



Universidade Federal de São Carlos
Curso de Bacharelado em Física

Simulações de Monte Carlo para estudar a propagação da luz através da pele de diferentes fototipos

Otávio Perez Palamoni

São Carlos-SP, 2 de maio de 2022

Otávio Perez Palamoni

Simulações de Monte Carlo para estudar a propagação da luz através da pele de diferentes fototipos

Projeto de pesquisa apresentado à Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) como requisito parcial para a obtenção da nota final da disciplina TCC II do curso de Bacharelado em Física.

Universidade Federal de São Carlos - UFSCar

Orientador: Leonardo Kleber Castelano

Coorientador: Thereza Cury Fortunato

São Carlos-SP

2 de maio de 2022

Otávio Perez Palamoni

Simulações de Monte Carlo para estudar a propagação da luz através da pele de diferentes fototipos/ Otávio Perez Palamoni. – São Carlos-SP, 2 de maio de 2022-

22 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Leonardo Kleber Castelano

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) – Universidade Federal de São Carlos - UFScar, 2 de maio de 2022.

1. Monte Carlo. 2. Fototerapia. 3. Fototipo 4. Dosimetria de luz I. Orientador. II. Universidade Federal de São Carlos. III. Departamento de Física. IV. Simulações de Monte Carlo para estudar a propagação da luz através da pele de diferentes fototipos.

Otávio Perez Palamoni

Simulações de Monte Carlo para estudar a propagação da luz através da pele de diferentes fototipos

Projeto de pesquisa apresentado à Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) como requisito parcial para a obtenção da nota final da disciplina TCC II do curso de Bacharelado em Física.

Trabalho aprovado em 26 de Novembro de 2021, São Carlos-SP:

Prof. Dr. Leonardo Kleber Castelano
Orientador

Dra. Thereza Cury Fortunato
Co-Orientadora

Prof. Dr. Filippo Giovanni Ghiglieno

Prof. Dr. Raul Celistrino Teixeira

São Carlos-SP
2 de maio de 2022

À todos aqueles que sempre buscaram me fazer ser melhor, especialmente os que não conseguem ver o quão longe eu fui.

Agradecimentos

Agradeço a Deus por todas as oportunidades concedidas.

Agradeço aos meus pais, Cláudia Valeria Duarte Perez Palamoni e Cláudio Henrique Palamoni, por sempre me apoiarem naquilo que escolhi dedicar minha existência e por me moldarem em quem sou hoje.

Aos meu irmão, por sempre estar ao meu lado me corrigindo.

Agradeço a minha orientadora, Thereza Cury Fortunato, pela oportunidade de poder contribuir para uma causa nobre, e por todos os conselhos, paciência e ajuda nesse período.

Aos meus amigos que sempre me ajudaram nos momentos mais difíceis.

À todos professores que tive a honra de ser discente, pois sem eles eu nunca teria chegado onde estou hoje.

À Brightmed[®] e a FAPESP pelo apoio financeiro e pela ajuda na realização deste trabalho de pesquisa.

*“Se eu vi mais longe,
foi por estar sobre ombros de gigantes.”
(Isaac Newton)*

Resumo

Nos últimos anos, há um aumento do interesse pelo uso da luz como tratamento, a qual tem se mostrado uma ótima alternativa aos tratamentos mais tradicionais. Devido à natureza complexa dos fótons, é importante considerar as muitas características do tecido, porque cada interação afetará os fótons de alguma forma; e assim, é importante entender como essas características afetam a forma como um fóton interage com o tecido e se isso tem algum efeito negativo no tratamento. Neste estudo, investigamos como diferentes concentrações de melanina afetam a propagação da luz no tecido. Um tecido de seis camadas foi criado usando pymcx, uma interface em Python para Monte Carlo Extreme; o modelo de tecido foi adaptado de [LaRochelle et al.\(1\)](#), mas a primeira camada foi desconsiderada por ser muito fina e ter baixo coeficiente de absorção. As propriedades ópticas foram obtidas por [LaRochelle et al.\(1\)](#), apenas o coeficiente de absorção da epiderme foi calculado usando o comprimento de onda, concentração de melanina, razão de feomelanina/eumelanina e outros parâmetros. Em nossa simulação, variamos a concentração de melanina de 0% a 50% para incluir todos os fototipos previstos na escala de Fitzpatrick, e também avaliamos os efeitos em quatro comprimentos de onda diferentes, sendo 410 nm, 630 nm, 780 nm, 850 nm. Com a análise dos resultados, foi possível ver uma diferença significativa na propagação da luz, uma vez que conforme atingimos maiores concentrações de melanina, mais energia é absorvido na epiderme, e por consequência, menos energia atinge camadas mais profundas, esse efeito é ainda mais pronunciado em comprimentos de onda mais altos devido ao seu “poder de penetração”. Acreditamos que ao aumentar a concentração de melanina, o coeficiente de absorção da epiderme viva aumenta, absorvendo mais energia na primeira camada, deixando menos energia disponível para as camadas mais profundas.

Palavras-chaves: Monte Carlo. fototerapia. fototipo. dosimetria de luz.

Abstract

In the last years, there has been an increase in interest in using light as a treatment, and it has been shown that this is a great alternative to more traditional treatments. Due to the complex nature of photons, it is important to consider the many characteristics of the tissue because every interaction will affect the photons in some way; so it is important to understand how these characteristics affect how a photon interacts with the tissue and if it has any negative effects on the treatment. In this study, we investigated how different melanin concentration affects the propagation of light inside the tissue. A six-layer tissue was created using `pymcx`, a Python interface for Monte Carlo Extreme; the tissue model was adapted from [LaRochelle et al.\(1\)](#), but the first layer was disregarded due to being too thin and having a low absorption coefficient. The optical properties were obtained by [LaRochelle et al.\(1\)](#), only the absorption coefficient of the living epidermis that was calculated using the wavelength, concentration of melanin, eumelanin pheomelanin ratio, and other parameters. In our simulation, we varied the melanin concentration from 0% to 50% to include all phototypes previewed in the Fitzpatrick scale, and we also evaluated the effects in four different wavelengths, being 410 nm, 630 nm, 780 nm, 850 nm. With analysis of the results we were able to see a significant difference in the light propagation, as in higher melanin concentrations the lower intensity in deeper layers, this effect is even more valuable in higher wavelengths due to its “penetration power”. We believe that by increasing the melanin concentration, the living epidermis absorption coefficient increase, thus absorbing more energy in the first layer, leaving less energy available to deeper ones.

Keywords: Monte Carlo. phototherapy. phototype. light dosimetry.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Exemplo da TFBM. Na esquerda temos o equipamento desenvolvido pela Brightmed [®] . Na foto da direita vemos uma paciente recebendo o tratamento para Osteoartrite.	4
Figura 2 – Representação da interação fóton-tecido.	5
Figura 3 – Espectro de absorção de algumas moléculas presentes no tecido biológico.	5
Figura 4 – Ilustração da estimativa do valor de π	6
Figura 5 – Diagrama do funcionamento do MCX	7
Figura 6 – Representação da escala de FitzPatrick.	8
Figura 7 – Representação da configuração do sistema simulado.	9
Figura 8 – Simulação dos fototipos.	10
Figura 9 – Simulações para o 410 nm.	13
Figura 10 – Simulações para o 630 nm.	14
Figura 11 – Simulações para o 780 nm.	14
Figura 12 – Simulações para o 850 nm.	15
Figura 13 – Energia absorvida em cada camada.	16
Figura 14 – Energia absorvida nas diversas camadas.	17
Figura 15 – Energia não absorvida no sistema.	18

Lista de tabelas

Tabela 1 – Características de cada fototipo segundo a Escala de FitzPatrick. . . .	8
--	---

Lista de abreviaturas e siglas

TFD	Terapia fotodinâmica
TFBM	Terapia de fotobiomodulação
ETR	Equação do Transporte Radioativo
MMC	Método de Monte Carlo
MCX	Monte Carlo eXtreme
SBD	Sociedade Brasileira de Dermatologia
ATP	Adenosina trifosfato
NADH	Nicotinamida Adenina Dinucleotídeo
RNA	Ácido ribonucleico
GPU	<i>Graphical Processing Unit</i>

Lista de símbolos

μ_a	Coefficiente de absorção
μ_s	Coefficiente de espalhamento
g	Coefficiente de anisotropia
n	Índice de refração
λ	Comprimento de onda
C	Concentração
B_{mel}	Razão entre eumelanina e feomelanina

Sumário

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Motivação	1
1.2	Objetivos	1
1.3	Organização do documento	2
2	CONCEITOS BÁSICOS	3
2.1	Aplicações	3
2.2	Modelagem física	4
2.2.1	Interação Fóton-Tecido	4
2.2.2	Trajectoria dos fótons	5
2.2.3	Método de Monte Carlo	6
2.2.4	Melanina e a Escala de FitzPatrick	8
3	MATERIAIS E MÉTODOS	9
3.1	Volume	9
3.2	Simulações	10
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	13
5	CONCLUSÃO	19
	REFERÊNCIAS	21

1 Introdução

Com o avanço da medicina, a busca por novos métodos de tratamento que visam alternativas às tradicionais é uma grande pauta de investigação. A fotomedicina necessita estabelecer doses que condizem melhor com as características individuais do paciente para que o tratamento seja mais eficiente, seguro e confiável. Embora a fototerapia seja um assunto muito relevante, ainda existem poucos estudos que buscam quantificar como as diferentes propriedades ópticas de cada indivíduo afetam a eficiência do tratamento. Ao penetrar no tecido, a luz sofre várias interações sendo uma delas a absorção dos fótons por moléculas, podendo afetar a quantidade de energia em camadas mais distantes da superfície.

Uma dessas moléculas é a melanina, principal molécula do nosso estudo. Sua concentração está diretamente ligada aos diversos fototipos de pele humana. É intuitivo pensar que uma concentração maior de melanina implica em uma maior absorção de energia na epiderme. Para aplicações médicas, saber ajustar os parâmetros utilizados na fonte de luz para obter uma maior eficácia do tratamento é extremamente importante, pois implica diretamente na taxa de sucesso do tratamento. Assim, o objetivo desta pesquisa foi estudar como o aumento na concentração de melanina afeta a distribuição da energia disponível nas demais camadas cutâneas.

1.1 Motivação

É importante estabelecer um consenso sobre quais as principais características de um meio biológico devem ser consideradas nas aplicações e estudos na área de óptica biomédica.

1.2 Objetivos

O objetivo deste trabalho foi estudar como a variação da concentração de melanina afeta a absorção dos fótons na pele humana, e discutir se essas diferenças podem comprometer um possível tratamento.

Para isso, objetivos específicos foram assim definidos:

- Estabelecer um método para calcular o caminho dos fótons;
- Estabelecer uma equação que permita entender como a concentração de melanina afeta os fótons;

- Estabelecer um tecido alvo e suas propriedades ópticas;
- Analisar as energias em cada camada e o caminho dos fótons;
- Verificar a perda de energia e discutir o quão significantes a perda de energia é em um possível tratamento.

1.3 Organização do documento

No capítulo 2 do texto serão abordados os conceitos teóricos, alguns exemplos dos tratamentos, e o método computacional que será usado para as simulações. No capítulo 3 são estabelecidos os modelos para a simulação e as propriedades ópticas. No capítulo 4 os resultados serão apresentados e discutido se a perda de energia é significativa ao ponto de interferir nos tratamentos e por fim serão mostrados as conclusões desse trabalho. No capítulo 5 é feita a conclusão sobre o trabalho.

2 Conceitos básicos

O uso da luz na área da saúde já é uma prática estabelecida em áreas como odontologia e dermatologia (2, 3). Nos últimos anos têm surgido novas propostas para a sua utilização como ferramenta para o tratamento de diferentes doenças(4, 5). Dentre as categorias de tratamentos que usam a luz (fototerapias) temos dois tratamentos principais: a terapia de fotodinâmica (TFD) e a terapia de fotobiomodulação (TFBM).

2.1 Aplicações

Dentre as aplicações da fototerapia destacaremos duas delas: a terapia fotodinâmica e a terapia de fotobiomodulação.

A terapia fotodinâmica consiste em utilizar uma substância fotossensibilizadora, externa ao corpo, e uma fonte de luz. Assim, quando a substância entra em contato com a fonte luminosa ocorrem reações químicas que geram espécies reativas que conseguem destruir as células da região fotossensibilizada. A TFD é utilizada em tratamento de câncer não melanoma, câncer de próstata, descontaminação de feridas dentre outras(5).

Na terapia da fotobiomodulação, diferentemente da TFD, apenas a luz é utilizada. A presença da luz no tecido faz com que hajam reações anti-inflamatórias e analgésicas, o que a faz ser muito utilizada para tratamento de dor. Essas reações ocorrem, pois, a luz induz reações foto-químicas nas células, cuja energia é utilizada para atividades celulares. No artigo [Chung et al.\(6\)](#) é discutido que, quando radiação eletromagnética entra em contato com a mitocôndria há um aumento na produção de ATP, NADH (responsáveis pela respiração celular e produção de energia para atividades celulares), proteínas e RNA, além do aumento no consumo de oxigênio. A figura 1 mostra uma paciente recebendo a TFBM através do equipamento desenvolvido pela Brightmed®.

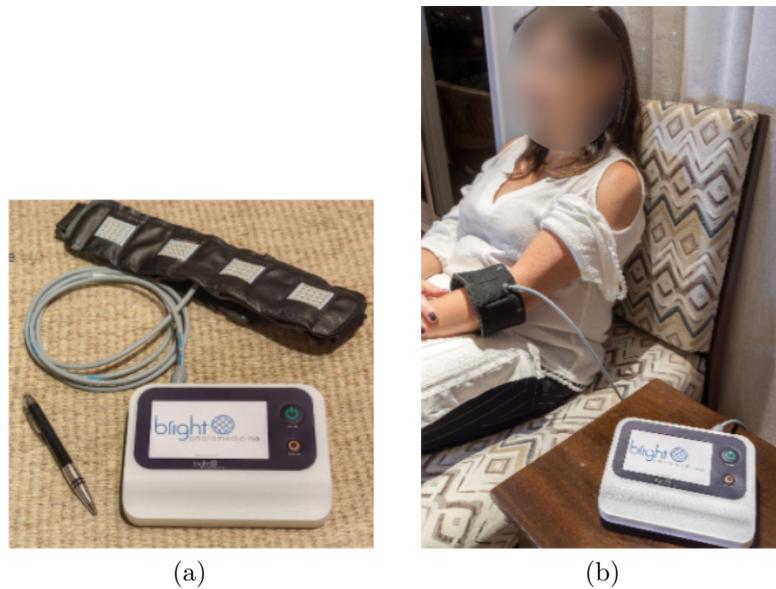


Figura 1 – Exemplo da TFBM. Na esquerda temos o equipamento desenvolvido pela Brightmed[®]. Na foto da direita vemos uma paciente recebendo o tratamento para Osteoartrite.

Fonte: Fornecido pelo Brightmed[®]

2.2 Modelagem física

2.2.1 Interação Fóton-Tecido

Quando a luz entra em um meio, o feixe pode sofrer reflexão ou refração do feixe, os fótons refratados podem ser espalhados ou absorvidos ao longo do seu caminho pelas moléculas presentes no tecido, na figura 2 temos um esquema das interações sofridas pelo fóton em um meio biológico.

As quantidades dos eventos de absorção e espalhamento dos fótons no tecido estão relacionadas com o coeficiente de absorção (μ_a) e o coeficiente de espalhamento (μ_s), assim, quanto maior o coeficiente mais vezes aquele fenômeno ocorrerá no tecido. Adicionalmente podemos definir um coeficiente que une o espalhamento e absorção, o coeficiente de transmissão (μ_t), equação 2.1.

$$\mu_t = \mu_a + \mu_s \quad (2.1)$$

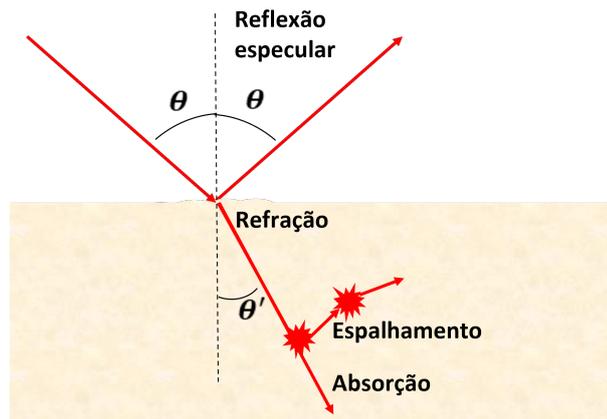


Figura 2 – Representação da interação fóton-tecido.

Fonte: Adaptado de Fortunato(7).

Na figura 3, podemos visualizar como o coeficiente de absorção de algumas moléculas variam na faixa dos comprimentos de onda do visível.

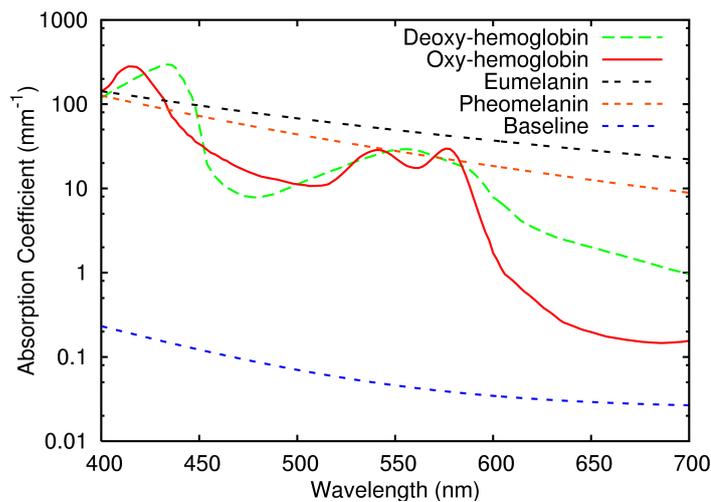


Figura 3 – Espectro de absorção de algumas moléculas presentes no tecido biológico.

Fonte: Donner e Jensen(8).

2.2.2 Trajetória dos fótons

A luz pode ser descrita como uma onda eletromagnética ou como uma partícula (denominada fóton) devido ao princípio da dualidade partícula-onda proposto por Albert Einstein(9).

É possível estudar o caminho da luz no tecido usando as equações de Maxwell para uma onda eletromagnética, porém, dado que para tecidos mais complexos como a pele humana, as equações acabam ficando muito difíceis para resolver. Para solucionar esse problema optamos por trabalhar com a natureza de partícula; nos baseando na teoria

apresentada no livro Niemz et al.(10). Nele temos o caminho que cada fóton percorrerá no tecido biológico é descrito pela Equação do Transporte Radiativo (ETR), equação 2.2.

$$\frac{dJ_{(r,s)}}{ds} = -\mu_t J_{(r,s)} + \frac{\mu_s}{4\pi} \int_{4\pi} p_{(s,s')} J_{(r,s')} ds' \quad (2.2)$$

Onde J é a radiância, fluxo de radiação por unidade de angulo solido, μ_t é o coeficiente de transmissão, e μ_s é o coeficiente de espalhamento. A solução da equação 2.2 não é trivial devido à presença de um termo probabilístico (p). Conforme vamos trabalhando com tecidos cada vez mais complexos é necessário recorrer às aproximações ou soluções numéricas.

2.2.3 Método de Monte Carlo

O Método de Monte Carlo (MMC) é um método numérico onde as simulações se desenvolvem através de resultados aleatórios, assim a aleatoriedade dos dados é usada para construir uma solução para o problema. o Método de Monte Carlo é muito eficaz para resolver problemas que envolvem parâmetros complexos.

Um exemplo de aplicação do MMC é no cálculo da estimativa do valor de π . Para isso vamos supondo um quadrado de lado $2r$ e um círculo de raio r contido no quadrado como ilustra a figura 4. Se uma “bolinha” for jogada no sistema temos que a probabilidade de cair no círculo ($P_{circulo}$) será a área do círculo sobre a área total.

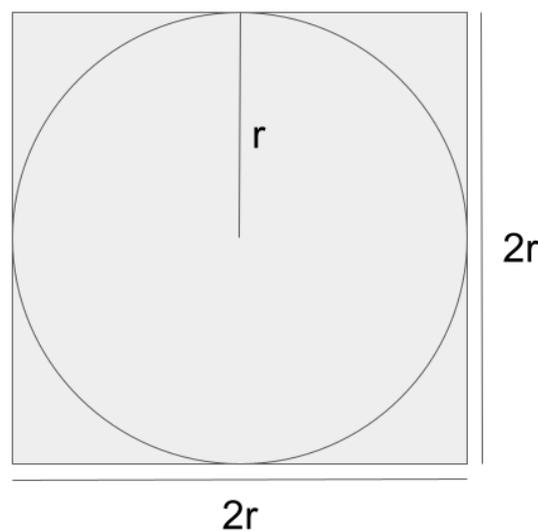


Figura 4 – Ilustração da estimativa do valor de π .

Fonte: Feito pelo autor

$$P_{circulo} = \frac{\pi r^2}{4r^2} = \frac{\pi}{4} \quad (2.3)$$

Dessa forma, se for montado um sistema onde se joga uma pequena esfera aleatoriamente, sabendo-se que o sistema evolui usando resultados aleatórios, podemos estabelecer a probabilidade de cair na área do círculo. Se for deixado o sistema evoluir para uma amostra grande de pequenas esferas temos que a probabilidade converge para o valor de $\frac{\pi}{4}$, como mostrado na equação 2.3, assim se multiplicarmos por 4 esse resultado obtemos π , como mostra a equação 2.4.

$$4P_{circulo} = 4 \frac{n_{circulo}}{n_{total}} \rightarrow 4 \frac{\pi}{4} = \pi \quad (2.4)$$

O MMC é considerado padrão ouro para a resolução da ETR 2.2. Para o estudo do feixe de fótons em tecido biológico, dentre as implementações baseadas no MMC, usaremos a implementação Monte Carlo eXtreme (MCX)(11), visto que ele é otimizado para usar a GPU fazendo com que as contas sejam processadas mais rápidos do que se usada a CPU. Ela consiste em gerar fótons em uma fonte e produzir um caminho para cada um deles, e conforme ele vai percorrendo o caminho o MCX analisa se há interação e qual será o resultado dessa interação. Representativamente o cálculo do caminho do fóton está descrito no diagrama da figura 5.

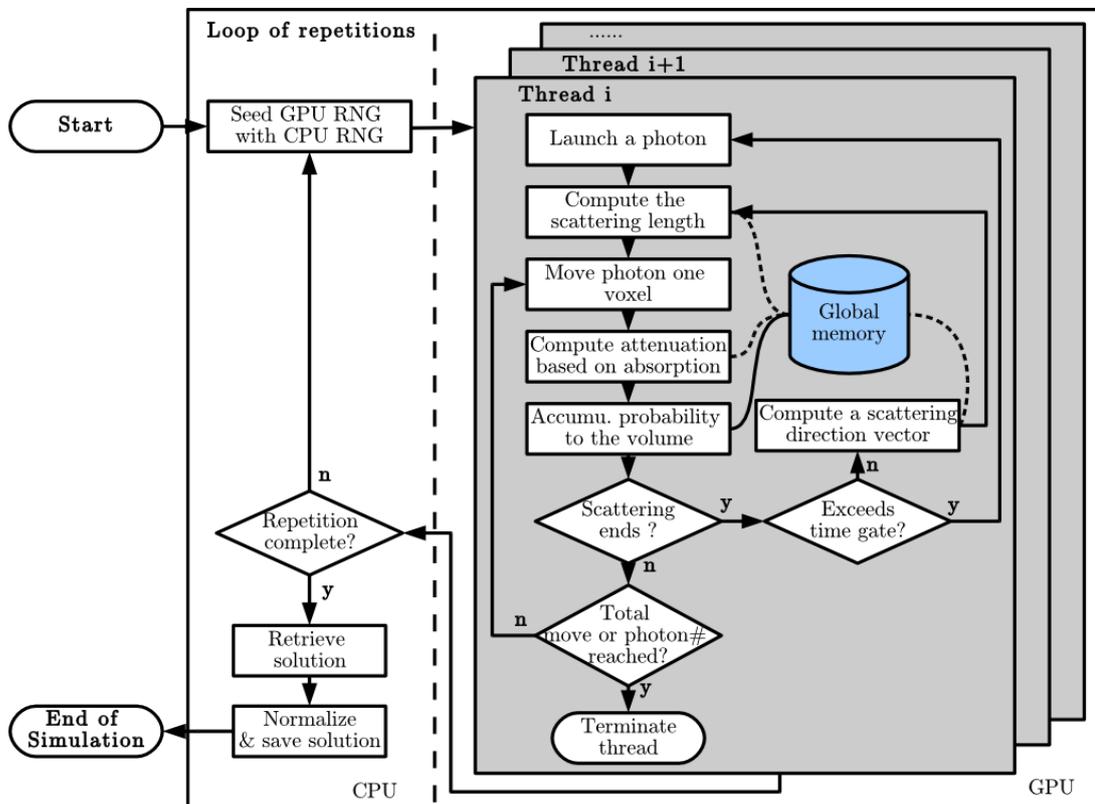


Figura 5 – Diagrama do funcionamento do MCX

Fonte: Fang e Boas(11).

O fóton será inicializado na fonte e seguirá seu caminho dando passos. A cada passo a intensidade do feixe é reduzida baseada no valor do coeficiente de absorção, em seguida é verificado se há espalhamento, caso haja, ele lançará um fóton em uma direção aleatória. Esse *loop* ocorrerá até que o programa atinja o valor total de passos ou todos os fótons sejam simulados.

2.2.4 Melanina e a Escala de FitzPatrick

A melanina é a molécula de foco do nosso estudo, ela é uma proteína produzida pelos melanossomos, organelas elípticas no interior dos melanócitos, e esta localizada na epiderme. Essa molécula é um pigmento preto cuja função é absorver radiação eletromagnética. Ela é composta por duas moléculas a eumelanina, um pigmento mais escuro, e a feomelanina, um pigmento mais claro; elas são responsáveis pela cor da pele, dos olhos e do cabelo, além de proteger contra radiações solares.

As diversas cores de peles são produzidas pelas diversas concentrações de melanina, ou, como chamaremos a partir de agora, fototipos. Os diversos fototipos podem ser agrupados de varias forma, a escala mais usada é a escala de FitzPatrick. Segundo a Sociedade Brasileira de Dermatologia (SBD)(12). As características para cada fototipos estão descritos na tabela 1 e na figura 6.

Tabela 1 – Características de cada fototipo segundo a Escala de FitzPatrick.

Fototipo	Grupo	Reação a exposição do sol	Pigmentação	Sensibilidade
I	Branca	Sempre queima	Nunca bronzeia	Muito sensível ao sol
II	Branca	Sempre queima	Às vezes bronzeia	Sensível
III	Morena clara	Queima (moderado)	Bronzeia (moderado)	Normal
IV	Morena moderada	Queima (pouco)	Sempre bronzeia	Normal
V	Morena escura	Queima (raramente)	Sempre bronzeia	Pouco sensível
VI	Negra	Nunca bronzeia	Totalmente pigmentada	Insensível

Fonte: Sociedade Brasileira de Dermatologia (12).

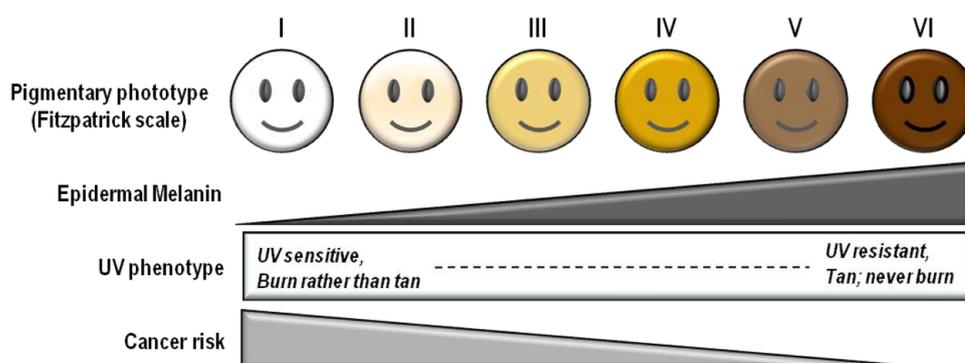


Figura 6 – Representação da escala de FitzPatrick.

Fonte: Orazio et al.(13).

3 Materiais e Métodos

A implementação do Monte Carlo eXtreme (MCX), disponível em *mcx.space*(14), foi usada para as simulações de Monte Carlo. Essa implementação consiste em usar computação paralela para otimizar o cálculo da trajetória dos fótons. Neste projeto duas placas de processamento gráfico, do inglês *Graphical Processing Unit* (GPU), da NVIDIA foram utilizadas nas simulações, sendo as duas placas GPU NVIDIA GEFORCE GTX 1080 TI®.

3.1 Volume

O volume desse estudo foi construído baseado no modelo desenvolvido por [La-Rochelle et al.](#)(1). Nesse projeto o modelo foi adaptado, de forma que foram alteradas algumas dimensões. Porém, removemos a primeira camada, referente ao estrato córneo, por ser uma camada composta de células mortas ela apresenta baixo coeficiente de absorção e fina, sua espessura fica abaixo da resolução espacial deste estudo.

Assim, o volume criado possui dimensão $40 \times 40 \times 20 \text{ mm}^3$ e tem seis camadas, sendo: epiderme viva, derme papilar, derme de rede sanguínea superior, derme reticular, derme de rede sanguínea profunda e gordura subcutânea. A figura 7 ilustra o volume usado para a simulação.

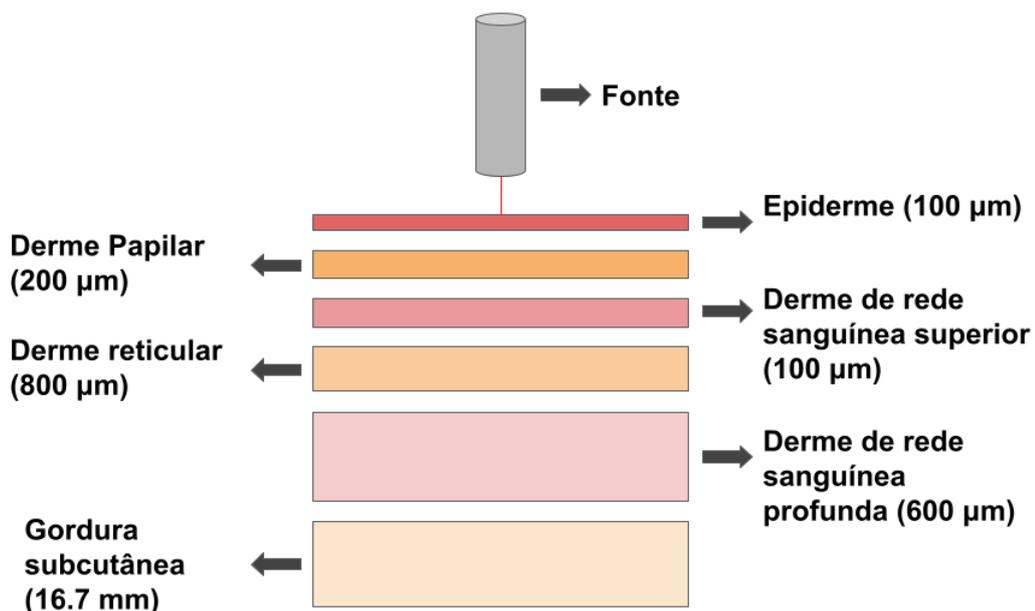


Figura 7 – Representação da configuração do sistema simulado.

Fonte: Elaborado pelo autor.

3.2 Simulações

Como fonte de luz foi simulado um disco de raio 2,5 mm localizado no centro da parte acima do tecido nas coordenadas (200,200,0), como mostrado na figura 7. As simulações foram realizadas com 10^8 fótons, sendo entregue 1 Joule de energia para o tecido. Para as simulações foram escolhidos os comprimentos de onda (λ): 410, 630, 780 e 850 nm. Esses comprimentos de ondas foram escolhidos devido ao seu amplo uso em fototerapias. Cada simulação foi repetida 5 vezes para cada um desses quatro comprimentos de onda. Também foram escolhidos os seguintes valores de concentração de melanina (C_{mel}): 0, 0.1%, 1%, 2%, 5%, 10%, 20%, 30%, 40% e 50%; a figura 8, mostra a simulação de como seria visualmente essas concentrações(15).

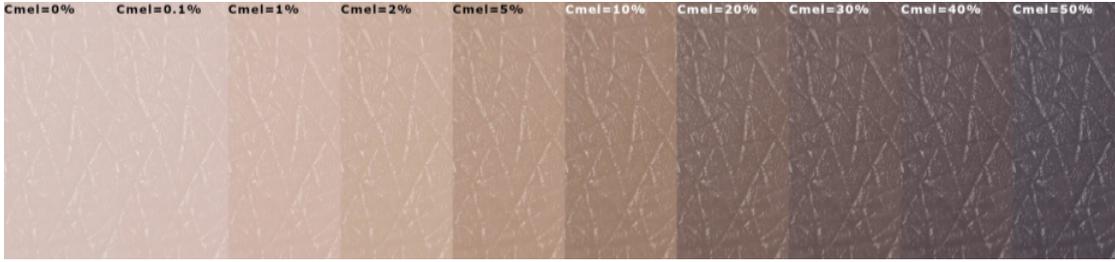


Figura 8 – Simulação dos fototipos.

Fonte: Team(15).

O primeiro passo foi estabelecer a relação do coeficiente de absorção (μ_a) em função da variação da concentração de melanina, para isso foi feito uma busca na literatura de modo a encontrar um modelo que pudesse descrevê-la. A equação 3.1 obtida através dos artigos Petrov et al.(16) e Meglinskii(17) descrevem o coeficiente de absorção da epiderme em função da concentração de melanina. As constantes de absorção são definidas nas equações 3.2, 3.3, 3.4, onde C_{H_2O} e C_{mel} é a concentração de água e melanina respectivamente; B_{mel} é a razão entre eumelanina (eu) e feomelanina (feo); μ_a é o coeficiente de absorção e λ é o comprimento de onda da fonte.

$$\mu_a^{epiderme}(\lambda) = (1 - C_{H_2O}) \left[C_{mel} \left[B_{mel} \mu_a^{eu}(\lambda) + (1 - B_{mel}) \mu_a^{feo}(\lambda) \right] + (1 - C_{mel}) \mu_a^{baseline}(\lambda) \right] + C_{H_2O} \cdot \mu_a^{H_2O}(\lambda) \quad (3.1)$$

$$\mu_a^{baseline}(\lambda) = 0.0244 + 8.53 \left(e^{\frac{154-\lambda}{66.2}} \right) \quad (3.2)$$

$$\mu_a^{eu}(\lambda) = 6.6 \times 10^{10} \lambda^{-3.33} \quad (3.3)$$

$$\mu_a^{feo}(\lambda) = 2.9 \times 10^{14} \lambda^{-4.75} \quad (3.4)$$

Também nos baseando no artigo [Donner e Jensen\(8\)](#), todas as simulações foram feitas com B_{mel} em 0,7 (70% eumelanina e 30% feomelanina). A concentração de água foi ajustada para 0,2, sendo assim, o único parâmetro que será alterado quando aumentamos a concentração de melanina é o coeficiente de absorção da Epiderme. As propriedades ópticas das demais camadas foram obtidas de [LaRochelle et al.\(1\)](#).

4 Resultados e discussão

Para analisar os resultados, foram construídos gráficos das isocurvas do plano XZ das energias absorvidas. Nelas foram possíveis observar a intensidade do logaritmo da energia absorvida para uma dada profundidade do tecido. Assim podemos avaliar onde o volume está ocorrendo uma maior absorção e se a energia está conseguindo chegar até o final do tecido.

Nosso primeiro comprimento de onda de 410 nm, mostrado nos gráficos da figura 9. Nele é possível observar que toda a energia é absorvida na primeira camada, isso ocorre devido ao alto coeficiente de absorção para este comprimento de onda.

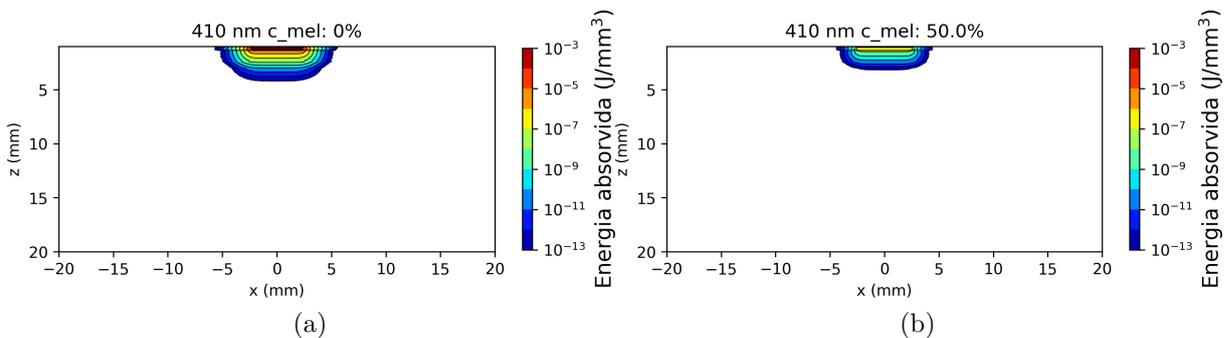


Figura 9 – Simulações para o 410 nm.

Fonte: Pelo autor

Os gráficos mostram que quase toda a energia foi absorvida na epiderme, não deixando praticamente nenhuma energia livre para o resto do sistema. É possível notar diferenças à medida que aumentamos a concentração de melanina, porém essa diferença é mais visível nos próximos comprimentos de onda. Desta forma o uso de uma fonte luminosa no 410 nm é recomendando para tratamentos que buscam atingir regiões mais superficiais. Os resultados para o comprimento de onda 630 nm estão apresentados na figura 10 e mostram que mais energia passa pela epiderme viva, atingindo camadas mais profundas. Aqui temos uma melhor visualização do efeito da concentração de melanina. O comprimento de onda 630 nm é bastante usado em tratamento TFD, pois conseguem penetrar o tecido mais que o 410 nm e existem fotossensibilizadores possuem picos de absorção no comprimento de 630 nm, sendo assim, muito eficaz a aplicação deste comprimento de onda.

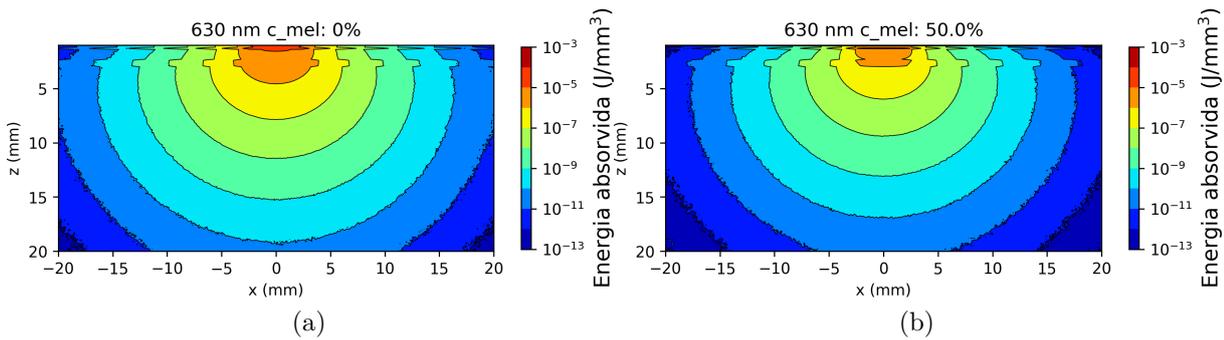


Figura 10 – Simulações para o 630 nm.

Fonte: Pelo autor

Quanto ao comprimento de onda 780 nm apresentados na figura 11, vemos que ainda mais energia passa, levando mais energia em camadas mais profundas do que 630 nm e 410 nm. Dessa forma, o comprimento de onda 780 nm acaba sendo usado em tratamentos TFBM devido a sua maior penetração no tecido, e usada no TFD, pois como no 630 nm, há alguns fotossensibilizadores possuem pico de absorção em 780 nm. Esse comprimento de onda também é utilizado em TFBM, por sua maior penetração.

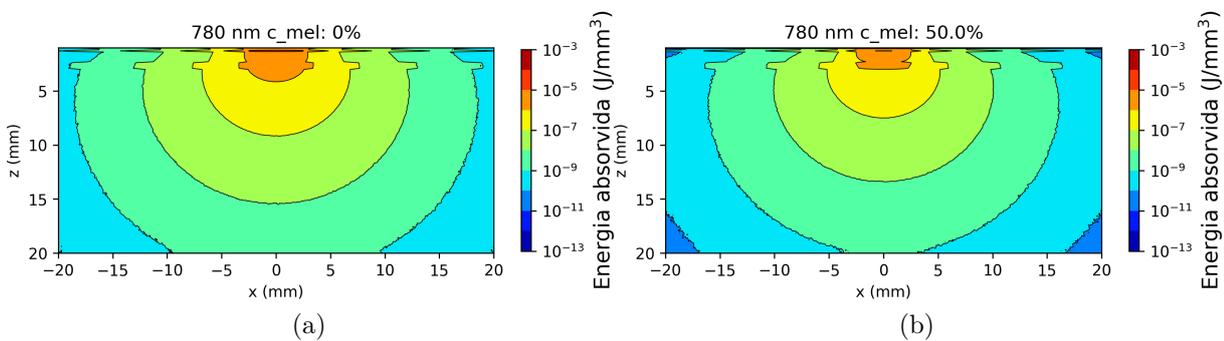


Figura 11 – Simulações para o 780 nm.

Fonte: Pelo autor.

Finalmente, os resultados para 850 nm estão apresentados na figura 12, como esperado, mostram que mais energia passa para as camadas mais profundas em comparação com os outros comprimentos de onda, portanto, mais energia chega à parte inferior do tecido. A perda de energia devido ao aumento da concentração de melanina é ainda mais visível. Devido sua capacidade de penetração o comprimento de onda 850 nm é usado amplamente nos tratamentos TFBM, onde é preciso entregar energia para as camadas mais profundas. Assim, tratamento de artrites se beneficiam desse comprimento de onda.

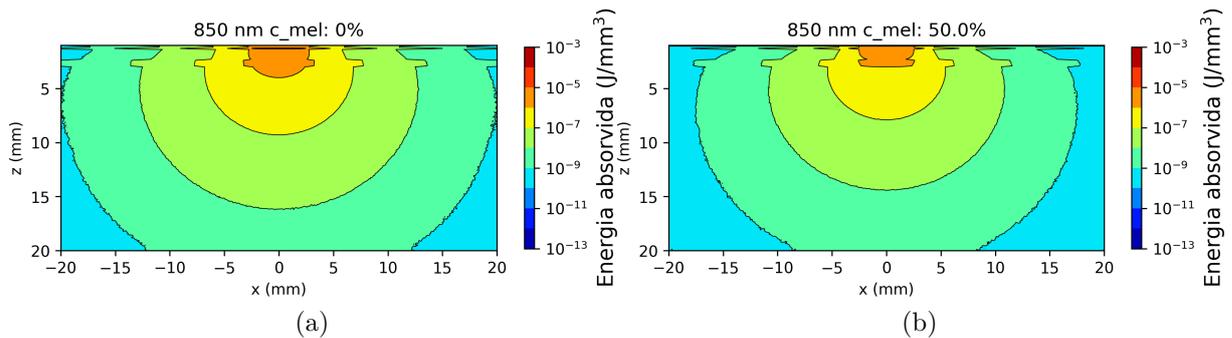


Figura 12 – Simulações para o 850 nm.

Fonte: Pelo autor

Para fazer a quantificação do efeito do aumento da concentração de melanina foi analisada a energia absorvida em cada camada do modelo. Nele é visível que a absorção da energia é maior para maiores concentrações de melanina.

Nos gráficos da figura 13 é possível ver que apenas na epiderme a absorção de energia aumenta conforme a concentração de melanina aumenta, todos os outros tecidos apresentam uma queda na energia absorvida. Isso ocorre, pois, como a energia está sendo absorvida pela melanina, a intensidade do feixe de fótons fica cada vez menor assim, menos energia fica disponível para ser absorvida nas camadas seguintes.

Também vemos que os comprimentos de onda mais próximos do infravermelho (maior comprimento de onda) em todos os tecidos, exceto a epiderme, apresentaram uma maior energia absorvida. O motivo dessa relação vem das equações 3.2,3.3,3.4. Nelas vemos que os coeficientes de absorção são inversamente proporcionais ao comprimento de onda. Conforme o comprimento de onda vai aumentando os termos dos coeficientes de absorção da equação 3.1 ficam menores, resultando em menor energia absorvida na epiderme. Como menos energia está sendo absorvida na Epiderme mais energia fica disponível para as demais camadas do sistema, resultando em mais energia absorvidas nessas camadas.

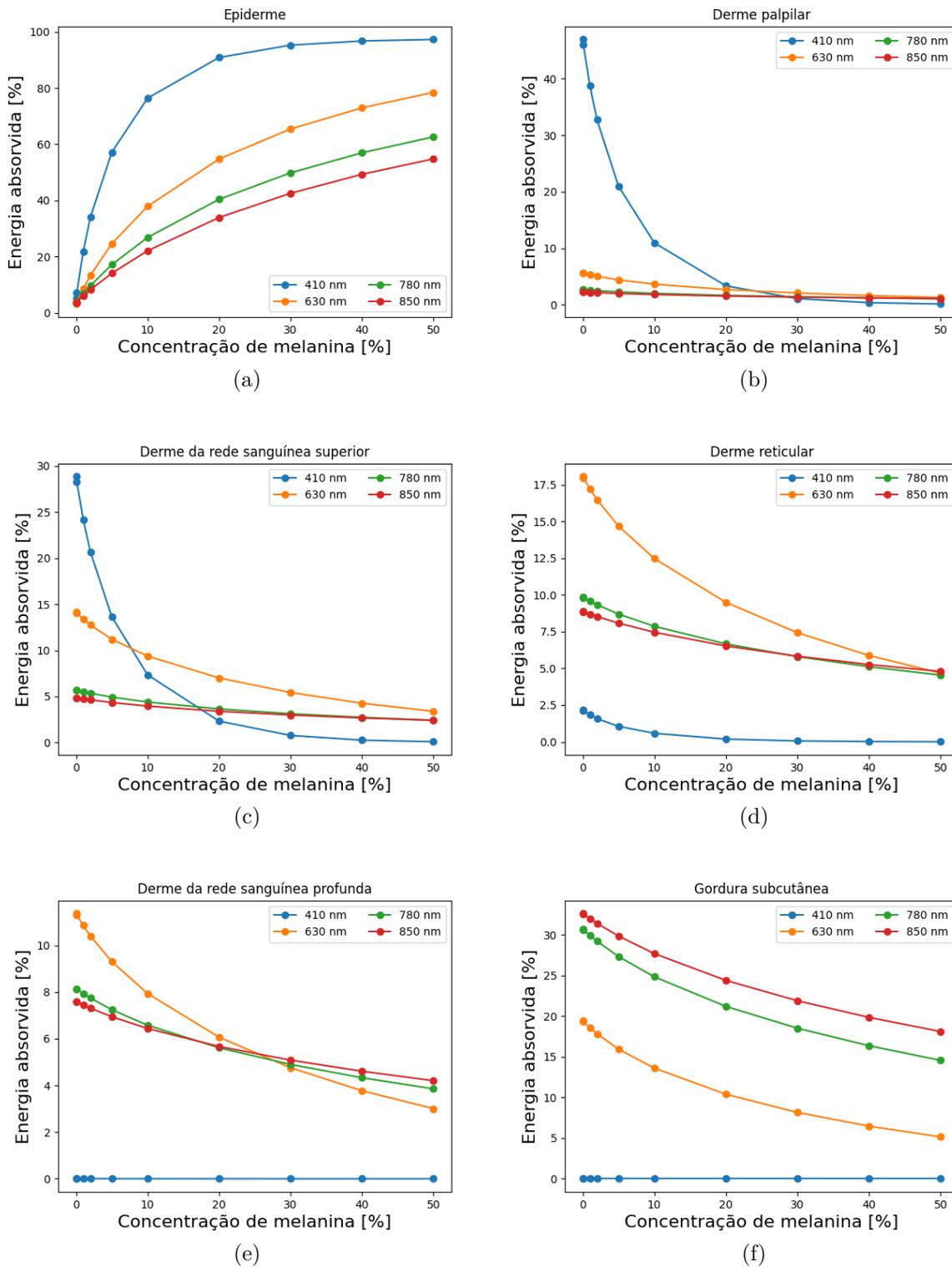


Figura 13 – Energia absorvida em cada camada.

Fonte: Feito pelo autor

Para visualizar como o comprimento de onda afeta a absorção de energia, foi fixado um valor para a concentração de melanina, neste caso comparamos os extremos [$C_{mel} = 0\%$ e $C_{mel} = 50\%$]. Os resultados dessa comparação estão nos gráficos da figura 14.

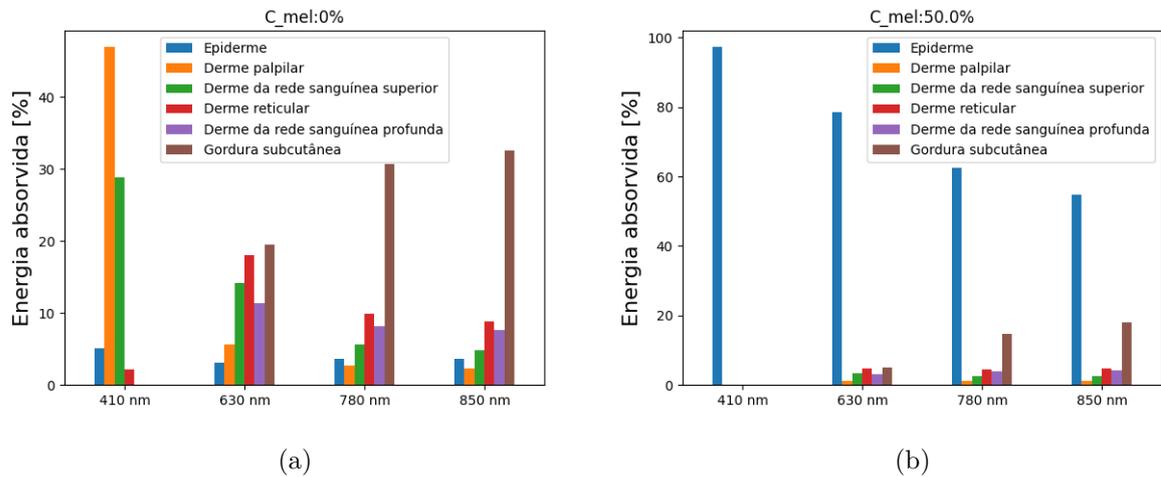


Figura 14 – Energia absorvida nas diversas camadas.

Fonte: Feito pelo autor.

Nos gráficos da figura 14, foi possível concluir que, quando comparamos com ambos os extremos, o aumento na concentração de melanina fez com que toda energia fosse absorvida na epiderme. Isso é resultado do coeficiente de absorção da Epiderme ser proporcional a concentração de melanina como descrito na equação 3.1. Aumentando a concentração de melanina, aumenta-se o coeficiente de absorção da Epiderme o que implica em uma maior absorção de energia. Esse efeito fica bem nítido quando menos de 10% da energia total foi absorvida na Epiderme no comprimento de onda de 410 nm comparado com o mais de 60% do caso onde a concentração de melanina é máxima.

Foi possível construir um gráfico que mostra a energia que não foi absorvida. Para isso foi somada a quantidade de energia absorvida e subtraído do valor inicial de 1 Joule e calculada a porcentagem. Vemos que o aumento na concentração de melanina faz com que mais energia seja absorvida na camada da Epiderme, fazendo com que menos energia fique disponível para as próximas camadas.

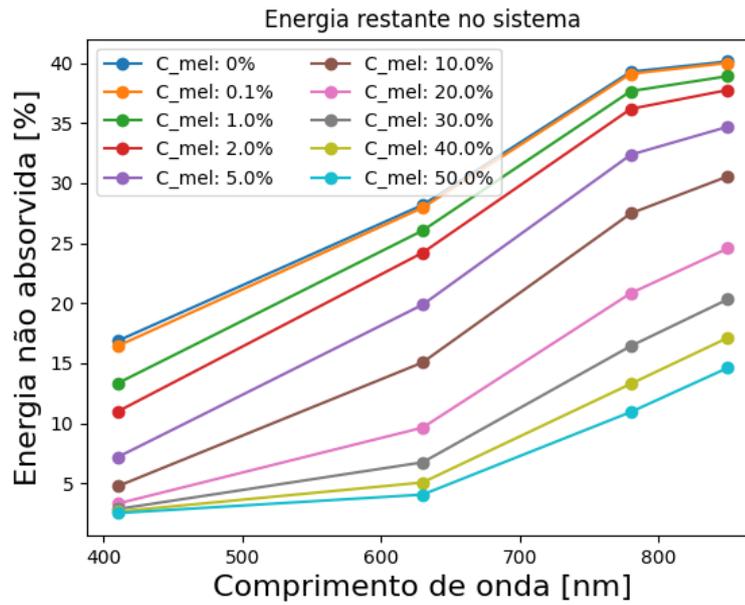


Figura 15 – Energia não absorvida no sistema.

Fonte: Feito pelo autor

Para o 410 nm, tivemos uma diferença de cerca de 14% da energia quando comparamos ambos os extremos. Atribuímos essa perda ao aumento do coeficiente de absorção da Epiderme, causado pelo aumento da concentração de melanina. Para o 630 nm temos uma variação por volta de 24%, já para o 780 nm essa sobe para 28%; e por fim no caso do 850 nm temos uma variação em torno dos 25%; totalizado uma média em torno de 23% de perda de energia devido ao aumento da concentração de melanina na Epiderme.

5 Conclusão

Nesse projeto foi possível usar a implementação do Método Monte Carlo chamada Monte Carlo eXtreme para estabelecer um método que permitiu calcular o caminho dos fótons através de um meio biológico. O MCX também possibilitou criação de um tecido composto por seis camadas representando a pele humana e através das propriedades ópticas apresentados no artigo [LaRochelle et al.\(1\)](#) e das apresentadas em [Petrov et al.\(16\)](#) e [Meglinskii\(17\)](#). Foi possível verificar a existência de uma atenuação de energias nas camadas mais profundas conforme mostra o gráfico da figura 15.

Os gráficos da figura 13 indicaram que conforme aumentamos os comprimentos de onda, a Epiderme absorve menos energia enquanto as demais camadas absorvem mais energias. Como foi discutido, o coeficiente de absorção da Epiderme é inversamente proporcional ao comprimento de onda dado que os termos dos coeficientes de absorção que compõem a equação 3.1 são inversamente proporcionais ao comprimento de onda.

Na figura 14 temos que os gráficos mostram o aumento da concentração de melanina que resulta em menos energia restante no sistema. Visto que essa energia é absorvida na Epiderme. Isso é explicado pela equação 3.1 onde o coeficiente de absorção da Epiderme é proporcional à concentração de melanina. Assim se a concentração de melanina aumenta, o coeficiente de absorção de Epiderme aumenta resultando em mais energia absorvida na Epiderme e menos energia para as outras camadas.

Também foi verificado quantitativamente a diferença de energia não absorvida para as diferentes concentrações de melanina, figura 15. Assim foi estabelecido que para o 410 nm foi obtido uma diferença de cerca de 14% de energia não absorvida; para o comprimento de onda 630 nm foi por volta de 24%, já para o 780 nm foi em torno de 28%; e para o último comprimento de onda o 850, a diferença ao redor de 25%.

Em suma foi possível mostrar que o aumento da concentração de melanina resulta em menos energia restante no sistema, dado que foi absorvida na Epiderme. Também foi verificado que um comprimento de onda maior implica em uma melhor penetração dos fótons no tecido.

As diferenças de energias absorvidas chegam até 27%, assim, dependendo da sensibilidade do tratamento, pode ser que essa perda de energia não seja suficiente para o efeito esperado, comprometendo-o.

Referências

- 1 LAROCHELLE, E. P. et al. Modeling ppix effective light fluence at depths into the skin for pdt dose comparison. Photodiagnosis and photodynamic therapy, Elsevier, v. 25, p. 425–435, 2019. Citado 4 vezes nas páginas 11, 13, 9 e 19.
- 2 POH, C. F. et al. Direct fluorescence visualization of clinically occult high-risk oral premalignant disease using a simple hand-held device. Head & Neck: Journal for the Sciences and Specialties of the Head and Neck, Wiley Online Library, v. 29, n. 1, p. 71–76, 2007. Citado na página 3.
- 3 RAIZMAN, R. et al. Use of a bacterial fluorescence imaging device: wound measurement, bacterial detection and targeted debridement. Journal of wound care, MA Healthcare London, v. 28, n. 12, p. 824–834, 2019. Citado na página 3.
- 4 HAMBLIN, M. R.; AGRAWAL, T.; SOUSA, M. de. Handbook of low-level laser therapy. [S.l.]: CRC Press, 2016. Citado na página 3.
- 5 BAGNATO, V. S. Novas técnicas ópticas para as áreas da saúde. São Paulo: Editora Livraria da Física, 2008. Citado na página 3.
- 6 CHUNG, H. et al. The nuts and bolts of low-level laser (light) therapy. Annals of biomedical engineering, Springer, v. 40, n. 2, p. 516–533, 2012. Citado na página 3.
- 7 FORTUNATO, T. C. Monte Carlo simulations to investigate light coupling with optical skin phantom. Tese (Doutorado). Disponível em: <<https://doi.org/10.11606/t.76.2021.tde-02092021-160416>>. Citado na página 5.
- 8 DONNER, C.; JENSEN, H. W. A spectral bssrdf for shading human skin. Rendering techniques, Citeseer, v. 2006, p. 409–418, 2006. Citado 2 vezes nas páginas 5 e 11.
- 9 BOYER, C.; EINSTEIN, A.; INFELD, L. The Evolution of Physics: The Growth of Ideas From Early Concepts to Relativity and Quanta. [S.l.]: Cambridge: Cambridge University Press (2nd edition, 1961), 1938. Citado na página 5.
- 10 NIEMZ, M. H. et al. Laser-tissue interactions. [S.l.]: Springer, 2007. Citado na página 6.
- 11 FANG, Q.; BOAS, D. A. Monte carlo simulation of photon migration in 3d turbid media accelerated by graphics processing units. The Optical Society, v. 17, n. 22, p. 20178, out. 2009. Disponível em: <<https://doi.org/10.1364/oe.17.020178>>. Citado na página 7.
- 12 CLASSIFICAÇÃO dos fototipos de pele - Sociedade Brasileira de Dermatologia. <<https://www.sbd.org.br/dermatologia/pele/cuidados/classificacao-dos-fototipos-de-pele/>>. (Accessed on 11/04/2021). Citado na página 8.
- 13 ORAZIO, J. et al. Uv radiation and the skin. International Journal of Molecular Sciences, v. 14, n. 6, p. 12222–12248, 2013. ISSN 1422-0067. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/1422-0067/14/6/12222>>. Citado na página 8.

-
- 14 MONTE Carlo eXtreme - The Photon Player. <<http://mcx.space/>>. (Acessado em 04/11/2021). Citado na página 9.
- 15 TEAM, C. M. C. D. Cloud Monte Carlo for light transport. <<http://www.biophotonics.fi/>>. (Accessed on 04/11/2021). Citado na página 10.
- 16 PETROV, G. I. et al. Human tissue color as viewed in high dynamic range optical spectral transmission measurements. Biomedical optics express, Optical Society of America, v. 3, n. 9, p. 2154–2161, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 10 e 19.
- 17 MEGLINSKII, I. Monte carlo simulation of reflection spectra of random multilayer media strongly scattering and absorbing light. Quantum Electronics, IOP Publishing, v. 31, n. 12, p. 1101, 2001. Citado 2 vezes nas páginas 10 e 19.