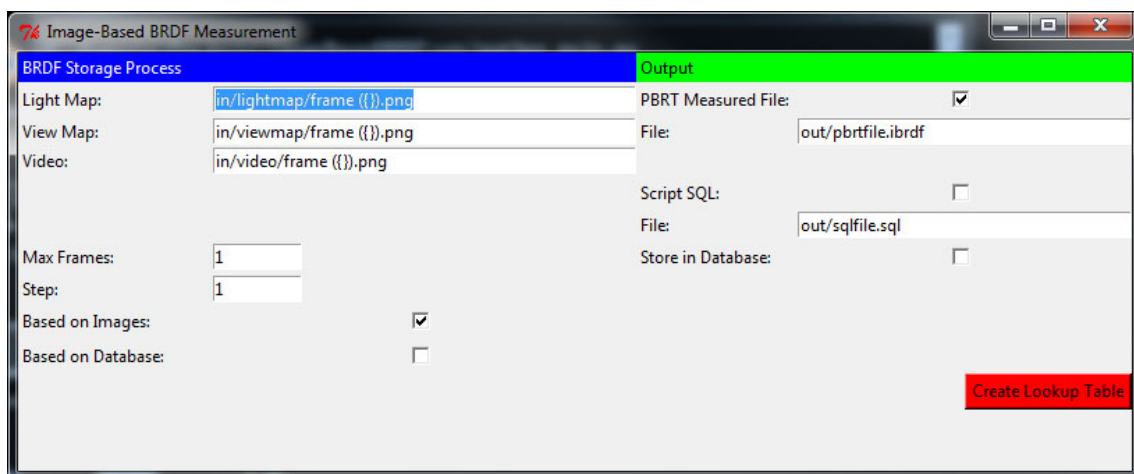
Os parâmetros para faixas de comprimentos de ondas, r , g e b , têm valores reais que não estão expressos no intervalo entre 0.0 e 1.0. De acordo com a Equação 2.10, o valor de ρ decorrente da divisão em sua formulação, pode ultrapassar os limites mencionados.

5.1.1 Gerador de tabelas de BRDF

De acordo com o método de amostragem de BRDF de órgãos vivos, considerando ainda os mapas de informações geométricas e os quadros dos respectivos vídeos de laparoscopias, uma ferramenta auxiliar para a construção de tabelas de BRDF foi implementada pelo autor do presente trabalho.

O objetivo do *software* cuja interface é mostrada na Figura 5.2, é gerar uma tabela com valores de BRDF indexados pelos ângulos de direções de entrada e saída de radiancia. Os quadros e mapas dos vídeos de laparoscopia são associados de acordo com a descrição da subseção 4.4.3. Para cada pixel, a Equação 4.6 é calculada e tem seu valor adicionado na tabela.

Figura 5.2 - Interface do *Software* desenvolvido pelos autores desta dissertação para gerar tabelas de BRDF.



Fonte: Compilado pelo autor.

Alternativamente, as amostragens podem ser gravadas em um banco de dados, permitindo consultas e análises a respeito do método de amostragem proposto. Além disso, é

possível controlar o intervalo utilizado para percorrer a sequência de quadros do vídeo.

5.1.2 BRDF como uma K-d tree

Os dados resultantes da amostragem de BRDF baseada em imagens compõem uma densa lista não ordenada. Os elementos dessa lista são indexados pelas direções de entrada e saída de radiância, e podem ser acessados em $O(1)$. A lista em si, tem tamanho $O(n)$. Entretanto, durante o *rendering* de imagens baseado em Física, é necessário avaliar o comportamento da BRDF por todo o hemisfério de reflexão de radiância, o que requer a interpolação de amostras para estimar a BRDF em direções não amostradas. Neste caso, uma lista não ordenada implica num custo elevado para realizar interpolações entre amostras.

A representação da BRDF como uma *kd-tree* permite otimizar a busca por amostras com direções próximas para o processo de interpolação, mantendo o espaço em $O(n)$. Assim, uma BRDF isotrópica pode ser armazenada numa estrutura com três dimensões, uma para cada índice da tripla $(\theta_i, \theta_e, \phi_i - \phi_e)$. Já os casos anisotrópicos podem fazer uso de uma *4-d tree*. Neste trabalho, tal modelo é utilizado através do PBRT (PHARR; HUMPHREYS, 2010), que é baseada na simplificação formulada pela Equação 2.13, e tem como entrada a tabela descrita na seção 5.1.

5.2 BRDF como um Modelo Analítico

Uma prática comum no *rendering* baseado no uso de BRDF é o ajuste dos dados de sua tabela a um modelo analítico. Existem diversos trabalhos com propostas de métodos para a realização deste processo, normalmente baseados na solução de sistemas não lineares por métodos numéricos (NGAN; DURAND; MATUSIK, 2005) (MALTI; BARTOLI, 2012) (ASHIKHMIN, 2007). Basicamente, tal processo orienta a escolha dos parâmetros de uma Equação de Reflexão.

Neste trabalho, com base em Ngan et al. (2005), propõe-se a modelagem da BRDF como uma soma de porções de luz refletidas difusamente D e de forma especular S , ponderadas por fatores escalares d e s , e indexados por vetores normalizados, considerando ainda F_0 como um fator controlador do Efeito Fresnel (descrito na Subseção 5.2.2) e n como controlador da forma e da intensidade do lobo especular. Assim, a BRDF é representada através da seguinte equação:

$$\rho(\vec{\omega}_i, \vec{\omega}_e) = d D(\vec{\omega}_i, \vec{\omega}_e) + s S(\vec{\omega}_i, \vec{\omega}_e, n, F_0) \quad (5.1)$$

5.2.1 Modelo de Reflexão Difusa

O modelo de reflexão de Lambert define a luz refletida por um material como proporcional à intensidade incidente modulada pelo cosseno do ângulo formado com a normal da superfície (HUGHES et al., 2013). Além disso, a intensidade refletida é igual para todas as direções de saída possíveis, ou seja, para todo o hemisfério associado. Um fator de normalização no valor de $\frac{1}{\pi}$ é adotado segundo o conceito de *Conservação de Energia*, apresentado na subseção 2.4.1. O modelo de Lambert é aplicado neste trabalho para representar reflexões difusas, justamente por não ocorrerem picos de energia direcionais, além da simplicidade de sua formulação.

$$D(\vec{\omega}_i, \vec{\omega}_e) = \frac{1}{\pi} L_i(\vec{\omega}_i) \cos \theta_i \quad (5.2)$$

5.2.2 Modelo de Reflexão Especular

Como ocorre com os modelos de reflexão difusa, existem diferentes modelos analíticos para reflexões especulares. Segundo o trabalho experimental de Ngan et al. (2005), a versão isotrópica do modelo especular de Ashikhmin (2000) é uma das quais melhor representam características de uma BRDF. No trabalho citado, com base em uma abordagem comparativa, diversas tabelas do repositório MERL (MATUSIK et al., 2003) foram utilizadas no ajuste de alguns dos modelos tradicionais em CG, obtendo para o modelo de Ashikhmin uma das melhores representações da interação luz-matéria. O modelo de reflexão de Ashikhmin, segundo a notação adotada neste trabalho, pode ser expresso da seguinte forma:

$$S(\vec{\omega}_i, \vec{\omega}_e, n, F_0) = \frac{n+1}{8\pi} \frac{(\vec{N} \cdot \vec{\omega}_h)^n}{\vec{\omega}_e \cdot \vec{\omega}_h \max(\vec{N} \cdot \vec{\omega}_i, \vec{N} \cdot \vec{\omega}_e)} F(F_0, \vec{\omega}_e \cdot \vec{\omega}_h) \quad (5.3)$$

onde:

$$\vec{\omega}_h = \frac{\vec{\omega}_i + \vec{\omega}_e}{|\vec{\omega}_i + \vec{\omega}_e|} \quad (5.4)$$

Para a Equação 5.3, o parâmetro n controla a forma e a intensidade do lobo especular característico do material. Já o fator F corresponde à modelagem do chamado *Efeito Fresnel*, que consiste em uma concentração da intensidade especular à medida em que $\vec{\omega}_e$ aumenta seu ângulo com respeito a \vec{N} . Tal comportamento é representado neste trabalho pela equação não polarizada de Fresnel, assumindo que não há absorção de energia pelo material:

$$F = \frac{1}{2} \frac{(g-c)^2}{(g+c)^2} \left\{ 1 + \frac{[c(g+c)-1]^2}{[c(g-c)+1]^2} \right\} \quad (5.5)$$

onde:

$$c = \vec{\omega}_e \cdot \vec{\omega}_h \quad (5.6)$$

$$g^2 = m^2 + c^2 - 1 \quad (5.7)$$

$$m = \frac{1 + \sqrt{F_0}}{1 - \sqrt{F_0}} \quad (5.8)$$

O parâmetro F_0 corresponde à solução para a Equação 5.5 para o caso no qual $\vec{\omega}_i = \vec{\omega}_e = \vec{N}$. O valor de F_0 pode ser amostrado para cada material conforme descrevem Cook e Torrance (1982), ou estimado com base em métodos de aproximação não linear utilizando uma tabela de BRDF.

5.2.3 Estimativa de Parâmetros dos Modelos

Representar uma BRDF através da Equação 5.1 requer a escolha dos parâmetros que melhor aproxime os valores da função à tabela correspondente. Além de informações geométricas, como vetores de incidência de radiância, tal equação também relaciona os seguintes parâmetros:

- d : escalar da contribuição de reflexão difusa
- s : escalar da contribuição de reflexão especular
- n : fator controlador do lobo especular
- F_0 : fator controlador do *Efeito Fresnel*

O comportamento da contribuição difusa D é mais uniforme, segundo a definição do modelo de Lambert, que a contribuição especular S . Além disso, D depende apenas de relações geométricas, não envolvendo parâmetros arbitrários em sua formulação. A contribuição S , por outro lado, envolve os parâmetros n e F_0 . Assim, é adotada uma aproximação não linear para S , e uma aproximação linear para os escalares d e s .

Considerando y como um vetor coluna com os valores da BRDF para um dos canais RGB, e X como uma matriz de coeficientes calculada à partir do modelo de Lambert e das informações geométricas associadas à y , o problema fundamental para o escalar d da porção difusa pode ser expresso pelo seguinte sistema sobredeterminado:

$$Xd = y \quad (5.9)$$

A Equação 5.9 requer a minimização da seguinte relação:

$$\epsilon_d = \sum_{j=1}^m [y_j - dD(\vec{\omega}_{i,j}, \vec{\omega}_{e,j})]^2 \quad (5.10)$$

De acordo com o Método dos Mínimos Quadrados linear, o cálculo de d pode ser realizado, em sua forma matricial, como segue:

$$d = (X^t X)^{-1} X^t y \quad (5.11)$$

O mesmo procedimento pode ser adotado para o cálculo do escalar s da porção especular. Entretanto, é necessário estimar os parâmetros n e F_0 , dos quais dependem S , para construir a matriz X de coeficientes. De fato, tal processo pode ser realizado através do método de Levenberg-Marquardt (MARQUARDT, 1963). Novamente, uma relação de minimização pode ser estabelecida:

$$\epsilon_s = \sum_{j=1}^m [y_j - S(\vec{\omega}_{i,j}, \vec{\omega}_{e,j}, n, F_0)] \quad (5.12)$$

A natureza iterativa no método de Levenberg-Marquardt requer ainda valores iniciais para a aproximação. A partir de tais valores, o objetivo do método é calcular o vetor incremento $\delta = [\delta_n, \delta_{F_0}]$ que aproxima n e F_0 iniciais da solução do sistema. Assim, para cada iteração, δ pode ser calculado como segue:

$$\delta = [J^t J + \lambda I]^{-1} J^t [y - S(n_{i-1}, F_{0,i-1})] \quad (5.13)$$

Na Equação 5.13, $S(n, F_0)$ é um vetor com as soluções da Equação 5.3 para a iteração anterior, J representa a matriz Jacobiana associada, I é a matriz identidade, e λ é o parâmetro de *damping*, que controla a velocidade de convergência do método influenciando a direção e o tamanho do passo entre as iterações.

Finalmente, os novos valores para os parâmetros de S podem ser definidos iterativamente:

$$n_i = n_{i-1} + \delta_n \quad (5.14)$$

$$F_{0,i} = F_{0,i-1} + \delta_{F_0} \quad (5.15)$$

5.3 Discussão

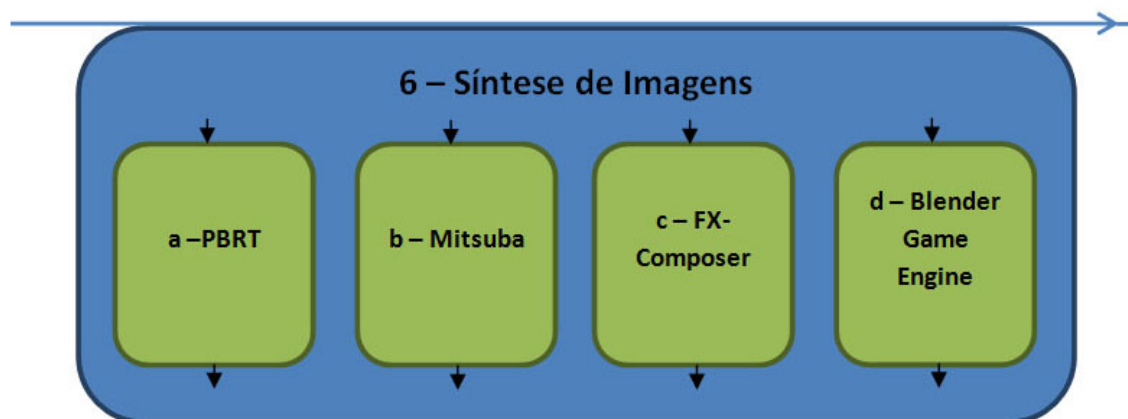
Este capítulo abordou as formas de representação para BRDF, utilizadas durante o desenvolvimento deste trabalho. A forma mais comumente aplicada é a representação por tabela. Porém, dado o alto custo computacional envolvido na sua leitura durante o processo de *rendering*, outras alternativas foram exploradas.

O ajuste a um modelo de reflexão analítico proposto, baseia-se em uma soma de contribuições difusas e especulares, com parâmetros estimados por meio do método de Levenberg-Marquardt e do Método dos Mínimos Quadrados. Uma vez realizado tal processo, a Equação 5.1 pode representar a BRDF obtida por meio do método proposto no Capítulo 4.

6 SÍNTESE DE IMAGENS

Diferentes modelos de representação de BRDF requerem diferentes sistemas de *rendering*, de acordo com o nível da aproximação para a interação luz-matéria relacionada. Este capítulo descreve alguns dos sistemas e implementações utilizadas neste trabalho, ilustrados na Figura 6.1, para gerar imagens com base nos modelos apresentados no Capítulo 5.

Figura 6.1 - Sistemas de *rendering* utilizados durante o desenvolvimento deste trabalho.



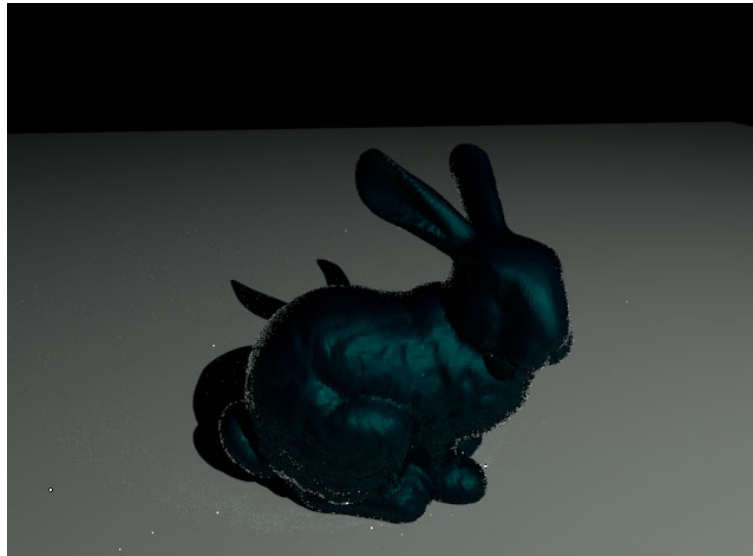
Fonte: Compilado pelo autor.

6.1 Sistemas de *Rendering*

O PBRT (PHARR; HUMPHREYS, 2010) é um dos sistemas de *rendering* utilizados neste trabalho, em função dos vários algoritmos de iluminação global implementados, inclusive, a funcionalidade de realizar a síntese de imagens com base em uma tabela de BRDF. Entretanto, o formato padrão para a tabela é baseada no uso de comprimentos de ondas para representar o espectro visível de luz. Assim, o desenvolvimento deste trabalho envolveu a implementação de um *plugin* para a leitura de tabelas segundo o conceito de BRDF baseada em imagens, ou seja, representando o espectro visível de luz por meio de canais RGB. Internamente, após a leitura da tabela, o PBRT constrói uma *kd-tree* para armazenar os dados da BRDF, utilizando-a durante o processo de *rendering*. A Figura 6.2 mostra um exemplo de imagem gerada a partir do PBRT em conjunto com o *plugin* desenvolvido.

Uma otimização do tempo de *rendering* pode ser aplicada através da representação da BRDF pela Equação 5.1. Para isso, um novo *material* deve ser implementado no PBRT,

Figura 6.2 - Imagem de um coelho gerada através do PBRT a partir de uma tabela de BRDF com amostras de um metal pintado com a seguinte especificação: *Ford Cayman Blue*. A tabela foi gerada pelo laboratório de CG da Universidade de Cornell. Para esta imagem foi utilizado o algoritmo *Path Tracing*, resultando em um tempo de *rendering* de aproximadamente 15,6 minutos. Os artefatos presentes na cena são resultado comumente associados ao uso do algoritmo de *Path Tracing* com poucas amostras por pixel.



Fonte: Compilado pelo autor.

segundo as convenções do sistema, substituindo o processo de leitura da tabela da BRDF pelo pré-processamento detalhado na Subseção 5.2.3.

Neste trabalho também é utilizado o Mitsuba (JAKOB, 2010). Tal *software* pode ser definido como um sistema de *rendering* baseado nas equações da Radiometria e orientado à pesquisa. Além disso, sua implementação é influenciada pelo PBRT, e contém alguns dos algoritmos tradicionais para iluminação global em CG, com ilustra a Figura 6.3. O sistema Mitsuba foi customizado através do desenvolvimento de um novo *material*, que também implementa a Equação 5.1, a exemplo do mencionado para o PBRT. Uma integração entre o ambiente de desenvolvimento do Blender e o sistema de *rendering* do Mitsuba é utilizada neste trabalho para reconstrução de cenas de amostragem.

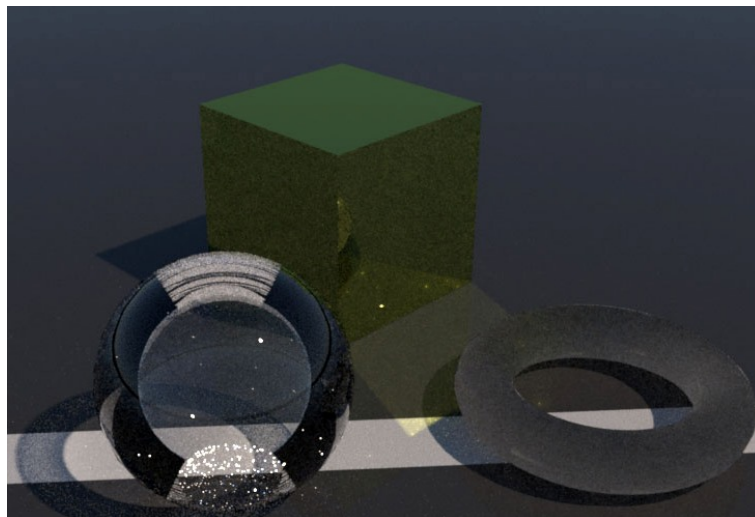
6.1.1 *Rendering* em Tempo Real

Para algoritmos de iluminação local e o *pipeline* gráfico programável convencional, este trabalho propõe uma abordagem na qual a Equação 5.1 corresponda à equação de iluminação, com o objetivo de gerar imagens em tempo real. Uma versão da equação de iluminação proposta é implementada através de *shaders*, por meio das linguagens HLSL (*High-Level Shader Language*) e GLSL (*OpenGL Shading Language*), e aplicadas em ambientes de desenvolvimento de aplicações gráficas como FX Composer (NVIDIA Corporation, 2012) e Blender BGE (Blender Foundation, 2014).

6.2 Visualização do Lobo especular

Visualizações da forma e intensidade do lobo especular a partir da BRDF de órgãos vivos são providas através do *Disney BRDF Explorer* (Walt Disney Animation Studios,

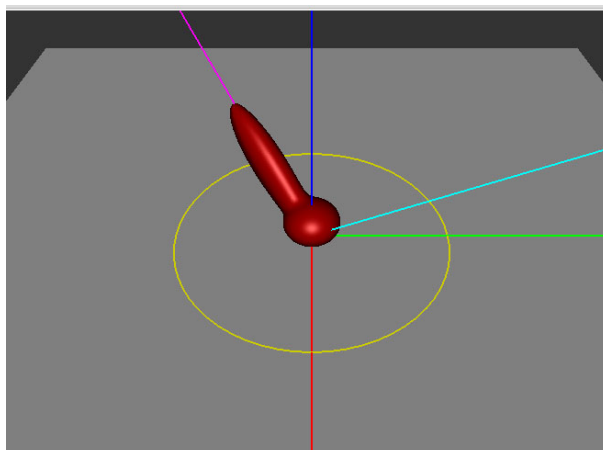
Figura 6.3 - Imagem gerada por meio de *Path Tracing* mostrando alguns dos comportamentos da interação luz-matéria modelados pelo Mitsuba, como transmissão e reflexão especular ou difusa da luz. Os ruídos aparentes na imagem são decorrentes da aplicação do *Path Tracing* utilizando poucas amostras por pixel.



Fonte: Compilado pelo autor.

2013). Sua implementação permite que Equações de Reflexão sejam definidas por meio de GLSL convencional, através das quais, pode-se estudar as interações luz-matéria governadas pela BRDF, a partir de um par de direções de saída e entrada de radiância, como mostra a Figura 6.4. Além disso, uma boa aproximação das equações do Capítulo 4 é provida por meio da técnica *Importance Sampling* (HUGHES et al., 2013), com o objetivo de simular objetos em ambientes naturais, sob efeito de iluminação global, de acordo com as características de sua BRDF.

Figura 6.4 - Lobo especular característico do modelo de Ashikhmin-Shirley (2000).



Fonte: Compilado pelo autor.

Para analisar o lobo especular, o *Disney BRDF Explorer* pode converter os valores dos canais RGB para luminância l , da seguinte forma:

$$l = 0.2126 * R + 0.7152 * G + 0.0722 * B \quad (6.1)$$

6.3 Discussão

Gerar imagens a partir das equações da Radiometria detalhadas no Capítulo 2, com base em aproximações de ordens mais altas, implica um custo computacional que torna impraticável a aplicação de tais técnicas em simuladores de cirurgia dos dias atuais. À luz deste fato, é importante destacar o conceito apresentado pela Lei de Blinn (1977):

"As technology advances, the rendering time remains constant."
— JAMES F. BLINN

De acordo com Blinn, um aumento constante no poder computacional junto à síntese de imagens, não altera o tempo geral de *rendering* das cenas virtuais, razão pela qual conclui-se que apenas o nível das aproximações da interação luz-matéria pode variar. Assim, este trabalho aborda a síntese de imagens em sistemas baseados em *Ray-Tracing* (WHITTED, 1980) e orientados à pesquisa, considerando que o avanço na área de sistemas de alto desempenho proverá uma troca das técnicas que ocupam, atualmente, o limite dos tempos de execução.

7 EXPERIMENTOS E RESULTADOS

Com base na metodologia apresentada nos Capítulos 4, 5 e 6, o presente capítulo visa descrever experimentos realizados durante o desenvolvimento deste trabalho, bem como avaliar seus resultados frente ao objetivo fundamental de realizar amostragens da BRDF de órgãos vivos. Inicialmente, são apresentados estudos preliminares com respeito às técnicas e ferramentas utilizadas. Em seguida, o conteúdo apresentado contextualiza experimentos subsequentes detalhando procedimentos médicos envolvidos, bem como decisões de projeto relacionadas à aplicação da metodologia proposta em um estudo de caso. Processos de validação e discussões acerca dos resultados obtidos concluem o capítulo.

7.1 Ambiente de Desenvolvimento

7.1.1 Configurações de *Hardware*

Os experimentos descritos neste capítulo foram realizados em um único computador com a seguinte especificação:

- Processador: Intel Core i5-2500 CPU 3.30 GHz
- Memória (RAM): 8.0 GB
- Sistema Operacional: Windows 7 64 bits
- Placa Gráfica: NVIDIA GeForce GTX 560 Ti

7.1.2 Ferramenta de Apoio para Métodos Numéricos

Com relação ao ajuste de dados contidos em tabelas de BRDF à modelos de iluminação analíticos, os *scripts* desenvolvidos baseiam-se no uso padrão de operações matriciais providas pelo MATLAB, quando relativas a aproximações lineares pelo Método dos Mínimos Quadrados. Porém, para aproximações não lineares, é usada a função *lsqnonlin()*, segundo o algoritmo de Levenberg-Marquardt (1963).

Um cuidado especial é adotado quanto ao carregamento dos dados das tabelas de BRDF em métodos de aproximações iterativas, pois podem conter *gigabytes* de informações. A tabela é carregada uma única vez para cada *script*, e armazenada em variáveis globais.

7.2 Experimento 1: Simulação da Amostragem de BRDF baseada em Imagem

Para obter experiência em técnicas de amostragem de BRDF baseada em imagem, foi implementado um simulador virtual para amostragem de esferas unitárias, de acordo com a abordagem de Marschner *et. al.* (MARSCHNER et al., 2000), utilizando imagens geradas pelo OpenGL, e a configuração de posicionamento de componentes ilustrada na Figura 2.9-b da Subseção 2.5.1.

O processo de amostragem consiste em uma animação, que controla o posicionamento dos componentes, enquanto armazena um total de 32 imagens de baixa resolução. As posições da câmera e da fonte de luz, além do centro da esfera, também são armazenados para cada imagem. Além disso, a intensidade de luz incidente sobre a esfera, para cada canal RGB, é sempre 1.0.

Informações geométricas associadas a cada pixel das imagens são recuperadas com base nas matrizes *Projection*, *Viewport* e *ModelView*. Através da função *gluUnproject()*, que recupera a posição de um fragmento da tela no sistema de coordenadas do modelo, são calculadas as direções de incidência $\vec{\omega}_i$ e saída $\vec{\omega}_e$ de luz, além da normal \vec{N} da superfície. Uma verificação do valor máximo para a profundidade do pixel, considerando uma esfera unitária, auxilia na identificação das bordas do modelo geométrico.

Por meio de pós-processamento, as imagens são carregadas sequencialmente, e associadas às informações geométricas, calculando a Equação 2.10 para cada pixel, gerando assim, uma tabela de BRDF nos padrões apresentados na Seção 5.1.

O trabalho original observa que há a necessidade de definir-se um fator de escala associado à técnica utilizada para calcular a BRDF. No caso citado, um material com BRDF conhecida é medido com a técnica desenvolvida, e então define-se um fator de escala comparando os resultados obtidos. No experimento aqui descrito não é possível calcular o fator de escala com a mesma abordagem, portanto, o fator de escala s é definido com base em testes de *rendering* variando seu valor no intervalo entre 0.0 e 1.0. Assim constatou-se visualmente que o valor que melhor ajusta o resultado em relação à amostragem, é 0.5.

Finalmente, com a tabela construída, é possível utilizar o sistema de *rendering* PBRT, para gerar imagens com objetos que possuam aspecto governado pela BRDF amostrada, como demonstra a Figura 7.1. Dados a respeito de tempos de processamento para o experimento descrito, podem ser observados na Tabela 7.1.

Tabela 7.1 - Dados da amostragem e processamento do experimento.

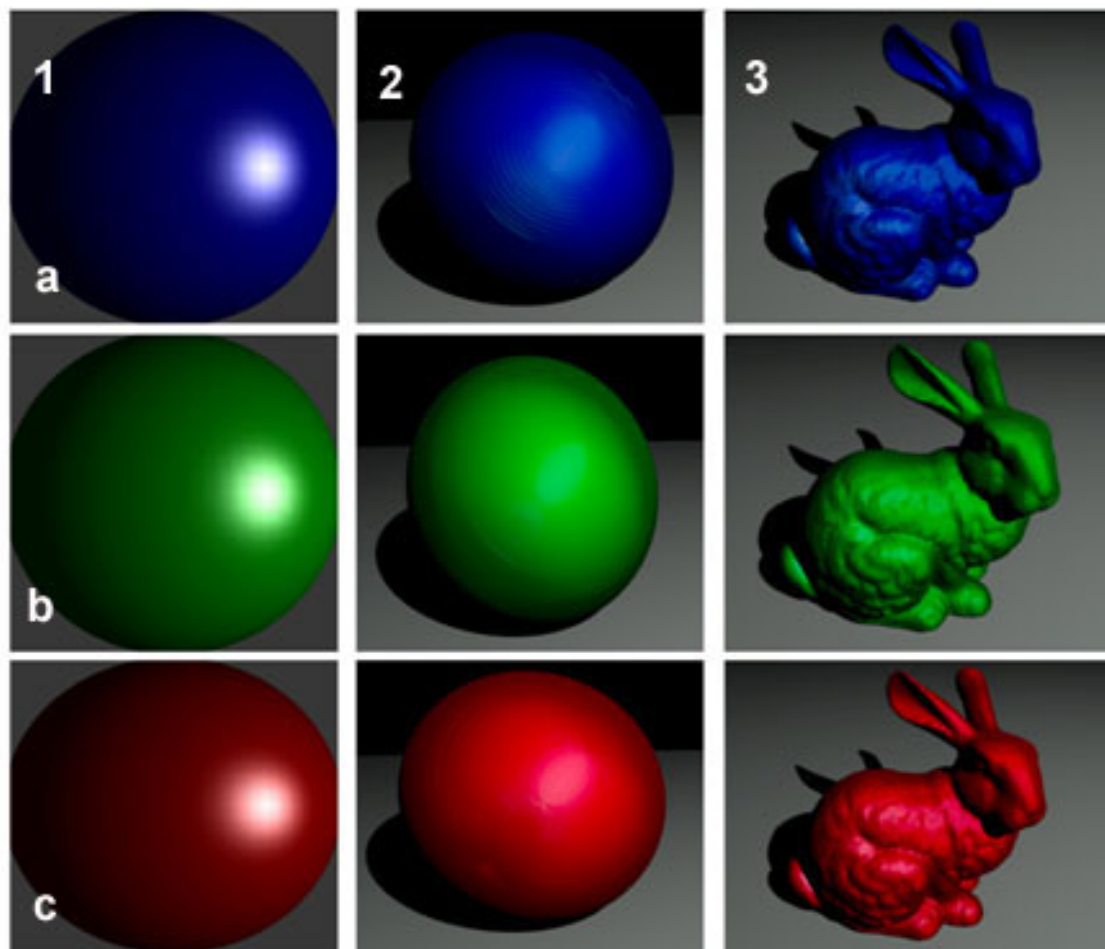
Esfera	Resolução	Imagens	Tempo para a Tabela	Fator de Escala
a	151 X 93	32	9.38 min	0.5
b	158 X 100	32	11.78 min	0.5
c	116 X 35	32	0.61 min	0.5

Fonte: Compilado pelo autor.

O resultado imediato deste experimento é o estudo e comprovação da viabilidade técnica para gerar tabelas de BRDF com base na amostragem da Equação 2.10.

Observando as imagens geradas no PBRT com base na BRDF amostrada, é possível notar que o pico especular está atenuado, em comparação com as amostras geradas virtualmente. Estima-se que tal efeito possa estar relacionado com a amostragem não regular dos hemisférios de reflexão e a interpolação de valores realizada pelo PBRT durante o

Figura 7.1 - 1: Amostras de BRDF gerada a partir da simulação construída no OpenGL. 2: Esfera gerada no PBRT com base na tabela de BRDF resultante. 3: Resultados respectivos para outra geometria.



Fonte: Compilado pelo autor.

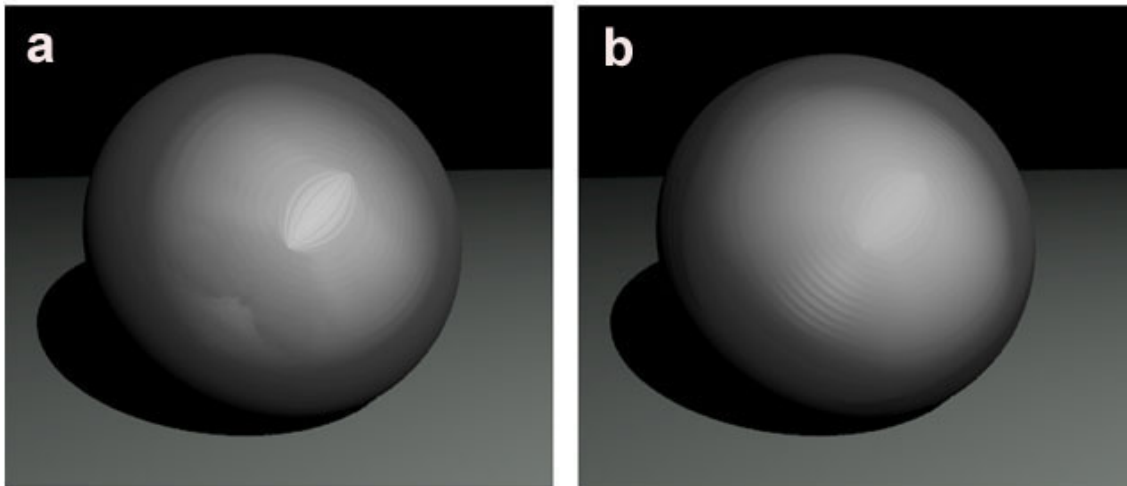
rendering das imagens. Outro resultado é a percepção de fatores restritivos quanto ao uso de altas resoluções para as imagens com amostragens de BRDF. O processamento de tais dados implica em uma grande densidade de informações, tornando a representação da BRDF por meio de tabela responsável por demandas de tempo consideráveis durante seu processamento, como ilustra a Figura 7.2.

7.3 Experimento 2: Amostragem de BRDF através de Vídeos

Este experimento visa aplicar o método de amostragem descrito no Capítulo 4, porém, o objeto amostrado é uma esfera plástica amarela. O ambiente em torno da esfera não contém emissores de luz além da fonte utilizada como parte dos componentes de amostragens. Entretanto, outros objetos com características reflexivas arbitrárias, participam da cena, como mostra a Figura 7.3. Tal configuração pretende aproximar o ambiente de amostragem do encontrado em uma cirurgia MIS convencional. Os objetivos deste experimento são: validar o rastreamento da câmera, a reconstrução virtual da cena de amostragem, e a associação dos quadros do vídeo e mapas correspondentes.

Uma câmera compacta é o suficiente para validar os objetivos propostos, e neste ex-

Figura 7.2 - a: *Rendering* de uma esfera no PBRT com tabela de BRDF gerada com 32 imagens de resolução 117x39. O tempo de processamento da tabela foi 0.68 minutos. b: Resultado correspondente, com BRDF amostrada em 32 imagens com resolução 500x500. Com o aumento da resolução, o tempo de processamento da tabela passa a ser de 335 minutos.



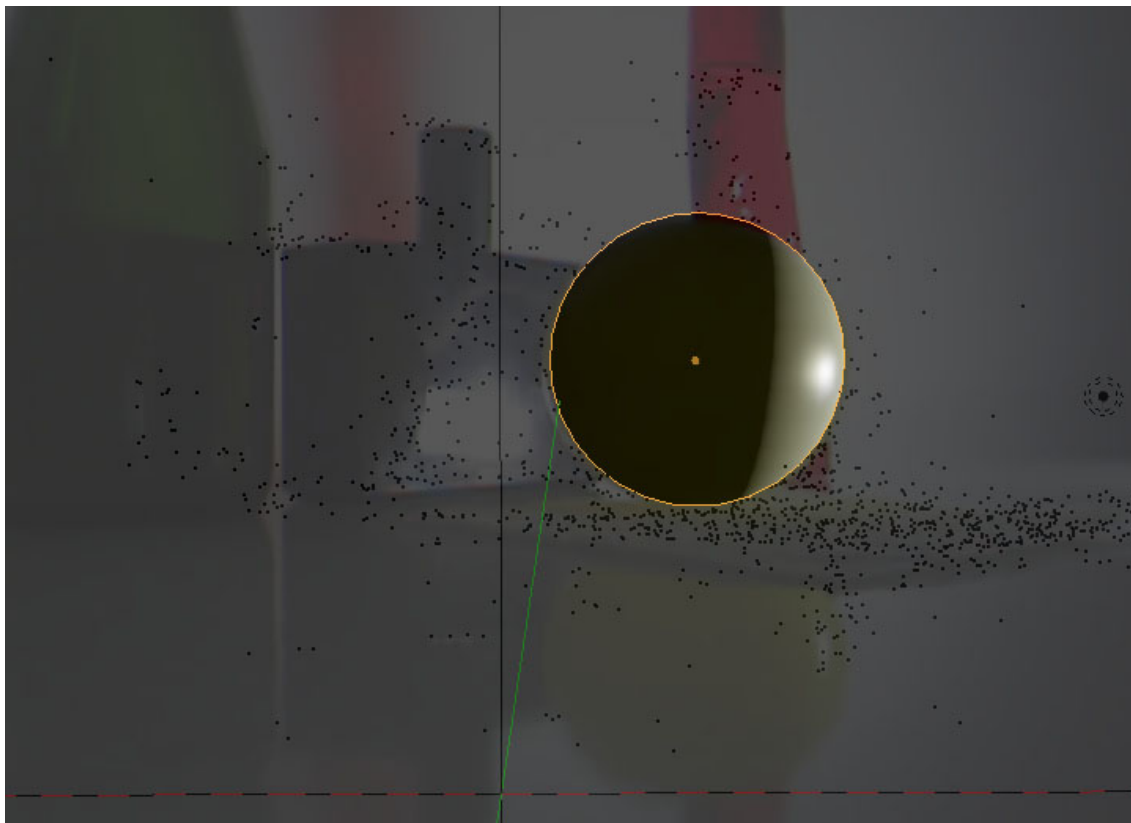
Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 7.3 - Um quadro da cena de amostragem da BRDF de uma esfera.



Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 7.4 - Aproximação de geometria para a esfera presente nos quadros do vídeo de amostragem.



Fonte: Compilado pelo autor.

perimento, um vídeo de curta duração é gerado à partir da câmera Samsung Digimax A402, através do qual, 314 quadros com amostragens da BRDF da esfera são gerados. As configurações da câmera, relevantes para o método de amostragem são listadas abaixo:

- Sensor: 1 CCD (*Charge-Coupled Device* - Dispositivo de Carga Acoplada) de 1/2.5"
- Resolução: 640x480
- Taxa de Quadros: 23 FPS (*Frames per second* - Quadros por segundo)
- Distância Focal: 5.8 mm

A fonte de luz utilizada durante a amostragem é uma lâmpada fluorescente compacta de 15 W (Watts), com coloração definida em 4000 k (kelvins) na escala de cor por temperatura. A CCT (*Correlated Color Temperature* - Cor de Temperatura Correlacionada) pode ser estimada com base na Lei de Planck. Neste experimento é utilizada a implementação sugerida por John Walker (1996). Assim, o valor da intensidade emitida pela fonte de luz, em espaço RGB normalizado, pode ser representado por (1.000, 0.814, 0.541).

A geometria esférica utilizada nas amostragens pode ser facilmente aproximada e ajustada à reconstrução virtual da cena, como ilustra a Figura 7.4, para a construção dos mapas de ângulos de incidência e saída de radiância, relativos aos quadros do vídeo gerado.

Após o processamento da tabela da BRDF segundo o método descrito na Seção 5.1, imagens com base em tais dados podem ser sintetizadas através do PBRT, como ilustra a Figura 7.5-a. Através do método para estimativa de parâmetros de modelos analíticos da Seção 5.2, imagens geradas a partir da BRDF associada à amostra podem ser apresentadas como na Figura 7.5-b. Dados a respeito da aproximação iterativa para representação da BRDF por um modelo analítico, podem observados nas Tabelas 7.2 e 7.3. Detalhes a cerca de tempos de execução e quantidade de dados gerada, são apresentados na Tabela-7.4.

Tabela 7.2 - Dados da aproximação iterativa para o modelo analítico de representação da BRDF.

Parâmetro	valor (R,G,B)
d	(0.6120611, 0.7789574, 0.1364056)
s	(0.6706487, 0.6814855, 0.2929298)
n	(6.886325, 6.643527, 21.66935)
F_0	(0.9999991, 0.9999962, 0.9999961)
$n_{inicial}$	(95.1, 95.1, 95.1)
$F_{0,inicial}$	(0.5, 0.5, 0.5)

Fonte: Compilado pelo autor.

Tabela 7.3 - Tempos de processamento para o ajuste da BRDF aos parâmetros do modelo analítico (Valores somados para os canais RGB).

Fatores da Equação 5.1	Tempo em segundos
$d D$	10.64
$s S$	41.79

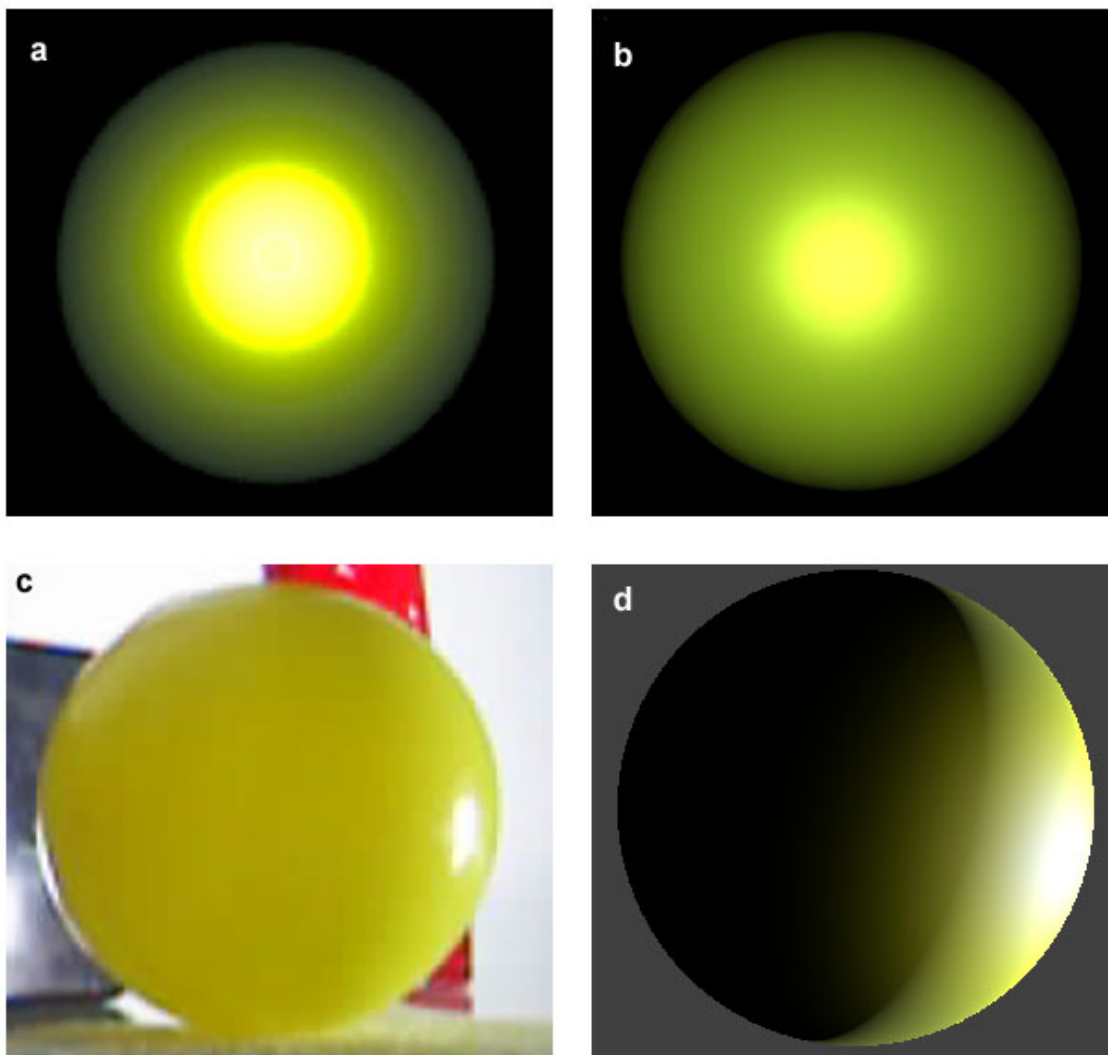
Fonte: Compilado pelo autor.

Tabela 7.4 - Processamento do experimento 2.

Resolução	Imagens	Amostras	Tempo para a Tabela	Arquivo da Tabela
640 X 480	150	1268389	3.97 min	123 MB

Fonte: Compilado pelo autor.

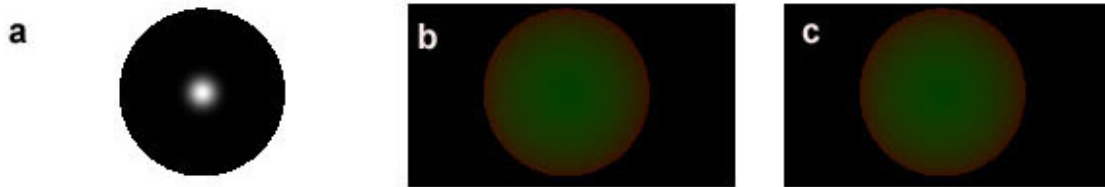
Figura 7.5 - a: Imagem gerada no PBRT através da trabela de BRDF amostrada. O algoritmo de iluminação utilizado considera apenas iluminação direta, e nesta imagem, a câmera e fonte de luz encontram-se na mesma posição. b: Imagem gerada no *FX Composer* através da implementação da Equação 5.1 em HSLs. c: A esfera utilizada na amostragem de BRDF. d - Reprodução da imagem c através de GLSL, implementada no *Disney BRDF Explorer*.



Fonte: Compilado pelo autor.

O presente experimento aplica o método de amostragem de BRDF proposto por este trabalho para uma esfera plástica, em ambiente e configurações de componentes de amostragem aproximados aos esperados para uma cirurgia MIS. O principal resultado obtido é a coerência entre o aspecto visual da porção difusa do material do objeto amostrado e as imagens geradas com base na BRDF obtida. Entretanto, é possível notar que as interações entre o ambiente e a superfície do objeto tornam os picos especulares mais suaves, o que dificulta a sua amostragem e posterior representação tanto na tabela da BRDF como no modelo analítico.

Figura 7.6 - a: Imagem única da amostragem utilizada. b: Mapa de ângulos de saída de radiância. c: Mapa de ângulos de incidência de radiância. Note que os mapas *a* e *b* são iguais neste caso, de acordo com o posicionamento da câmera e da fonte de luz.



Fonte: Compilado pelo autor.

7.4 Experimento 3: Caso Ideal de Amostragem

Este experimento visa simular um caso ideal para amostragem de BRDF baseada em imagens, onde o ambiente de amostragem é neutro e não interage com a objeto do material a ser amostrado. O material simulado possui comportamento especular, representado por um pico facilmente distinguível frente a sua coloração difusa escura. A amostragem simulada consiste em uma única imagem de uma esfera gerada através do Blender com base na equação de iluminação de Phong (PHONG, 1975). Além disso, a câmera e a fonte de luz ocupam a mesma posição do espaço 3D, e em função da geometria esférica, amostram todo o hemisfério referente a essa configuração de entrada e saída de radiância. Para os objetivos deste experimento, um único hemisfério de reflexão é suficiente. A Figura 7.6 mostra a simulação de amostragem juntamente com seus mapas de informações geométricas. A Tabela 7.5 mostra informações a respeito do processamento da tabela de BRDF correspondente.

Tabela 7.5 - Processamento do experimento 3.

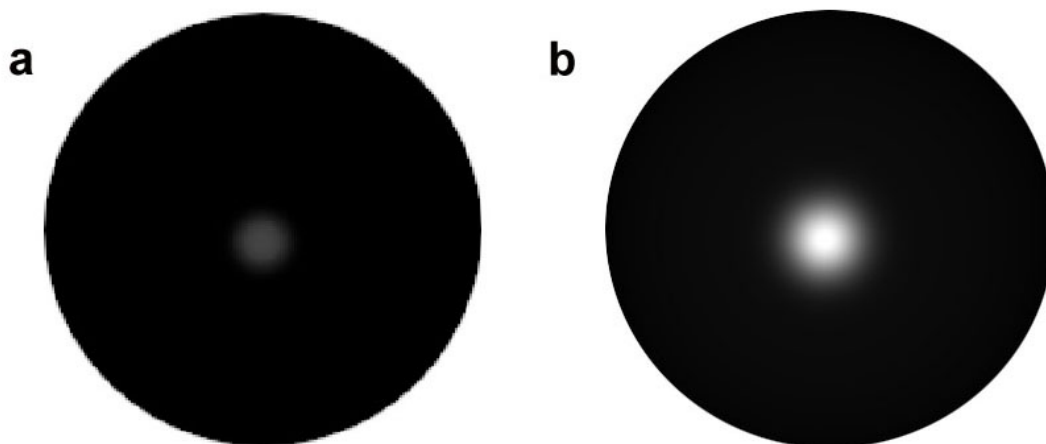
Resolução	Imagens	Amostras	Tempo para a Tabela	Arquivo da Tabela
168 X 94	1	5757	0.255 s	422 KB

Fonte: Compilado pelo autor.

Com base na tabela de BRDF, pode-se gerar imagens através do PBRT, como ilustra a Figura 7.7-a, além de encontrar os melhores parâmetros para um modelo analítico, conforme descreve o Capítulo 5. A Figura 7.7-b mostra uma imagem gerada através da implementação da Equação 5.1 em HLSL, de acordo com os parâmetros aproximados para a função, mostrados na Tabela 7.6.

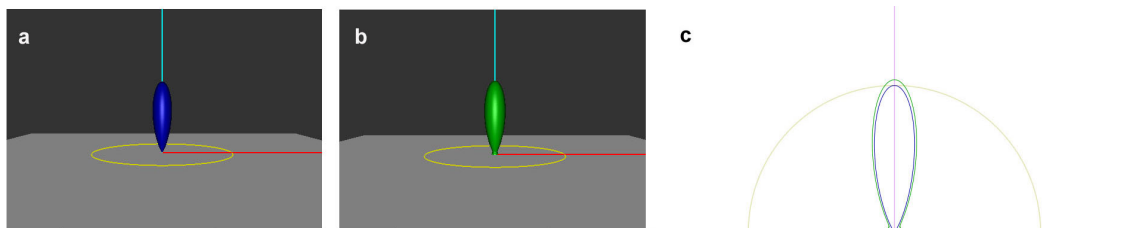
Visualmente, é possível analisar os lobos especulares da equação de Phong e a reconstrução provida pela aproximação da Equação 5.1, como mostra a Figura 7.8. Tal análise permite verificar que para casos de amostragem em condições ideais, a representação da BRDF por meio do modelo analítico é suficiente para ilustrar a interação luz-matéria característica de materiais *isotrópicos* e *homogêneos*. Além disso, o comportamento especular é satisfatoriamente representado, enquanto que a porção difusa tem um leve desvio de valores, provavelmente associados a qualidade da aproximação pelo método de Mínimos Quadrados linear e aos resíduos decorrentes de erros no ajuste. A coerência da distribuição de energia entre a amostra a reconstrução pode ser observada nos histogramas mostrados na Figura 7.9, e mensurada também por meio da análise de correlação de histogramas (mais detalhes sobre tal métrica de validação podem ser observados na Subseção 7.5.6).

Figura 7.7 - a: Imagem gerada no PBRT considerando apenas iluminação direta. b: Imagem correspondente gerada no *FX Composer* com base na aproximação para modelo analítico.



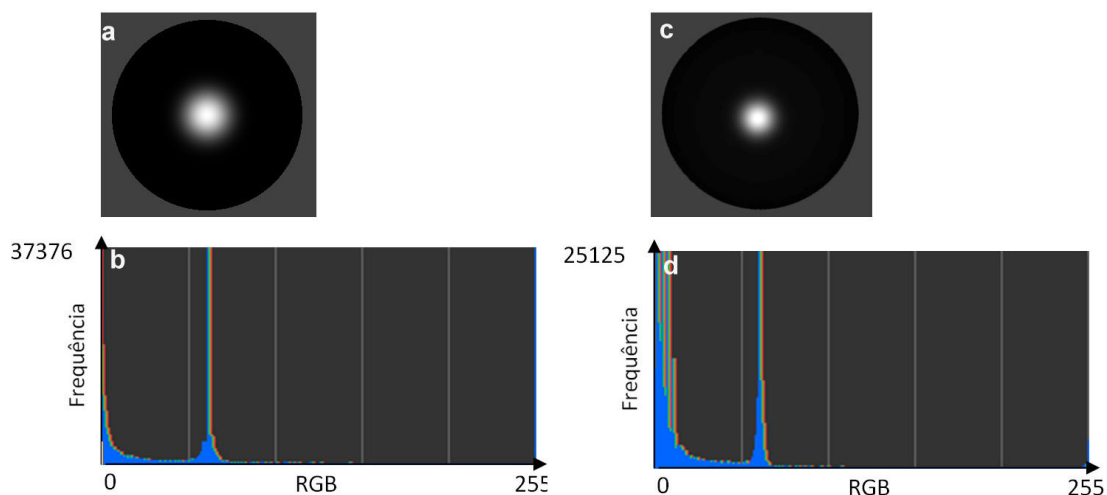
Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 7.8 - a: Lobo especular na equação de Phong (Subseção 2.4.2), de acordo com o valor de $n = 18.982$ utilizado na amostragem. b: Lobo especular para a Equação 5.1 de acordo com os parâmetros ajustados. c: Visualização 2D da comparação entre *a* e *b*.



Fotnte: Compilado pelo autor.

Figura 7.9 - a, b: Imagem gerada por meio de GLSL para a equação de Phong e histograma da imagem. c, d: Imagem correspondente para a Equação 5.1 e histograma da imagem. A correlação entre os histogramas é de 0.7502.



Fotnte: Compilado pelo autor.

Tabela 7.6 - Dados da aproximação iterativa para o modelo analítico de representação da BRDF.

Parâmetro	valor (R,G,B)
d	(0.1534313, 0.1534313, 0.1534313)
s	(1.000000, 1.000000, 1.000000)
n	(77.04123, 77.04123, 77.04123)
F_0	(0.3187693, 0.3187693, 0.3187693)
$n_{inicial}$	(90.5, 90.5, 90.5)
$F_{0,inicial}$	(0.1, 0.1, 0.1)

Fonte: Compilado pelo autor.

7.5 Experimento 4: Amostragens de BRDF com base em Cirurgias Reais

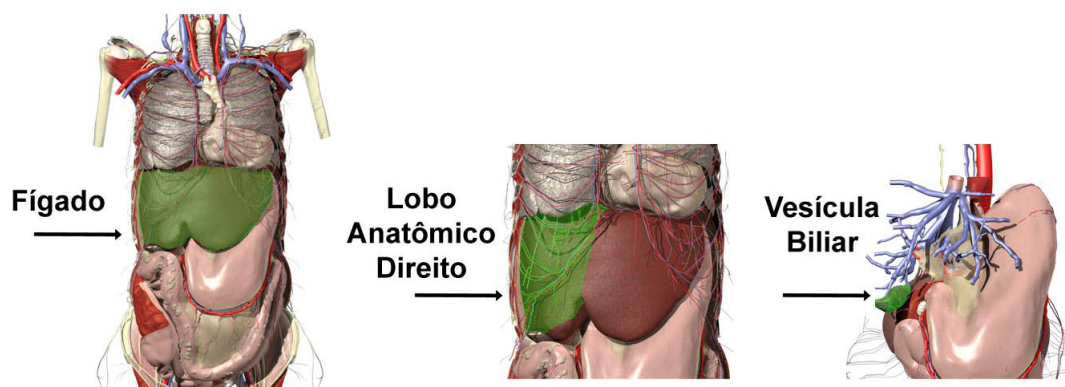
A elaboração de um procedimento de amostragem de BRDF de acordo com normas da Medicina com respeito a laparoscopia, requer a colaboração entre médicos e os autores de tal proposta. Neste trabalho, Dr. Leandro Totti Cavazzola (2013) representa o conhecimento especializado sobre laparoscopia. Dr. Cavazzola é médico com experiência em MIS, principalmente em cirurgias do aparelho digestivo, com forte atuação no Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA). Entretanto, qualquer alteração no procedimento padrão de uma cirurgia requer a aprovação do Comitê de Ética Médica do hospital e a autorização do paciente para participação voluntária na pesquisa. O processo de aprovação para realização experimento descrito por esta seção foi desenvolvido sob supervisão do Dr. Cavazzola e devidamente submetido e aprovado pelo comitê de ética do HCPA.

O órgão escolhido para experimentos de amostragens de BRDF é o fígado humano, mostrado na Figura 7.10. O critério de escolha baseia-se no fato de a incidência de câncer com localização primária (origem da lesão) no fígado ou vias biliares intra-hepáticas corresponder a 11.96% dos diagnósticos gerais de câncer para a população masculina da cidade de Porto Alegre, no Rio Grande do Sul, no período entre os anos de 2000 e 2004 (Instituto Nacional de Câncer, 2010). De fato, lesões originadas na região do Fígado compõem uma das dez mais recorrentes ocorrências de diagnóstico de câncer para a população de tal cidade. Um das abordagens de tratamento aplicáveis envolve a retirada de tumores por meio de laparoscopias. Tal cenário provê a possibilidade de amostragens de BRDF de fígados de pacientes com o perfil descrito, e também configura uma motivação para o aprimoramento do treinamento de cirurgias minimamente invasivas. Além disso, o fígado humano possui estrutura parenquimatosa, o que permite a preservação de sua forma durante o processo de amostragem.

Durante o desenvolvimento desta dissertação experimentos de amostragem da BRDF de órgãos vivos foram realizados com base em uma Colecistectomia laparoscópica. Esta é uma MIS para retirada da vesícula biliar, por meio de quatro portais alocados na cavidade abdominal, dos quais dois são especialmente importantes para os experimentos realizados:

- 1 - Portal de 10 mm no umbigo (através do qual ocorre a introdução da câmera com sua fonte de luz)
- 2 - Portal de 10 mm no epigástrico (pelo qual é introduzida a segunda fonte de luz). Tradicionalmente este portal possui 5 mm de diâmetro e é utilizado para inserção de

Figura 7.10 - Anatomia relacionada com a cirurgia de Colecistectomia e a amostragem de BRDF para órgãos vivos.



Fonte: Primal Pictures (2013).

Figura 7.11 - 1 e 2: localização aproximada dos portais utilizados no processo de amostragem da BRDF. 3 e 4: Localização aproximada dos demais portais utilizados na Colecistectomia.



Fonte: Compilado pelo autor.

ferramentas cirúrgicas. Entretanto, para a realização de experimentos, o diâmetro deste portal foi redefinido para 10 mm.

A Figura 7.11 mostra a localização dos portais mencionados, onde o processo de amostragem é efetivamente realizado. O lobo anatômico direito do fígado corresponde à porção amostrada nos vídeos da cirurgia, e a lateralização (como os médicos chamam o movimento de revolução da câmera) ocorre de acordo com definido no Capítulo 4, por meio de um telescópio com 30° de angulação.

Outras MIS, como Biópsias Hepáticas, podem conter a mesma configuração de portais da Colecistectomia e portanto, atuarem como plataforma para amostragem para BRDF de órgãos vivos.

7.5.1 Configurações da Câmera

A câmera utilizada nos experimentos realizados é uma Karl Storz Image1 H3-Z 3-Chip HD, com a seguinte especificação:

- Resolução: 1920 x 1080
- Distância Focal: 15 mm
- Taxa de Quadros: 30 FPS
- Sensor: 3 CCD 1/3"
- Telescópio: 30° de angulação

7.5.2 Configurações da Fonte de Luz

A iluminação artificial projetada na cena a partir do telescópio conectado ao portal do umbigo, ou do ligado ao portal do epigástrico, é produzida por uma fonte de luz especial com a seguinte especificação:

- Tipo da Lâmpada: *Xenon*
- Potência: 300 W
- Cor na tabela de Temperatura: 6000 K

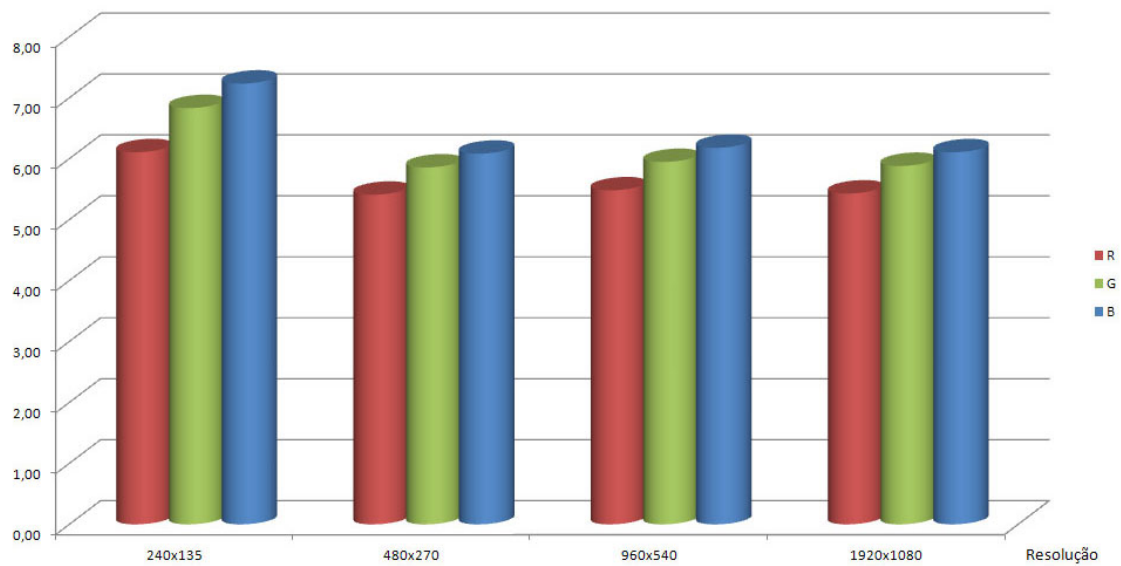
Retomando o método de Walker (1996) para aproximação de temperatura em cor no espaço RGB, o valor estimado para esta fonte de luz é definido como (0.876, 0.976, 1.0).

7.5.3 Resolução dos Dados

A utilização da resolução 1920x1080 provida pela câmera de laparoscopia implica em uma quantidade considerável de candidatos à amostra de BRDF. A tabela gerada a partir do conjunto de 300 quadros de vídeo pode atingir facilmente um tamanho de arquivo na ordem de 25 GB, dependendo do enquadramento do fígado dentro de cada imagem. Para o MATLAB, há sérias restrições quanto ao tamanho máximo das matrizes e vetores operados durante aproximações iterativas. Assim, para os experimentos baseados em vídeos reais de Colecistectomia, este trabalho aplica uma redução na resolução das imagens originais.

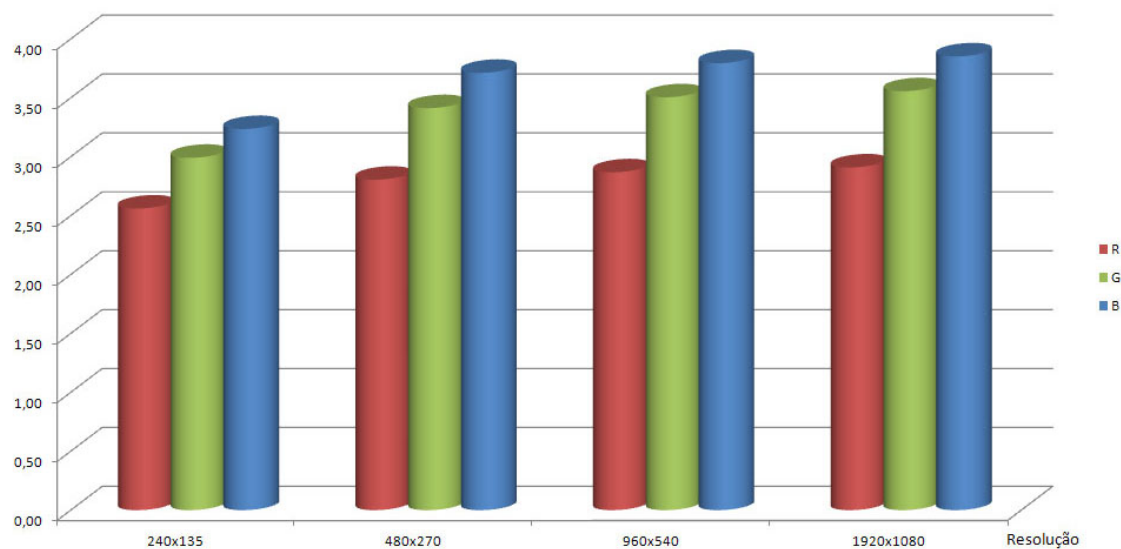
Com o objetivo de mensurar o impacto da redução na resolução das imagens, as Figuras 7.12 e 7.13 mostram os valores aproximados para os parâmetros da Equação 5.3, calculados a partir do quadro mostrado na Figura 7.16, de acordo com variações em sua resolução. As Figuras 7.14 e 7.15 mostram o crescimento dos tempos e tamanhos de arquivo associados com as respectivas resoluções.

Figura 7.12 - Variação no ajuste do parâmetro n de acordo com alterações na resolução da amostragem.



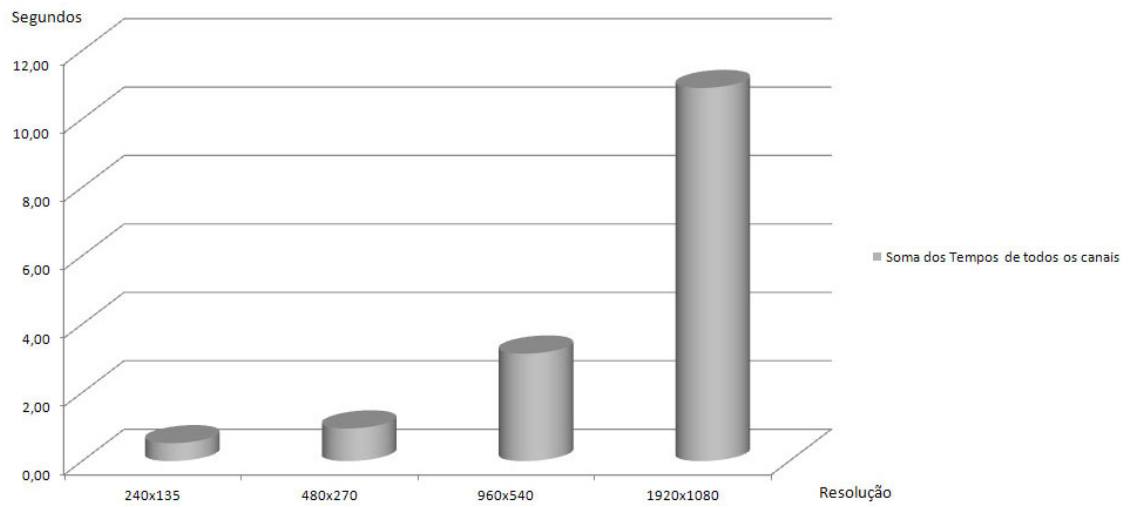
Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 7.13 - Variação no ajuste do parâmetro F_0 de acordo com alterações na resolução da amostragem.



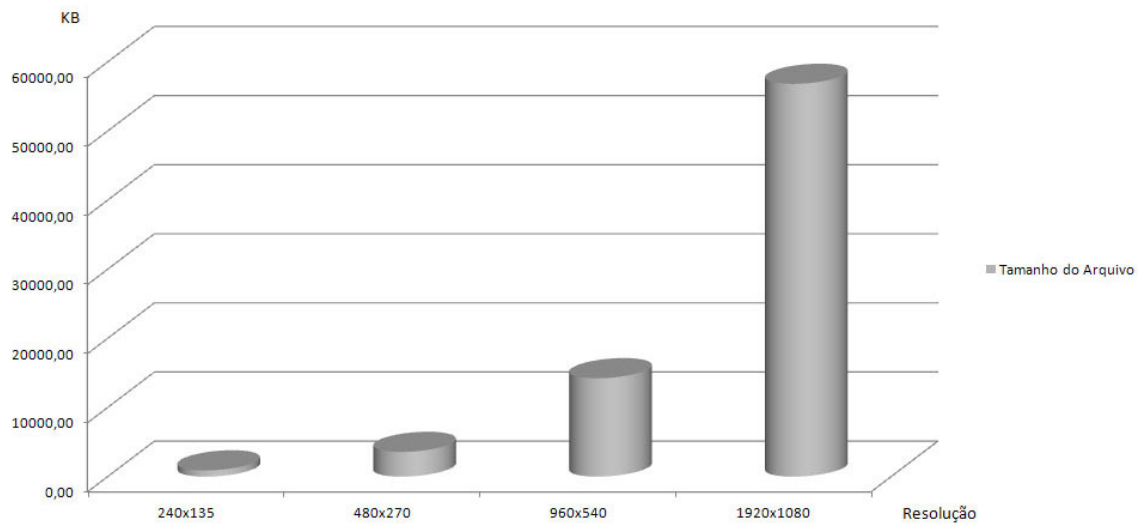
Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 7.15 - Variação do tempo de execução associado ao ajuste dos parâmetros da Equação 5.3.



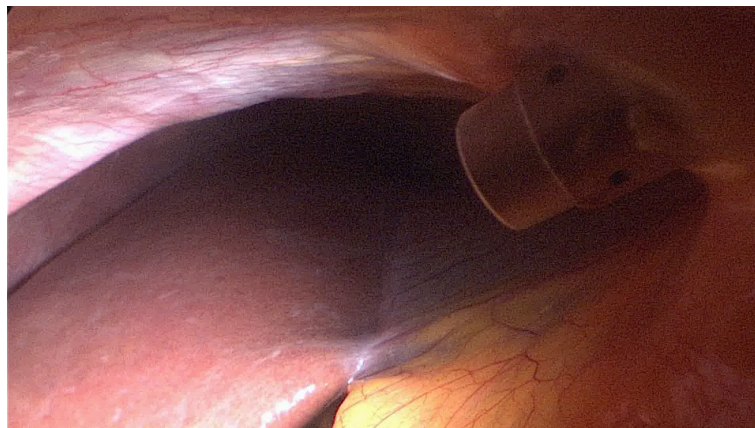
Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 7.14 - Crescimento do arquivo da tabela da BRDF de acordo com a variação de resolução.



Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 7.16 - Quadro utilizado como amostragem de BRDF para os testes realizados.



Fonte: Compilado pelo autor.

O quadro utilizado neste experimento foi reduzido por meio do algoritmo de reamostragem de Lanczos, que apresenta bons resultados na preservação da informação original, sem no entanto, produzir artefatos na imagem com tamanho alterado. Tal característica ocorre tanto em operações de aumento de resolução de imagens, quanto em reduções (TURKOWSKI, 1990). De acordo com os dados apresentados, estima-se que a escolha de uma resolução menor para otimizar os tempos dos processos associados, causa pequenos desvios nos valores dos parâmetros, porém mantém a coerência do comportamento da BRDF para resolução original. Assim, para os experimentos baseados em Colecistectomia, as imagens dos vídeos de amostragem são reduzidas a 1.56% da resolução original. Para os mapas de informações geométricas é realizada uma redefinição da matriz *ViewPort* na mesma proporção.

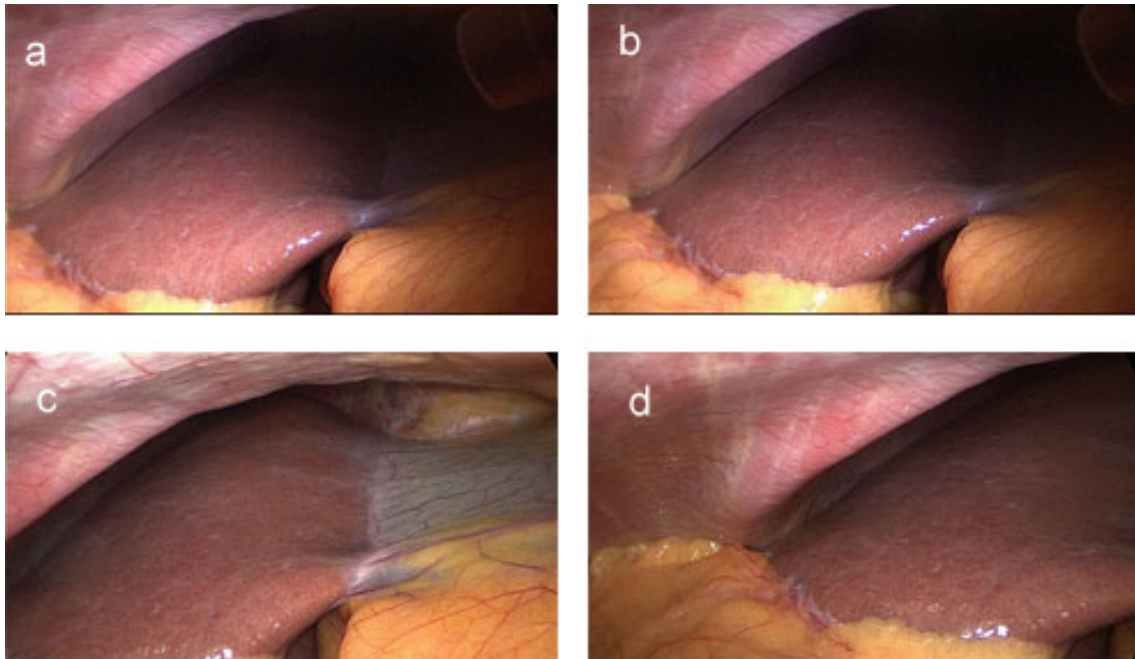
7.5.4 BRDF baseada em Laparoscopia

Este experimento visa amostrar a BRDF de um fígado humano durante uma MIS convencional, com base na metodologia proposta nos capítulos 4, 5 e 6. A amostragem é composta por 356 quadros de vídeos, dos quais 181 foram registrados com câmera e fonte de luz posicionadas pelo portal do umbigo, e 175 quadros foram gerados utilizando a fonte de luz inserida pelo portal do epigástrico. Imagens da MIS são mostradas na Figura 7.17.

O experimento foi realizado durante uma Colecistectomia seguindo o protocolo de amostragem de BRDF descrito no Capítulo 4. O processo de aquisição de imagens da cirurgia consumiu 5 minutos do tempo total do procedimento médico. O perfil aproximado do paciente configura-se como uma mulher de 50 anos, com altura e peso aproximados em 1.60 metros e 100 Kg respectivamente.

Após a definição dos mapas de informações geométricas, uma tabela de BRDF é construída, com base na qual, os parâmetros da Equação 5.1 são aproximados. A Figura 7.18 mostra imagens geradas a partir da tabela de BRDF e da aproximação para modelo analítico, cujos valores para os parâmetros são mostrados na Tabela 7.7. Informações a respeito do processamento do experimento são mostradas na Tabela 7.8.

Figura 7.17 - a, b: Com luz projetada pelo portal do epigástrico. c, d: Com luz projetada pelo portal da câmera.



Fonte: Compilado pelo autor.

Tabela 7.7 - Dados da aproximação iterativa para o modelo analítico para o experimento 4.

Parâmetro	valor (R,G,B)
d	(1.0, 0.5482, 0.5140)
s	(1.0, 0.1256, 0.1090)
n	(10.2617, 39.7483, 42.7943)
F_0	(0.9998, 1.0, 1.0)
$n_{inicial}$	(80.1, 80.1, 80.1)
$F_{0,inicial}$	(0.5, 0.5, 0.5)

Fonte: Compilado pelo autor.

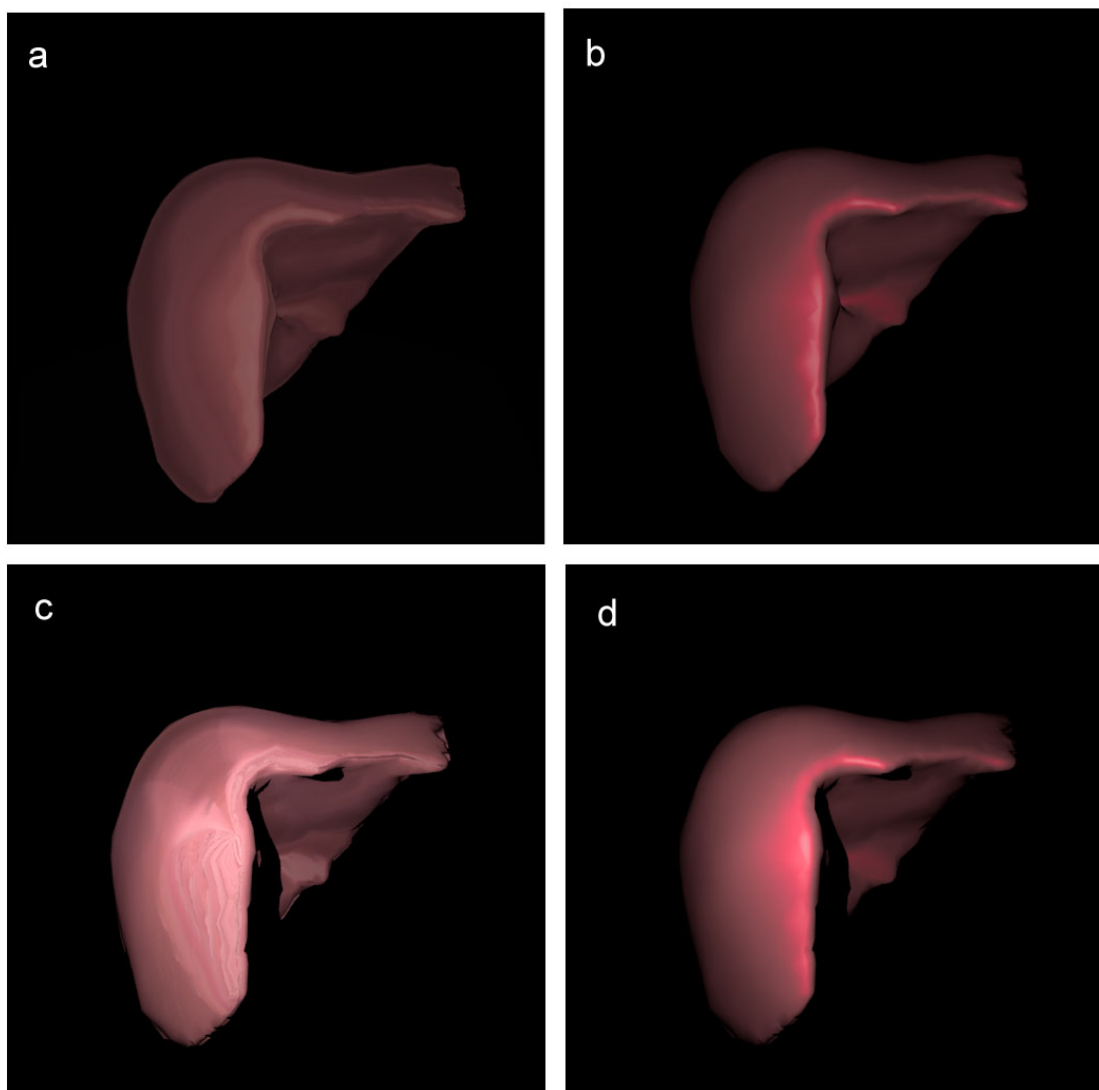
Tabela 7.8 - Processamento do experimento 4.

Resolução	Imagens	Amostras	Tempo para a Tabela	Arquivo da Tabela
240 X 135	356	4271045	3.47 min	386.67 KB

Fonte: Compilado pelo autor.

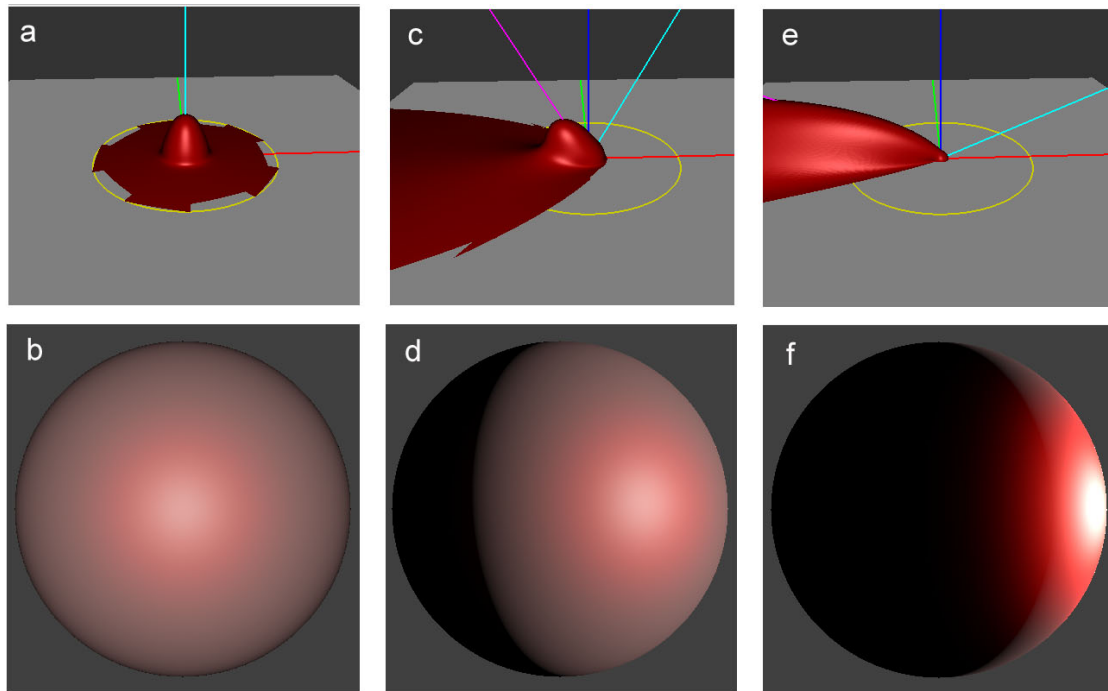
Através dos parâmetros aproximados para a Equação 5.1, pode-se observar o comportamento do lobo especular para a BRDF estimada, mostrado na Figura 7.19, bem como sua interação em diferentes condições de iluminação, como mostra a Figura 7.20.

Figura 7.18 - a: Imagem gerada no PBRT a partir da tabela da BRDF do órgão amostrado. O algoritmo de iluminação considera apenas luz direta. O tempo de *rendering* é de 432.0 segundos. b: Resultado correspondente produzido no PBRT, com base na aproximação para modelo analítico. O tempo de *rendering* é de 1.0 segundo. c: Resultado também baseado na tabela de BRDF, considerando outra configuração de iluminação para a cena. d: Imagem correspondente à imagem c, baseada na aproximação para modelo analítico implementada no PBRT.



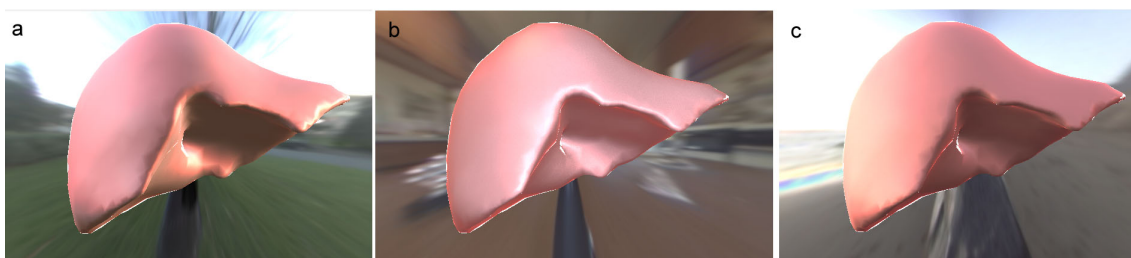
Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 7.19 - a: Comportamento do lobo especular da BRDF estimada, para direções $\vec{\omega}_i$ e $\vec{\omega}_e$ iguais, com resultado correspondente mostrado na imagem b. c: Espalhamento modelado pelo fator da equação de Fresnel. Um exemplo de resultado associado pode ser observado na imagem d. e: Concentração de energia refletida, provida pelo *Efeito Fresnel*. f: Exemplo de esfera gerada a partir do comportamento mostrado na imagem e.



Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 7.20 - a, b, c: Variações nas condições de iluminação para um fígado gerado através da BRDF estimada. Imagens baseadas na implementação da técnica *Importance Sampling* provida pelo *Disney BRDF Explorer*.



Fonte: Compilado pelo autor.

7.5.5 Análise da Cobertura da Amostragem

Em sistemas de amostragem de BRDF baseados em imagens, a coleção de informações obtidas do processo pode ser mapeada em um hemisfério unitário acima de um plano hipotético P_h e centralizado em um ponto p . Para isso, é necessário interpretar as direções de incidência e saída de radiância amostradas como vetores que passam pelo ponto p segundo a orientação da normal do plano P_h . Assim, o termo *cobertura* corresponde à área formada pelas intersecções das direções de entrada ou saída de radiância com a superfície do hemisfério do plano P_h .

De acordo com os resultados do experimento descrito nesta seção, as combinações de direções $\vec{\omega}_i$ de entrada e $\vec{\omega}_e$ de saída de luz são estocásticas, ou seja, ainda que exista um protocolo para a amostragem da BRDF, com relação à configuração dos componentes de amostragem (como o descrito por Marschner (MARSCHNER et al., 2000)), o intervalo entre as variações angulares necessárias para a cobertura da BRDF não é regular. Além disso, a extensão da cobertura depende da curvatura do objeto utilizado na amostragem, e pode ocorrer sobreposição de amostras, inclusive com valores diferentes para um mesmo par $(\vec{\omega}_i, \vec{\omega}_e)$, dada a natureza heterogênea do tecido que cobre o fígado humano. Entretanto, a ocorrência de sobreposição depende de combinações idênticas dos ângulos que parametrizam a BRDF, o que para números expressos em ponto flutuante, é uma possibilidade considerada baixa por este trabalho. A ocorrência de sobreposição penaliza não só o armazenamento e a cobertura da BRDF, mas também o ajuste ao modelo analítico descrito no Capítulo 5, já que para tal procedimento, nenhum pré-processamento é efetuado para tornar os dados mais esparsos.

Com objetivo de mensurar a cobertura dos hemisférios de reflexão, os dados da tabela de BRDF construída foram setorizados de acordo com os ângulos e hemisférios associados, provendo uma maneira de estimar a área coberta em relação ao hemisfério Ω , bem como a quantidade de amostras que podem ser consideradas sobrepostas, quando presentes no mesmo setor da discretização. Para o ângulo θ foi adotado um intervalo de 0.1 radianos, com uma variação angular entre 0.0 e $\frac{\pi}{2}$ radianos. Esta configuração permite setorizar os ângulos θ em 16 partes, cujo intervalo correspondente é de 5.73 graus. Para o ângulo ϕ também é adotado um intervalo de 0.1 radianos, variando entre 0.0 e 2π , o que corresponde a uma discretização de 64 partes. Finalmente, tal discretização define o hemisfério Ω_i com 1024 vértices candidatos a amostra para direções de entrada de radiância. Semelhantemente, Ω_e é o hemisfério discreto de direções de saída.

Considerando a discretização proposta, a cobertura total ζ de técnicas de amostragem de BRDF pode ser expressa como uma somatória dos Ω_e amostrados para cada setor de Ω_i , ponderados pelas suas respectivas coberturas de amostragem:

$$\zeta = \sum_{k=1}^{\alpha_i \Omega_i} \alpha_{e,k} \Omega_e \quad (7.1)$$

onde:

$$0 \leq \alpha_i \leq 1 \quad (7.2)$$

$$0 \leq \alpha_e \leq 1 \quad (7.3)$$

Um gonioreflectômetro tem a capacidade de avaliar Ω_e para cada ponto de Ω_i . Assim, a cobertura total ideal ζ_I , assumindo $\alpha_i = \alpha_e = 1$, é:

$$\zeta_I = \sum_{k=1}^{\Omega_i} \Omega_e = \Omega_i \Omega_e = \Omega^2 \quad (7.4)$$

onde:

$$|\Omega_i| = |\Omega_e| \quad (7.5)$$

Em técnicas de amostragem retro-reflexiva, como em (MALTI; BARTOLI, 2012) e (CHUNG et al., 2004), apenas uma direção de Ω_e é amostrada para cada ponto de Ω_i . A cobertura de tais técnicas pode ser expressa como:

$$\zeta_R = \sum_{k=1}^{\alpha_i \Omega_i} \frac{1}{\Omega_e} \Omega_e = \alpha_i \Omega_i \quad (7.6)$$

onde:

$$\alpha_{e,k} = \frac{1}{\Omega_e} \forall k \quad (7.7)$$

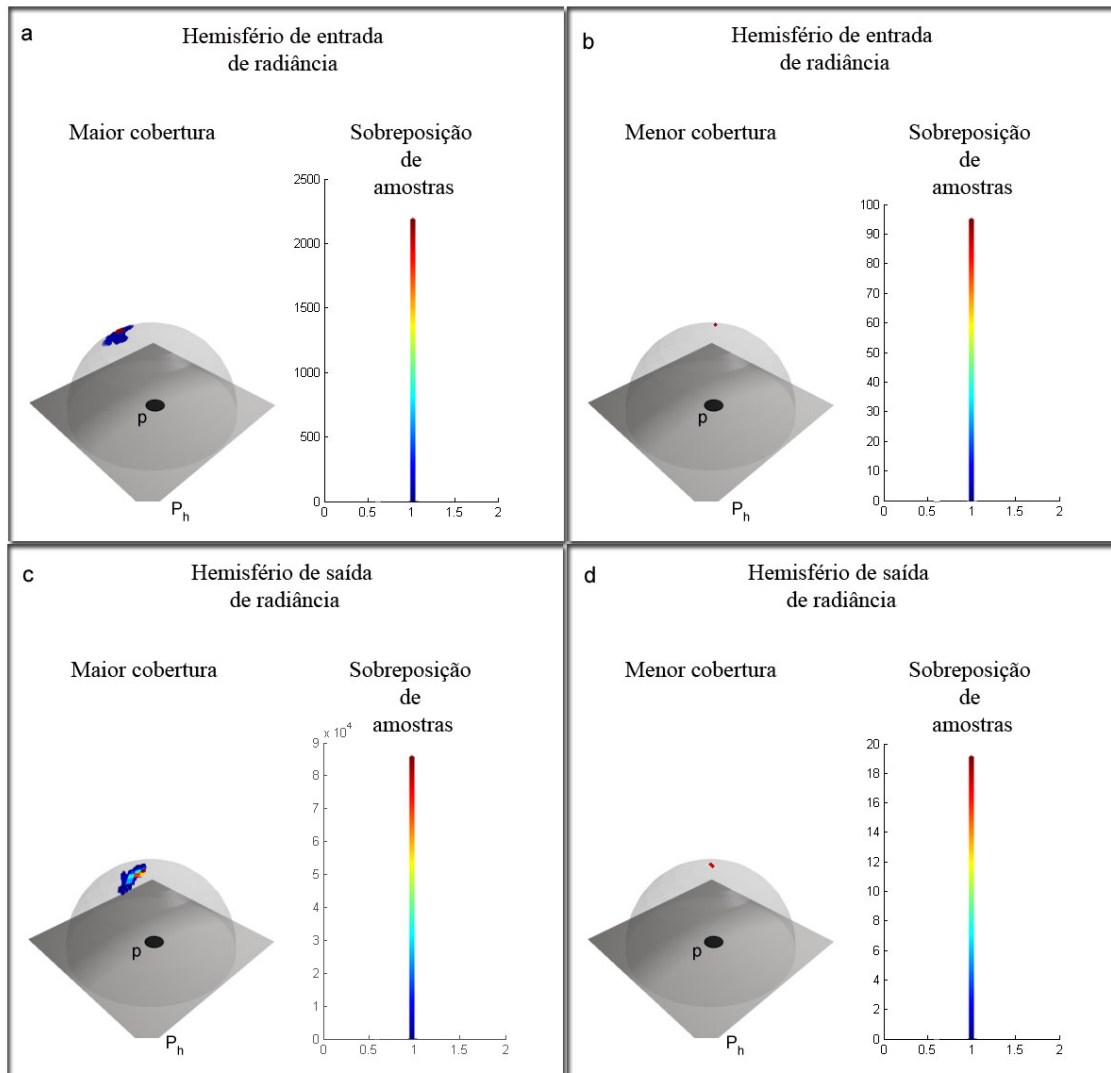
Utilizando os dados do experimento descrito nesta seção, isolando apenas as informações retro-reflexivas para simular tais abordagens de amostragem de BRDF, o valor de α_i pode ser facilmente calculado. Assim, a cobertura total ζ_R de uma amostragem retro-reflexiva para o presente experimento foi calculada em $0.16\Omega_i$, de acordo com a equação 7.6. Já para o método apresentado neste trabalho, há a possibilidade da cobertura de cada Ω_e ser maior do que apenas uma amostra e certamente será menor que o tamanho do hemisfério, em função das restrições espaciais impostas pelas condições da cirurgia.

$$\frac{1}{\Omega_e} \leq \alpha_{e,k} \leq 1 \forall k \quad (7.8)$$

Com base nas equações 7.1 e 7.5, e considerando a cobertura de Ω_e obtida neste experimento para cada ponto de Ω_i , a cobertura do método para este caso é de $3.14\Omega_e$. Este resultado implica numa cobertura 19.62 vezes maior que a obtida com amostragem retro-reflexiva da BRDF.

De acordo com a análise de cobertura proposta, é possível visualizar na Figura 7.21 a menor e a maior cobertura para hemisférios de entrada Ω_i e saída Ω_e de radiância. Além disso, podemos observar a quantidade de amostras sobrepostas na região destacada em cada figura. Segundo os resultados de tal análise, a maior cobertura para Ω_e é de 3.32%, com sobreposição de 85682 amostras. A menor cobertura para Ω_e é de 0.09%, com 19 amostras sobrepostas. Para Ω_i a maior cobertura é de 2.73%, com 2438 sobreposições. A menor cobertura é de 0.09, com 96 amostras sobrepostas. O efeito imediato da subamostragem da BRDF é a atenuação das características especulares do material, notadamente visíveis na Figura 7.18-a e na forma do lobo especular mostrado na Figura 7.19-c.

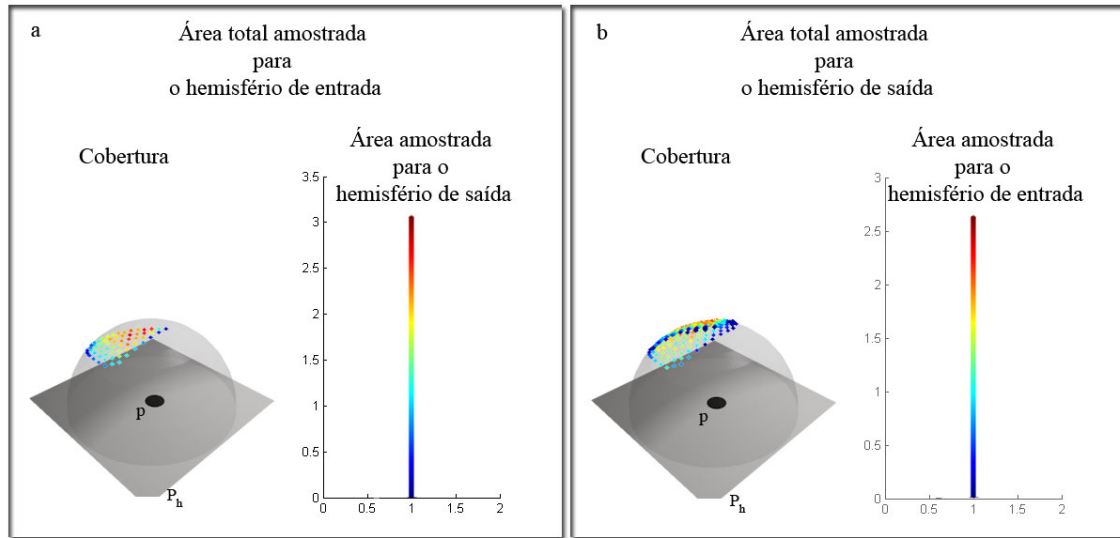
Figura 7.21 - a: Cobertura de 2.73% da área de Ω_i . b: Menor cobertura da área de Ω_i , equivalente à 0.09%. c: Maior cobertura para o hemisfério Ω_e , equivalente à 3.32% da área total. d: Menor área amostrada para os hemisférios de saída, equivalente à 0.09% do total.



Fonte: Compilado pelo autor.

Finalmente, a soma das áreas amostradas para o hemisfério de entrada de radiância equivale a 21.28% da área total. Em contrapartida, para o hemisfério de saída, a área total amostrada corresponde a 22.36%. A Figura 7.22 ilustra a cobertura total dos hemisférios de reflexão, destacando a área amostrada para o hemisfério refletido de acordo com a região da discretização angular. Observando os dados até aqui apresentados, pode-se concluir que ocorre subamostragem do comportamento da BRDF associada.

Figura 7.22 - a: Cobertura total do hemisfério de entrada de radiância. A área total equivale à 21.28% do hemisfério. b: Cobertura total de 22.36% do hemisfério de saída.



Fonte: Compilado pelo autor.

7.5.6 Validação

De acordo com a literatura apresentada no Capítulo 3, a validação de um método de amostragem de BRDF envolve a comparação dos resultados com medições feitas por goniorelectômetros tradicionais para o mesmo material. Entretanto, amostras de tecidos orgânicos são parte de um conjunto de materiais para os quais tal validação é impraticável.

Com o objetivo de validar o método apresentado neste trabalho, foram realizadas comparações entre imagens da cirurgia (obtidas no processo de amostragem da BRDF) e reconstruções virtuais correspondentes, baseadas nos resultados deste experimento. A resolução das imagens é de 1920x1080, e para visualizar a coerência entre amostras e reconstruções virtuais, foram aplicados histogramas em dois casos de estudo. Além disso, a similaridade dos histogramas é medida com base na métrica de correlação, como segue:

$$d(H_1, H_2) = \frac{\sum_i H_1'(i)H_2'(i)}{\sqrt{\sum_i H_1'^2(i)H_2'^2(i)}} \quad (7.9)$$

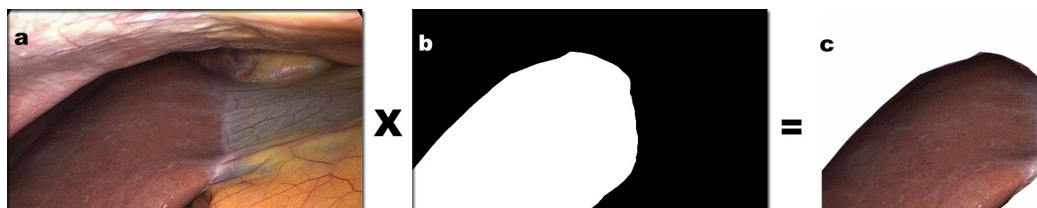
onde:

$$H_k'(i) = H_k(i) - \frac{1}{N} \sum_j H_k(j) \quad (7.10)$$

Na Equação 7.10 o parâmetro N corresponde ao número de intervalos na discretização do histograma. H_1 e H_2 são os histogramas que serão comparados. Valores para d próximos de 1.0 correspondem a uma boa combinação, enquanto que valores próximos de -1.0 indicam correlação inversa. 0.0 indica não correlação.

Inicialmente, a imagem da cirurgia é manipulada para mostrar apenas o órgão de interesse. Este processo é realizado através do mapa de informações geométricas, onde o próprio mapa atua como uma máscara para eliminar informações a respeito de outros órgãos presentes na cena, conforme ilustra a Figura 7.23. A aplicação desta máscara está de acordo com o método de amostragem descrito no Capítulo 4, onde um processo semelhante é realizado para mapear informações apenas a respeito do órgão desejado.

Figura 7.23 - a: Imagem da cirurgia. b: Máscara gerada a partir do mapa de informações geométricas. c: Imagem que deve ser comparada com a reconstrução virtual correspondente.



Fonte: Compilado pelo autor.

Retomando a reconstrução da cena de amostragem descrita na Seção 4.3, a implementação da aproximação para modelo analítico no sistema de *rendering* Mitsuba, além de sua integração com o Blender, imagens correspondentes às presentes no vídeo podem ser construídas. Para esta validação, informações correspondentes a respeito de posições e configurações intrínsecas da câmera, objeto e iluminação, compõem uma cena para *rendering* com o Mitsuba. Além disso, a intensidade da fonte de luz é configurada de acordo com a cirurgia, ou seja, com temperatura de 6000 k.

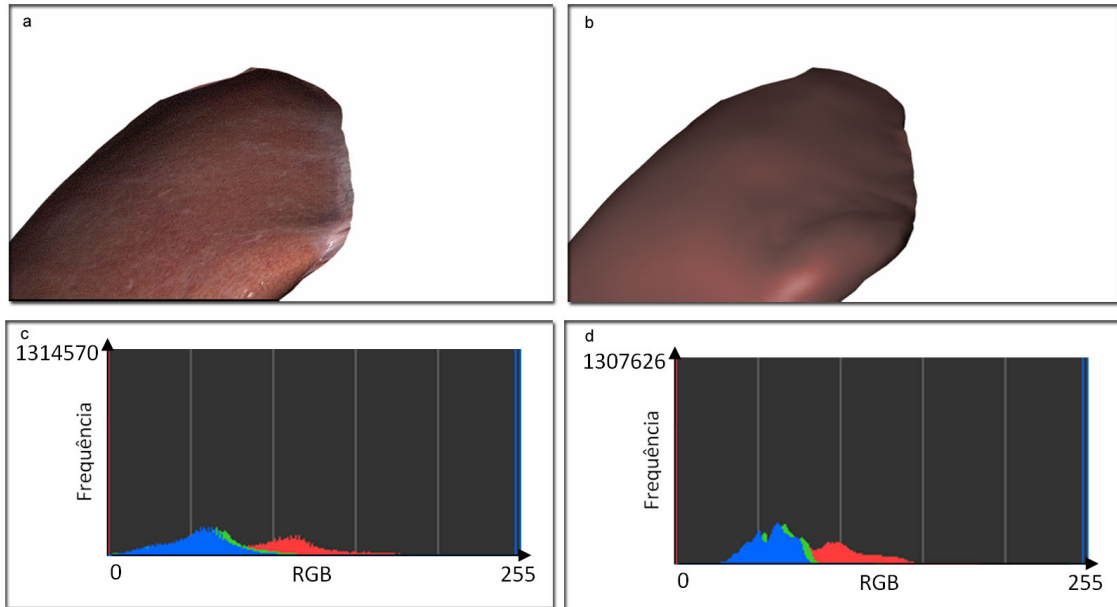
Na síntese das imagens correspondentes à cirurgia, apenas interações da superfície com a fonte de luz são consideradas, descartando-se assim interações com o ambiente. Isto se deve ao fato de a reconstrução virtual abordar apenas o fígado (para este experimento), não obtendo informações geométricas para todos os órgãos presentes na cena, bem como a estimativa de sua BRDF. Desta forma, é importante que a cena da cirurgia não possua partes do fígado recebendo apenas interações de luz indireta, as quais só poderiam ser representadas na síntese de imagem através de um algoritmo de iluminação global, além de todas as informações geométricas e radiométricas da cena. De acordo com tais premissas, uma imagem de amostragem realizada com a fonte de luz da câmera, é sintetizada no Mitsuba com base na Equação 5.1 e nos parâmetros da Tabela 7.7.

O primeiro estudo de caso envolve a síntese de uma imagem correspondente ao quadro de vídeo mostrado na Figura 7.24-a. Este quadro foi utilizado como parte da amostragem de BRDF do fígado, ou seja, participa dos dados considerados na modelagem da BRDF aplicada a imagem mostrada na Figura 7.24-b. As Figuras 7.24-c e 7.24-d mostram os histogramas das imagens apresentadas, através do qual é possível constatar a coerência na distribuição do espectro de cor dos canais RGB, para o fígado.

Como segundo estudo de caso, o mesmo processo de validação é realizado para uma imagem da cirurgia que não foi utilizada como parte da amostragem da BRDF do fígado, compondo assim uma abordagem comparativa e preditiva. A imagem mostrada na Figura 7.25-a apresenta o lobo anatômico direito do fígado humano, em uma porção acima da utilizada para amostragens da BRDF.

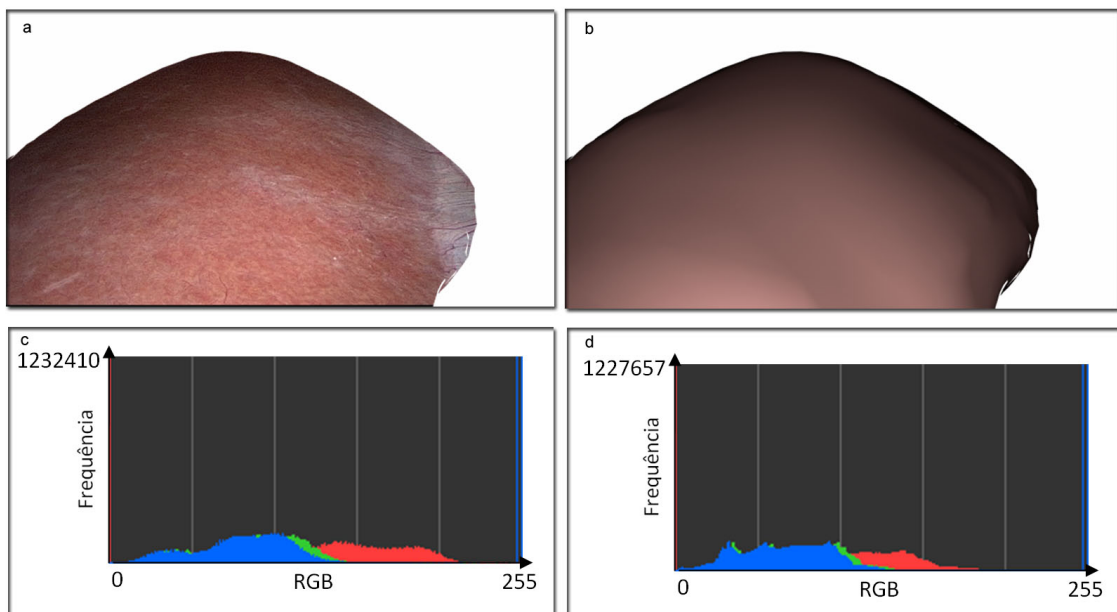
Com base nos histogramas apresentados, é possível observar que o comportamento da interação luz-matéria é relativamente preservado pela BRDF resultante do método apresentado, mesmo considerando desvios decorrentes da natureza heterogênea do tecido que cobre o fígado, e a modelagem direcionada para BRDF homogênea, descrita no Capítulo 5. O alto índice de correlação entre as imagens é uma evidência qualitativa da técnica, porém não permite inferir com exatidão o erro em relação à real BRDF amostrada.

Figura 7.24 - a: Imagem utilizada como amostra de BRDF. b: Imagem gerada no Mitsuba a partir da BRDF amostrada. c: Histograma da imagem da cirurgia. d: Histograma da reconstrução virtual baseada na mesma BRDF. Correlação entre os histogramas: $d = 0.9933$.



Fonte: Compilado pelo autor.

Figura 7.25 - a: Imagem do fígado presente no vídeo da cirurgia não utilizada como amostra de BRDF. b: Fígado gerado no Mitsuba a partir da BRDF amostrada. c: Histograma da imagem da cirurgia. d: Histograma da imagem b. Correlação para os histogramas: $d = 0.9592$.



Fonte: Compilado pelo autor.

7.6 Discussão

Este capítulo apresentou experimentos realizados durante o desenvolvimento do método de amostragem de BRDF proposto por este trabalho. Considerando os resultados de tais experimentos, a presente seção visa discutir as conclusões atingidas, caracterizando assim o método proposto e sua contribuição para a área de síntese de imagens baseadas na BRDF de órgãos vivos.

7.6.1 Otimização da Resolução dos Dados

De acordo com os resultados do Experimento 1, a densidade de informações geradas a partir da resolução das imagens de amostragem, mostrou-se um fator complicador segundo o qual passa a ser desejável uma técnica de compressão de dados, que produza resultados coerentes para o comportamento da BRDF. Tradicionalmente, tal problema é suprimido em gonioreflectômetros através de amostragens regulares, controlando o intervalo angular associado. Dadas as características da amostragem de BRDF baseada em imagens, tal intervalo não pode ser controlado para a técnica apresentada, o que exige uma alternativa para otimizar o tamanho necessário para o armazenamento da tabela de BRDF, bem como o tempo para a síntese de imagens.

A Subseção 7.5.3 sugere a otimização da resolução das imagens de amostragem da BRDF, pelo método de re-amostragem de Lanczos. De acordo com os testes realizados, a preservação do comportamento da BRDF mensurada pelo ajuste ao modelo analítico da Equação 5.1 possui um decaimento menos acentuado do que o crescimento dos tempos de processamento da tabela de BRDF e do tamanho do arquivo gerado. Desta forma, as comparações entre resultados gerados por diferentes resoluções mostram que uma resolução equivalente a 1.56% da utilizada na geração dos vídeos da cirurgia é o suficiente para obter informações a respeito da BRDF do órgão, e produz melhora significativa no processamento dos dados da amostragem.

7.6.2 Tempo Acrescido na Cirurgia

A fim de mensurar o impacto da amostragem de BRDF durante a Colecistectomia, foi registrado o tempo necessário para o registro dos vídeos de acordo com o método apresentado. De fato, houve um acréscimo no tempo padrão da cirurgia em aproximadamente 5 minutos para o experimento descrito na Seção 7.5. Entretanto, o método foi realizado de forma inédita pelo cirurgião responsável, sem qualquer treinamento anterior específico. Desta forma, considera-se provável que o tempo necessário para a amostragem possa decair sensivelmente com a prática rotineira do método. Além da preparação de um telescópio adicional, bem como sua conexão a uma segunda fonte de luz, nenhuma outra alteração no planejamento e execução da Colecistectomia foi necessária.

7.6.3 Ambiente de Amostragem

Segundo os resultados do experimento descrito na Seção 7.3, a amostragem de BRDF baseada em imagens sem o isolamento da amostra com relação à iluminação ambiente (considerando apenas a cavidade abdominal), atenua o possível pico especular do material, potencializando características de reflexão difusa. Este efeito é herdado pelos resultados da amostragem de BRDF do fígado. Entretanto, a presença de um ambiente em torno do órgão amostrado facilita o rastreamento dos movimentos da câmera durante a amostragem, o que é fundamental para tornar possível a relação entre informações geométricas e amostras de interação luz-matéria.

7.6.4 Aproximação por Material Homogêneo e Isotrópico

Algumas das características naturais de tecidos orgânicos não podem ser representadas apenas com o uso de BRDF. Comportamentos de refração da luz e padrões de textura (associados a combinações estocásticas de diferentes materiais), por exemplo, são classes de interação luz-matéria que requerem ferramentas conceituais mais complexas do que a representação por uma única equação de reflexão. Tal abordagem pode ser considerada uma aproximação baseada em Física e plausível. Segundo a caracterização do método de amostragem apresentado no Capítulo 4, os tecidos orgânicos são aproximados a materiais homogêneos e isotrópicos. Tais restrições podem produzir artefatos em imagens geradas a partir da tabela de BRDF, como os aparentes na Figura 7.18-c. Além disso, a não linearidade da ocorrência dos desvios na BRDF, associada aos artefatos mencionados, penaliza o ajuste dos parâmetros para o modelo analítico de sua representação. Neste caso, como ocorrido durante o experimento com base em cirurgias reais, torna-se mais trabalhosa a escolha de valores iniciais para as aproximações iterativas das equações de iluminação.

7.6.5 Ajuste da BRDF a Modelos Analíticos

A escolha dos modelos analíticos utilizados neste trabalho, para a representação das porções difusa e especular da BRDF, baseou-se nas observações quantitativas feitas no trabalho de Ngan et al. (2005), que aponta o potencial de representação da interação luz-matéria de uma BRDF para tais equações. De fato, os modelos escolhidos não foram formulados especificamente para materiais orgânicos, mas são tradicionalmente utilizados para otimizar a representação e a síntese de imagens baseada no uso de BRDF.

O experimento descrito na Seção 7.4 mostra que a escolha das ferramentas matemáticas para o ajuste dos parâmetros de modelos analíticos possui bom potencial de representação da BRDF. A aproximação não linear por meio do método de Levenberg-Marquardt produz resultados coerentes para os testes realizados, principalmente quando não ocorre atenuação das contribuições especulares da BRDF, decorrentes da interação com o ambiente de amostragem. Entretanto, a escolha dos valores iniciais para a aproximação impacta significativamente no resultado do método, requerendo assim, intervenções corretivas para resultados visivelmente incoerentes, e o reinício do método. Outros métodos de aproximação de funções podem prover diferentes características para o resultado, como velocidade para convergir e a tolerância dos valores iniciais, mas em geral, é preciso aplicar alguma métrica para verificar a coerência do resultado visual da equação de iluminação. Neste trabalho, além da percepção visual, foram utilizados histogramas para mensurar a qualidade da aproximação, conforme descrito na Subseção 7.5.6.

7.6.6 Estimativas de Informações Geométricas

A amostragem da BRDF de materiais arbitrários requer que sejam conhecidas as informações a respeito da geometria da amostra e posicionamento do sensor e fonte de luz. Em geral, a amostra consiste em uma forma planar cujo ponto central é a única porção que tem a BRDF mensurada. Além disso, o sensor e a fonte de luz são dispositivos controlados por motores especiais, provendo alta precisão dos parâmetros da BRDF. Para sistemas baseados em imagem, a geometria da amostra pode ser arbitrária, e neste caso, é recuperada através de um scanner 3D (MARSCHNER et al., 1999). O uso de câmeras de vídeo permite abordagens baseadas no uso de sistemas de rastreamento como o KLT (PALMA et al., 2012). Entretanto, tais sistemas implicam no requisito de pontos

característicos na cena (normalmente altas frequências), ou seja, considerando materiais homogêneos, apenas o ambiente em torno da amostra pode apresentar tais pontos. Esta limitação é herdada pelo método proposto neste trabalho, onde o rastreamento da câmera é ideal para preservar a execução padrão da cirurgia, mas penaliza o resultado na BRDF.

No contexto de amostragens de BRDF de órgãos, sua geometria pode ser recuperada através de técnicas baseadas em imagens médicas tridimensionais (LORENSEN; CLINE, 1987). Porém, em geral a geometria de órgãos alojados na cavidade abdominal não é suficientemente rígida para ser preservada até o momento do processo de aquisição de imagens, o que requer ajustes no modelo tridimensional de acordo com o estado do órgão durante a cirurgia. Com base nestas observações, os resultados dos experimentos da Seção 7.5 utilizam o ajuste de um modelo canônico, baseado nos dados do projeto *Visible Human* (ACKERMAN, 1998), como uma otimização de tal processo. A reconstrução virtual da cena, com base na geometria do órgão e posições da câmera, permitem interações manuais para estimar a posição da fonte de luz, de acordo com o processo descrito no Capítulo 4.

8 CONCLUSÃO

Este capítulo descreve as contribuições do presente trabalho frente ao estado da arte da simulação de órgãos internos do corpo humano, buscando situar a importância dos resultados alcançados para o treinamento de MIS. De forma complementar, são descritas limitações técnicas referentes ao método de *rendering* baseado em Física apresentado, de acordo com o *pipeline* introduzido no Capítulo 1. Além disso, trabalhos subsequentes são estimados e apresentados visando caracterizar possíveis contribuições futuras para a área em questão.

8.1 Contribuições

A presente dissertação apresentou um *pipeline* conceitual para o *rendering* de órgãos humanos baseado em Física, visando contribuir para o aumento da qualidade de aproximações da interação luz-matéria aplicadas em simuladores virtuais de cirurgia.

Uma importante contribuição resultante do presente trabalho é o protocolo de amostragem da BRDF de órgãos vivos baseado em videolaparoscopias, sensível à cobertura e à curvatura da amostra. Tal método caracteriza-se pela preservação dos equipamentos tradicionalmente utilizados na cirurgia e da preparação das ferramentas cirúrgicas, como a esterilização, adicionando apenas mais um telescópio para a fonte de luz. Além disso, a realização da amostragem no início da cirurgia, como define o método, preserva sua execução tradicional tomando apenas 5 minutos do tempo total do procedimento, sem comprometer a intervenção médica motivadora da MIS. O rastreamento dos movimentos da câmera através do método KLT, provê liberdade para o médico realizar movimentos de revolução, sem a necessidade de equipamentos adicionais dentro do contexto da cirurgia.

Com base no método de amostragem apresentado, a BRDF de um fígado vivo foi amostrada pela primeira vez, com relação à literatura da área descrita no Capítulo 3. Os dados obtidos por meio de tal experimento, realizado durante uma Colectomia, foram armazenados em uma tabela segundo um formato compatível com o PBRT, por meio do qual foram geradas as primeiras imagens sintéticas de um fígado humano combinando algoritmos de iluminação global e a BRDF de um órgão vivo. Além disso, tal tabela de dados foi utilizada em um processo de aproximação iterativa de um modelo analítico de BRDF composto pela soma da equação de Lambert e da versão isotrópica para equação especular de Ashikhmin. A otimização provida pelo modelo analítico permitiu o *rendering* de imagens do órgão tanto em sistemas de tempo real, quanto em sistemas baseados algoritmos de iluminação global, o que permitiu também, a reconstrução virtual de algumas cenas captadas durante a cirurgia, e posterior comparação de histogramas através da métrica de correlação, compondo assim, uma forte evidência sobre a coerência do resultado obtido segundo a modelagem do problema adotada por este trabalho.

Em um esforço para caracterizar o método de amostragem apresentado frente ao conceito fundamental de BRDF, foi quantificada a cobertura dos hemisférios de reflexão provida pelo método. De acordo com uma análise discreta baseada na setorização dos hemisférios, constatou-se que aproximadamente 22.0% da área dos hemisférios de entrada e saída de radiância é amostrada. Considerando apenas uma direção incidente, a maior cobertura no hemisfério refletido é de 3.32%. Enquanto que para uma direção de saída em particular, a maior cobertura é de 2.73%. Os trabalhos relacionados apresentados na seção 3.3 mostram que a amostragem da interação luz-matéria específica de órgãos vivos com base em MIS, foram realizadas apenas para a porção retro-reflexiva da BRDF em (CHUNG et al., 2004), e (MALTI; BARTOLI, 2012). Comparativamente, a técnica apresentada nesta dissertação mostrou ser capaz de obter uma cobertura total da BRDF 19.62 vezes maior que abordagens baseadas em amostragens retro-reflexivas. Assim, os números da cobertura apresentados correspondem à maior cobertura para uma BRDF de órgão vivo já obtida por meio de uma MIS .

O desenvolvimento deste trabalho envolveu algumas otimizações que contribuem para sua aplicabilidade. Com respeito ao volume de dados manipulados, esta dissertação mostra que a resolução das imagens geradas durante cirurgias laparoscópicas pode ser reduzida, sem perdas significativas para a BRDF, até pelo menos 1.56% da original (normalmente 1920x1080). A reconstrução virtual das cenas de amostragem permite fácil ajuste da resolução dos mapas de informações geométricas. Além disso, a sincronização entre quadros de vídeo e mapas de informações geométricas permite a associação dos parâmetros necessários para gerar uma BRDF, através do acesso por pixel de cada imagem. Finalmente, os *plugins* desenvolvidos para sistemas de *rendering* baseado em Física, provêm a integração da BRDF de órgão vivo e a consequente síntese de imagens para simuladores de cirurgia da próxima geração.

8.2 Limitações

Sistemas de amostragens de BRDF baseados em imagens e na utilização de geometrias arbitrárias têm como característica a distribuição estocástica da cobertura dos hemisférios de reflexão. Tratando-se de grandes quantidades de dados, é desejável que a distribuição seja o mais esparsa possível. Entretanto, o método apresentado neste trabalho produz concentração das amostragens. Tal comportamento pode provocar subamostragem da forma do lobo especular criado no hemisfério de saída de radiância a partir de uma direção de incidência, e assim não registrar suficientemente características especulares, como efetivamente ocorre nos experimentos realizados no Capítulo 7.

A concentração de amostras em pequenas regiões dos hemisférios também provoca muitas ocorrências de sobreposição de dados. Não são efetuados tratamentos adicionais para o efeito da sobreposição, o que pode causar problemas de convergência dos métodos de aproximação a modelos analíticos de BRDF. Além disso, a natureza heterogênea dos tecidos orgânicos permite que amostras com os mesmos parâmetros tenham BRDF diferente, mais uma vez penalizando as aproximações de função, e gerando artefatos nas imagens produzidas a partir da tabela de BRDF.

Idealmente, amostragens de BRDF de materiais arbitrários são realizadas em ambientes controlados, sem interferências externas nos valores medidos. O método descrito nesta dissertação não trata as interferências nos valores da BRDF amostrada, decorrentes da iluminação ambiente propagada dentro do corpo humano, a partir de inter-reflexões.

Outra limitação envolvida é quanto à proximidade da câmera em relação à superfície

do órgão. Quando a câmera se encontra muito próxima ao órgão, não é capaz de enquadrar partes da cena com alta frequência, o que penaliza seu rastreamento via KLT.

8.3 Trabalhos Futuros

A partir do método proposto e dos resultados obtidos por este trabalho, é possível estimar complementos para melhorar a aproximação da representação para a interação luz-matéria que ocorre durante cirurgias MIS. Neste contexto, a utilização de mais portais para amostragens, além de inversões entre eles, variando câmera e fonte de luz, pode prover maior cobertura dos hemisférios de reflexão, e compõe um experimento futuro.

A presente dissertação concentra-se no *rendering* baseado em Física para simuladores virtuais de cirurgia. Entretanto, melhores aproximações da geometria do órgão amostrado podem ser realizadas com base na reconstrução da anatomia do paciente através de tomografias. Tal processo pode melhorar a precisão da amostragem de BRDF, bem como da análise de cobertura dos hemisférios de reflexão. Além disso, a aplicação do KLT para rastrear a fonte de luz (configurando assim uma cena registrada por duas câmeras ao mesmo tempo), é uma alternativa viável para substituir o processo de ajuste manual realizado neste trabalho, melhorando a consistência dos dados.

A extensão da técnica de amostragem com base no conceito SVBRDF corresponde a adicionar a capacidade de representação de materiais heterogêneos (como são os tecidos orgânicos). Para isso, estima-se que tal resultado possa ser alcançado através da precisão provida por sistemas de cirurgia robótica como o *Da Vinci Surgical System* (Intuitive Surgical, 2013), já disponível para experimentos no Hospital de Clínicas de Porto Alegre através das colaborações iniciadas com o desenvolvimento desta dissertação.

A definição de um método para amostragem completa das características radiométricas de órgãos vivos, propicia a possibilidade da definição de conjuntos de amostras vinculados a diferentes perfis de pessoas que através de uma possível técnica de interpolação de BRDFs, tende a prover a customização de simuladores virtuais de cirurgia, e corresponde ao principal objetivo futuro segundo a linha apresentada pelo presente trabalho.

REFERÊNCIAS

- ACKERMAN, M. The Visible Human Project. **Proceedings of the IEEE**, [S.l.], v.86, n.3, p.504–511, 1998.
- ASHIKHMIN, M. **Distribution-based BRDFs**. [S.l.: s.n.], 2007.
- ASHIKHMIN, M.; SHIRLEY, P. An Anisotropic Phong BRDF Model. **J. Graph. Tools**, Natick, MA, USA, v.5, n.2, p.25–32, Feb. 2000.
- BARILLOT, C. et al. 3D Reconstruction of Cerebral Blood Vessels. **IEEE Comput. Graph. Appl.**, Los Alamitos, CA, USA, v.5, n.12, p.13–19, Dec. 1985.
- BENDET, S. **U. S. Department of Defense**. Acesso em: 13/11/2012, Disponível em: <http://www.defense.gov/photos/newsphoto.aspx?newsphotoid=6052>.
- Blender Foundation. **Blender - a 3D modelling and rendering package**. Acesso em: 05/01/2014, Disponível em: <http://www.blender.org>.
- BLINN, J. F. Models of light reflection for computer synthesized pictures. **SIGGRAPH Comput. Graph.**, New York, NY, USA, v.11, n.2, p.192–198, July 1977.
- CENYDD, L. ap et al. Visualizing the Surface of a Living Human Brain. **Computer Graphics and Applications, IEEE**, [S.l.], v.32, n.2, p.55–65, 2012.
- CHUNG, A. et al. Patient-specific bronchoscopy visualization through BRDF estimation and disocclusion correction. **Medical Imaging, IEEE Transactions on**, [S.l.], v.25, n.4, p.503–513, april 2006.
- CHUNG, A. J. et al. Enhancement of Visual Realism with BRDF for Patient Specific Bronchoscopy Simulation. In: **LECTURE NOTES IN COMPUTER SCIENCE. Proceedings...** SpringerVerlag, 2004. p.486–493.
- COOK, R. L.; TORRANCE, K. E. A Reflectance Model for Computer Graphics. **ACM Trans. Graph.**, New York, NY, USA, v.1, n.1, p.7–24, Jan. 1982.
- DAWSON, S.; KAUFMAN, J. The imperative for medical simulation. **Proceedings of the IEEE**, [S.l.], v.86, n.3, p.479–483, mar 1998.
- Digital Imaging Solutions VISCODA. **Voodoo Camera Tracker**. Acesso em: 05/05/2013, Disponível em: <http://www.viscoda.com/index.php/en/products/non-commercial/voodoo-camera-tracker>.

ELHELW, M. A. et al. Real-time photo-realistic rendering for surgical simulations with graphics hardware. In: **MEDICAL IMAGING AND AUGMENTED REALITY. Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2004. p.346–352.

FERWERDA, J. A. Three Varieties of Realism in Computer Graphics. In: **SPIE HUMAN VISION AND ELECTRONIC IMAGING. Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2003. p.290–297.

FILIP, J.; HAINDL, M. Bidirectional Texture Function Modeling: a state of the art survey. **Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on**, [S.l.], v.31, n.11, p.1921–1940, Nov 2009.

HEINTZEN, P. H. **Roentgen-, Cine- and Videodensitometry: fundamentals and applications for blood flow and heart volume determination**. Stuttgart, Germany: Georg Thieme Verlag, 1971.

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

Instituto Nacional de Câncer. **Taxa de incidência das dez localizações primárias mais frequentes, ajustadas por idade e por 100 mil habitantes**. Acesso em: 27/02/2014, Disponível em: http://www.inca.gov.br/cancernobrasil/2010/docs/PortoAlegre/Parte370_registro%20de%20base%20populacional_completo.pdf.

Intuitive Surgical. **Da Vinci Surgery**. Acesso em: 28/12/2013, Disponível em: <http://www.davincisurgery.com/>.

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

JUSTO, J.; SANDLER, P.; CAVAZZOLA, L. Retained surgical sponge mimicking GIST: laparoscopic diagnosis and removal 34 years after original surgery. **Journal of Minimal Access Surgery**, [S.l.], v.9, n.1, p.29–30, 2013.

KAJIYA, J. T. The rendering equation. In: **COMPUTER GRAPHICS AND INTERACTIVE TECHNIQUES**, 13., New York, NY, USA. **Proceedings...** ACM, 1986. p.143–150. (SIGGRAPH '86).

Karl Storz. **Karl Storz Endoskope**. Acesso em: 29/09/2014, Disponível em: <https://www.karlstorz.com>.

KURT, M.; EDWARDS, D. A Survey of BRDF Models for Computer Graphics. **SIGGRAPH Comput. Graph.**, New York, NY, USA, v.43, n.2, p.4:1–4:7, May 2009.

LAFORTUNE, E. P. F. et al. Non-linear approximation of reflectance functions. In: **COMPUTER GRAPHICS AND INTERACTIVE TECHNIQUES**, 24., New York, NY, USA. **Proceedings...** ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., 1997. p.117–126. (SIGGRAPH '97).

LORENSEN, W. E.; CLINE, H. E. Marching cubes: a high resolution 3d surface construction algorithm. **SIGGRAPH Comput. Graph.**, New York, NY, USA, v.21, n.4, p.163–169, Aug. 1987.

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. **Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2012.

MARQUARDT, D. W. An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters. **SIAM Journal on Applied Mathematics**, [S.l.], v.11, n.2, p.431–441, 1963.

MARSCHNER, S. R. et al. Image-based BRDF measurement including human skin. In: EUROGRAPHICS CONFERENCE ON RENDERING, 10., Aire-la-Ville, Switzerland, Switzerland. **Proceedings...** Eurographics Association, 1999. p.131–144. (EGWR'99).

MARSCHNER, S. R. et al. Image-based bidirectional reflectance distribution function measurement. **Applied Optics**, [S.l.], v.39, p.2592–2600, 2000.

MATUSIK, W. et al. A Data-Driven Reflectance Model. **ACM Transactions on Graphics**, [S.l.], v.22, n.3, p.759–769, July 2003.

NEYRET, F.; CANI, M.-P. Pattern-based texturing revisited. In: COMPUTER GRAPHICS AND INTERACTIVE TECHNIQUES, 26., New York, NY, USA. **Proceedings...** ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., 1999. p.235–242. (SIGGRAPH '99).

NEYRET, F.; HEISS, R.; SENEGAS, F. Realistic rendering of an organ surface in real-time for laparoscopic surgery simulation. **The Visual Computer**, [S.l.], v.18, n.3, p.135–149, 2002.

NGAN, A.; DURAND, F.; MATUSIK, W. Experimental analysis of BRDF models. In: SIXTEENTH EUROGRAPHICS CONFERENCE ON RENDERING TECHNIQUES, Aire-la-Ville, Switzerland, Switzerland. **Proceedings...** Eurographics Association, 2005. p.117–126. (EGSR'05).

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.

NVidia Corporation. **FX Composer**. Accesso em: 11/12/2012, Disponível em: <https://developer.nvidia.com/fx-composer>.

PALMA, G. et al. A Statistical Method for SVBRDF Approximation from Video Sequences in General Lighting Conditions. **Comp. Graph. Forum**, New York, NY, USA, v.31, n.4, p.1491–1500, June 2012.

PHARR, M.; HUMPHREYS, G. **Physically Based Rendering, Second Edition**: from theory to implementation. 2nd.ed. San Francisco, CA, USA: Morgan Kaufmann Publishers Inc., 2010.

PHONG, B. T. Illumination for computer generated pictures. **Commun. ACM**, New York, NY, USA, v.18, n.6, p.311–317, June 1975.

Primal Pictures Limited. **Primal Interactive Anatomy**. Accesso em: 05/01/2013, Disponível em: <http://www.anatomy.tv>.

ROBB, R. A. et al. Three-dimensional visualization of the intact thorax and contents: a technique for cross-sectional reconstruction from multiplanar x-ray views. **Computers and Biomedical Research**, [S.l.], v.7, n.4, p.395 – 419, 1974.

SANKARANARAYANAN, G. et al. Validation of a novel laparoscopic adjustable gastric band simulator. **Surgical Endoscopy**, [S.l.], v.25, p.1012–1018, 2011.

SHI, J.; TOMASI, C. Good features to track. In: IEEE COMPUTER SOCIETY CONFERENCE ON COMPUTER VISION AND PATTERN RECOGNITION. **Proceedings...** [S.l.: s.n.], 1994. p.593–600.

STOYANOV, D. et al. Current Issues of Photorealistic Rendering for Virtual and Augmented Reality in Minimally Invasive Surgery. In: SEVENTH INTERNATIONAL CONFERENCE ON INFORMATION VISUALIZATION, Washington, DC, USA. **Proceedings...** IEEE Computer Society, 2003. p.350–. (IV '03).

SUNGUROFF, A.; GREENBERG, D. Computer generated images for medical applications. In: COMPUTER GRAPHICS AND INTERACTIVE TECHNIQUES, 5., New York, NY, USA. **Proceedings...** ACM, 1978. p.196–202. (SIGGRAPH '78).

TURKOWSKI, K. Graphics Gems. In: GLASSNER, A. S. (Ed.). . San Diego, CA, USA: Academic Press Professional, Inc., 1990. p.147–165.

VECCHIO, R.; MACFAYDEN, B. V.; PALAZZO, F. History of laparoscopic surgery. **Panminerva Med**, [S.l.], v.42, n.1, p.87–90, 2000.

VIDAL, F. et al. Principles and Applications of Computer Graphics in Medicine. **Computer Graphics Forum**, [S.l.], v.25, n.1, p.113–137, 2006.

WALKER, J. **Colour Rendering of Spectra**. Accesso em: 15/01/2014, Disponível em: <http://www.fourmilab.ch/documents/specrend/>.

Walt Disney Animation Studios. **Disney BRDF Explorer**. Accesso em: 09/06/2013, Disponível em: <http://www.disneyanimation.com/technology/brdf.html>.

WARD, G. J. Measuring and modeling anisotropic reflection. **SIGGRAPH Comput. Graph.**, New York, NY, USA, v.26, n.2, p.265–272, July 1992.

WEYRICH, T. et al. Principles of Appearance Acquisition and Representation. **Found. Trends. Comput. Graph. Vis.**, Hanover, MA, USA, v.4, n.2, p.75–191, Feb. 2009.

WHITTED, T. An improved illumination model for shaded display. **Commun. ACM**, New York, NY, USA, v.23, n.6, p.343–349, June 1980.

WORLEY, S. A cellular texture basis function. In: COMPUTER GRAPHICS AND INTERACTIVE TECHNIQUES, 23., New York, NY, USA. **Proceedings...** ACM, 1996. p.291–294. (SIGGRAPH '96).