

## Projektarbeit 1

Thema: Modellbildung und Simulation zur  
Licht-Gewebe-Interaktion für die Validierung der  
tiefenaufgelösten Photoplethysmographie

im Studiengang

### **Biomedizintechnik**

Vorgelegt von: Inga Scheidemann

Matrikelnummer: 7208889

geboren am: 12.02.2002

Betreuer: Dipl.-Ing. Vincent Fleischhauer  
FH Dortmund

Hochschullehrer: Prof. Dr.-Ing. habil. Sebastian Zaunseder  
FH Dortmund

Ort, Abgabedatum: Dortmund, 31.03.2023

# PROJEKTARBEIT 1

Thema:	Modellbildung und Simulation zur Licht-Gewebe-Interaktion für die Validierung der tiefenaufgelösten Photoplethysmographie
Bearbeiterin:	Frau Inga Scheidemann
Matrikelnummer:	7208889
Studiengang:	BMT (Jahrgang 2020/21)
Starttermin:	06.10.2022
Endtermin:	06.04.2023
Betreuer:	Dipl.-Ing. Vincent Fleischhauer
Hochschullehrer:	Prof. Dr.-Ing. habil. Sebastian Zaunseder

## HINTERGRUND

Für die Entwicklung innovativer biophotonischer Messverfahren ist das genaue Verständnis der Interaktion von Licht und Gewebe eine Grundlage. Modelle und Simulationen können hier einen wichtigen Beitrag leisten. In der Regel werden Verfahren wie die Monte-Carlo Simulation verwendet, da die exakte Berechnung der Strahlungsverteilung im Gewebe anhand der Maxwell'schen Gleichungen nicht möglich ist. Das Gewebe kann dabei stark vereinfacht modelliert werden, wodurch der Rechenaufwand vertretbar wird.

An der FH Dortmund soll ein Algorithmus zur tiefenaufgelösten Photoplethysmographie nach Liu et al. modellbasiert weiterentwickelt werden. Ziel dieser Arbeit ist die Umsetzung eines grundlegenden Modells und die Durchführung von Simulationen zur Licht-Gewebe-Interaktion, die für die zukünftige modellbasierte Entwicklung als Grundlage dienen.

## AUFGABEN

Im Rahmen der Arbeit sollen folgende Aufgaben bearbeitet werden:

- Einarbeitung in die Simulationsumgebung MCmatlab
- Umsetzung eines Mehrschichtmodells und Durchführung von Simulationen zur Licht-Gewebe-Interaktion in MCmatlab
- Qualitative Bewertung der eigenen Umsetzung
- Konzeption der weiterführend nötigen Arbeiten zur modellbasierten Weiterentwicklung der Methode von Liu et al.

**Inga Scheidemann**

Bearbeiterin

**Prof. Dr.-Ing. habil. Sebastian Zaunseder**

Verantwortlicher Hochschullehrer

---

## Selbstständigkeitserklärung

Hiermit versichere ich, Inga Scheidemann, dass die vorliegende Projektarbeit von mir selbstständig und ohne unzulässige fremde Hilfe erstellt worden ist. Alle verwendeten Quellen und Hilfsmittel sind in der Arbeit so aufgeführt, dass Art und Umfang der Verwendung nachvollziehbar sind.

Die Arbeit wurde in gleicher oder ähnlicher Form noch nicht als Prüfungsleistung eingereicht.

Dortmund, den 31. März 2023

I. Scheidemann

Unterschrift

---

## Abstract

Die Untersuchung der Hautdurchblutung liefert zentrale medizinische Informationen, die sowohl für Diagnose und Therapie als auch für die Forschung eine wichtige Rolle spielen. Beispielsweise kann eine pathologisch veränderte Hautdurchblutung ein erstes Anzeichen auf Hautkrebs sein. Da die Evaluierung der Perfusion immer mehr an Bedeutung gewinnt, besteht die Notwendigkeit entsprechende Verfahren zur Perfusionsmessung zu optimieren. Ein mögliches optisches Verfahren stellt die Photoplethysmographie (PPG) dar. Anhand des Photoplethysmogramms können z.B. Aussagen über den Blutdruck getroffen werden. Ausgehend von diesem Ansatz haben Liu et al. einen Algorithmus entwickelt, bei dem mithilfe von Multiwellenlängen-Photoplethysmographie (MW-PPG) die Blutvolumenschwankungen in einen arteriellen und kapillaren Anteil zerlegt werden sollen. Dazu werden ergänzend zu dem roten (700 nm) bzw. infraroten (940 nm) Licht auch blaues (470 nm) bzw. grünes (570 nm) und gelbes (590 nm) Licht genutzt. Eine große Schwierigkeit stellt die Validierung derartiger Methoden dar. In dieser Arbeit wird daher das Verfahren validiert, indem ein mehrschichtiges Hautmodell umgesetzt wird und an diesem mehrere Licht-Gewebe-Interaktionen der oben genannten Wellenlängen durchgeführt werden. Für die Simulation wird MCmatlab genutzt, welches auf dem Monte-Carlo (MC) Verfahren basiert. Die Simulationen zeigen, dass kurzwelliges Licht weniger tief in die Haut und das darunterliegende Gewebe eindringt als langwelliges Licht. Bei einer Wellenlänge von 470 nm beträgt die maximale Eindringtiefe ca. 0,14 cm und ca. 0,7 cm bei einer Wellenlänge von 700 nm. Die Annahme von Liu et al., dass Licht einer bestimmten Wellenlänge nur bestimmte Gefäße erreichen soll, lässt sich nicht bestätigen, da z.B. blaues Licht (470 nm) auch tiefer gelegene Gefäße erreicht. Generell lässt sich festhalten, dass der Algorithmus von Liu et al. im Hinblick auf die vereinfachten Annahmen zu der Eindringtiefe des Lichts weiterentwickelt werden muss. Im nächsten Schritt soll das an einem Detektor ankommende Licht untersucht werden, um zu überprüfen, welche Gefäße letztendlich zu den im PPG-Signal enthaltenen Blutvolumenschwankungen beitragen.

---

## Abstract

The assessment of skin perfusion provides very important medical information, that is essential to diagnosis and therapy as well as research. For instance a pathologically altered skin perfusion might be a first indicator of skin cancer. Because evaluating skin perfusion is gaining importance, as does the need to optimize suitable methods. PPG is one available optical method. The photoplethysmogram is able to give insight into blood pressure, for example. Based on this approach, Liu et al. developed an algorithm that supposedly splits the blood volume fluctuations into an arterial and capillary component using multi-wavelength photoplethysmography. For this purpose, blue (470 nm) or green (570 nm), and yellow (590 nm) light is used, in addition to the standard red (700 nm) or infrared (940 nm) light. Validating the results of such methods has proven to be difficult. In this work, a multilayered skin model is established and multiple light-tissue interactions with the aforementioned wavelengths are conducted in order to validate the method. The simulations are performed with MCmatlab, a tool that is based on the MC method. The simulations show that shorter wavelengths penetrate the skin and the underlying tissue less deeply than longer wavelengths. The maximum penetration corresponding to a wavelength of 470 nm is ca. 0.14 cm, whereas it is ca. 0.7 cm corresponding to a wavelength of 700 nm. Liu et al.'s assumption that light with a specific wavelength only reaches certain blood vessels can not be confirmed because for instance, blue light (470 nm) is able to reach blood vessels at a greater depth as well. In general it can be stated that Liu et al.'s algorithm needs to be refined regarding the oversimplified assumption of the penetration depth of light. In a next step, the light that reaches a detector will be examined to evaluate which blood vessels ultimately contribute to the blood volume fluctuations of the PPG signal.

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abbildungsverzeichnis</b>	vii
<b>Tabellenverzeichnis</b>	viii
<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	ix
<b>1 Einleitung</b>	1
<b>2 Anatomie/Physiologie der Haut</b>	2
2.1 Aufbau der Haut . . . . .	2
2.2 Optische Gewebeeigenschaften in der Literatur . . . . .	3
2.2.1 Absorptionskoeffizienten . . . . .	4
2.2.2 Streuungskoeffizienten . . . . .	6
2.2.3 Anisotropiefaktor . . . . .	9
<b>3 Mathematische/Physikalische Grundlagen</b>	11
3.1 Licht-Gewebe-Interaktion . . . . .	11
3.1.1 Absorption . . . . .	11
3.1.2 Streuung . . . . .	12
3.1.3 Reflexion, Refraktion . . . . .	14
3.2 Monte-Carlo Simulation . . . . .	15
<b>4 Multi-Wellenlängen Photoplethysmographie</b>	18
4.1 Zugrunde liegende Methodik . . . . .	18
4.2 Kritik am Verfahren nach Liu . . . . .	21
<b>5 Simulationen</b>	22
5.1 Mehrschichtiges Hautmodell . . . . .	22

5.2 Durchführung der Simulationen mit MCmatlab . . . . .	23
5.2.1 Simulationseinstellungen . . . . .	23
5.2.2 Blaues Licht (470 nm) . . . . .	23
5.2.3 Grünes Licht (570 nm) . . . . .	24
5.2.4 Gelbes Licht (590 nm) . . . . .	24
5.2.5 Rotes Licht (700 nm) . . . . .	24
5.2.6 Infrarotes Licht (940 nm) . . . . .	25
5.3 Ergebnisse der Simulationen mit MCmatlab . . . . .	26
<b>6 Fazit und Ausblick</b>	<b>34</b>

**Quellenverzeichnis**

x

# Abbildungsverzeichnis

2.1	Aufbau der drei Hautschichten Epidermis, Dermis und Hypodermis (HD) . . . . .	3
2.2	Absorptionskoeffizienten $\mu_a$ aus der Literatur . . . . .	6
2.3	Streuungskoeffizienten $\mu_s$ aus der Literatur . . . . .	7
2.4	Reduzierte Streuungskoeffizienten $\mu'_s$ aus der Literatur . . . . .	9
2.5	Anisotropiefaktoren $g$ aus der Literatur . . . . .	10
3.1	Absorption und Streuung im Medium . . . . .	14
3.2	Skizze eines Streuprozesses mit den zwei Winkeln $\varphi$ und $\theta$ , die die Ausbreitungsrichtung des Photons beschreiben . . . . .	16
4.1	MW-PPG im Reflexionsmodus mit vier LEDs mit unterschiedlicher Wellenlänge (gelb, grün, blau, infrarot) . . . . .	19
4.2	PPG-Signale erfasst mittels infrarotem, gelbem, grünem und blauem Licht . . . . .	19
4.3	MW-PPG Schema mit zwei Wellenlängen (a) und drei Wellenlängen (b) . . . . .	20
5.1	Darstellung des mehrschichtigen Hautmodells in MCmatlab . . . . .	22
5.2	Ergebnisse der Simulation mit blauem Licht (470 nm) . . . . .	27
5.3	Darstellung von 100 Photonenpfaden bei blauem Licht (470 nm) . . . . .	27
5.4	Ergebnisse der Simulation mit grünem Licht (570 nm) . . . . .	28
5.5	Darstellung von 100 Photonenpfaden bei grünem Licht (570 nm) . . . . .	28
5.6	Ergebnisse der Simulation mit gelbem Licht (590 nm) . . . . .	29
5.7	Darstellung von 100 Photonenpfaden bei gelbem Licht (590 nm) . . . . .	29
5.8	Ergebnisse der Simulation mit rotem Licht (700 nm) . . . . .	30
5.9	Darstellung von 100 Photonenpfaden bei rotem Licht (700 nm) . . . . .	30
5.10	Ergebnisse der Simulation mit infrarotem Licht (940 nm) . . . . .	31
5.11	Darstellung von 100 Photonenpfaden bei infrarotem Licht (940 nm) . . . . .	31
5.12	1D-Darstellung der Flussdichte $F$ normiert auf die maximale Flussdichte $\max(F)$ und der Differenz aus der Flussdichte in Diastole und Systole $\Delta F$ normiert auf die maximale Differenz $\max(\Delta F)$ . . . . .	32
5.13	1D-Darstellung der Flussdichte $F$ normiert auf die maximale Flussdichte $\max(F)$ für alle Simulationen . . . . .	33
6.1	Normierte Flussdichte des detektierten Lichts in $1/cm^2$ für rotes Licht (700 nm)	35

# **Tabellenverzeichnis**

2.1	Absorptionskoeffizienten für Hautbestandteile aus der Literatur . . . . .	4
2.2	Absorptionskoeffizienten für Hautschichten aus der Literatur . . . . .	5
2.3	Streuungskoeffizienten aus der Literatur . . . . .	7
2.4	Reduzierte Streuungskoeffizienten aus der Literatur . . . . .	8
2.5	Anisotropiefaktoren aus der Literatur . . . . .	10
5.1	Genutzte optische Eigenschaften für die Simulation . . . . .	25

# Abkürzungsverzeichnis

<b>HD</b>	Hypodermis
<b>LE</b>	Living Epidermis
<b>MC</b>	Monte-Carlo
<b>MW-PPG</b>	Multiwellenlängen-Photoplethysmographie
<b>PPG</b>	Photoplethysmographie
<b>PTT</b>	Pulse Transit Time
<b>SC</b>	Stratum Corneum
<b>SP</b>	Stratum Papillare
<b>SR</b>	Stratum Reticulare

# 1 Einleitung

Perfusionsmessungen der Haut haben eine große klinische Bedeutung, da die Durchblutung Aufschluss über eine Vielzahl von Vitalparametern, wie z.B. die Sauerstoffsättigung des Blutes oder auch die adäquate Durchblutung von Organen gibt. Eine Möglichkeit, die Hautdurchblutung nicht-invasiv zu erfassen, ist die PPG. Dieses Verfahren bietet viele Vorteile, unter anderem ist es kostengünstig, nicht-invasiv und benötigt keinen aufwendigen Aufbau. Für die sogenannte MW-PPG werden im Vergleich zur konventionellen PPG lediglich mehr LEDs gebraucht, die Licht unterschiedlicher Wellenlänge ausstrahlen. Mithilfe der PPG ist es z.B. möglich, den Blutdruck anhand der sogenannten Pulse Transit Time (PTT) zu ermitteln. Für eine genauere Berechnung des Blutdrucks haben Liu et al. einen Algorithmus entwickelt [13], mit dem es anhand der MW-PPG möglich sein soll, die Durchblutung verschiedener Hautschichten und Gefäßarten differenziert zu betrachten. Der Gedanke dahinter ist, dass zwischen der arteriellen PTT und der peripheren PTT, die die Kapillaren beinhaltet, ein Laufzeitunterschied besteht. Die Berechnung des Blutdrucks mit der peripheren PTT soll aufgrund der längeren PTT zu einem ungenaueren Wert führen.

Ziel der Arbeiten an der FH Dortmund ist es, den Algorithmus nach Liu et al. modellbasiert weiterzuentwickeln. Dazu wird in dieser Arbeit untersucht, wie tief Licht verschiedener Wellenlängen in das Gewebe eindringt. Konkret sind das die Wellenlängen 470 nm für blaues, 570 nm für grünes, 590 nm für gelbes, 700 nm für rotes und 940 nm für infrarotes Licht. Anhand der Simulationen kann dann eine Aussage getroffen werden, inwieweit die Annahme von Liu et al. zutrifft, dass beispielsweise blaues Licht lediglich die oberflächennahen Kapillaren erfasst. Aufbauend auf der Umsetzung in dieser Arbeit sollen zukünftig weitergehende Simulationen durchgeführt werden, um die Annahmen von Liu et al. zu verfeinern.

Die vorgelegte Arbeit gliedert sich dazu wie folgt. Der generelle Aufbau der Haut sowie optische Gewebeeigenschaften, d.h. Absorptionskoeffizienten, Streuungskoeffizienten und Anisotropiefaktoren aus der Literatur werden in Kapitel 2 behandelt. Zur Modellierung der Haut und der darin stattfindenden Wechselwirkungen zwischen Licht und Gewebe, wird die Simulationsumgebung MCmatlab [5, 14] genutzt. MCmatlab nutzt das MC Verfahren, um die Licht-Gewebe-Interaktionen zu simulieren. Daher wird in Kapitel 3 zunächst auf die mathematischen und physikalischen Grundlagen eingegangen und danach das Prinzip der MC Simulation näher beschrieben. Kapitel 4 erklärt das Prinzip der MW-PPG nach Liu et al. und geht auf die bestehende Kritik am Verfahren ein. Auf Basis der durchgeführten Simulationen kann abschließend in Kapitel 5 eine Bewertung der Ergebnisse hinsichtlich des Algorithmus nach Liu et al. stattfinden. Diese Ergebnisse sind wiederum Grundlage für Weiterentwicklungsmöglichkeiten des Algorithmus, die im Ausblick in Kapitel 6 kurz angerissen werden.

## 2 Anatomie/Physiologie der Haut

### 2.1 Aufbau der Haut

Die Haut kann in drei Schichten eingeteilt werden: Epidermis, Dermis und HD. Zusätzlich werden sowohl Epidermis als auch Dermis in weitere Schichten unterteilt. Für die kleinschrittigere Einteilung der Epidermis und Dermis gibt es mehrere Varianten. Für diese Arbeit erfolgt die Einteilung auf Grundlage der enthaltenen Gefäßarten und -dichten sowie den vorliegenden Gewebetypen [6]. Dieses Vorgehen führt zu einer im Mittel konstanten Chromophoren- und Blutkonzentration in den Hautschichten [15], was die Zuordnung optischer Gewebeeigenschaften vereinfacht. Der beschriebene Aufbau der Haut ist Abbildung 2.1 zu entnehmen.

Als äußerste Hautschicht fungiert die Epidermis als Barriere zur Umgebung. Anhand der Zusammensetzung werden zwei Unterschichten, das Stratum Corneum (SC) und die Living Epidermis (LE) voneinander differenziert [7]. Das SC besteht aus toten Plattenepithelzellen und ist durch einen hohen Fett- und einen niedrigen Wasseranteil gekennzeichnet [2, 7]. Wichtiger Bestandteil des SC ist Keratin [15]. In der LE befinden sich größtenteils lebende Zellen, wie z.B. Melanosome [7, 15]. Melanosome speichern Melanin, welches sich aus Eumelanin und Pheomelanin zusammensetzt [2, 8]. An die LE schließt sich die dermoepidermale Junktionszone als Schnittstelle zwischen Epidermis und Dermis an [7]. Entscheidend ist, dass die Epidermis kein Blut enthält [1, 3].

Die Dermis lässt sich als dichtes Bindegewebe beschreiben und aufgrund der charakteristischen Aufteilung der Blutgefäße in Unterschichten aufgliedern [1, 7]. Die obere der beiden Schichten, die Stratum Papillare (SP) enthält Kapillarschlingen und Elastinfasern, wohingegen die darunterliegende Stratum Reticulare (SR) auch aus Elastinfasern, aber vor allem aus größeren Blutgefäßen, wie Arterien und Venen sowie Kollagenfasern besteht [7]. Blutgefäße machen räumlich zwischen 1-20 % der Dermis aus [15], abhängig vom betrachteten Körperteil und der Dicke der Dermis.

Je nach Körperstelle ist die aus Fettgewebe bestehende HD nicht vorhanden oder bis zu wenigen Zentimetern dick [7]. Außerdem enthält die unterste Schicht Bindegewebe und Blutgefäße [16].

Allgemein hat die Haut eine Gesamtdicke von 1-4 mm je nach betrachtetem Areal [6]. Im Verhältnis zueinander nimmt die Dermis einen Großteil der gesamten Hautdicke ein, wobei die Epidermis und vor allem das SC vergleichsweise dünne Schichten darstellen [1]. Das führt dazu, dass die Streueigenschaften der Haut hauptsächlich durch die Dermis charakterisiert werden [2].

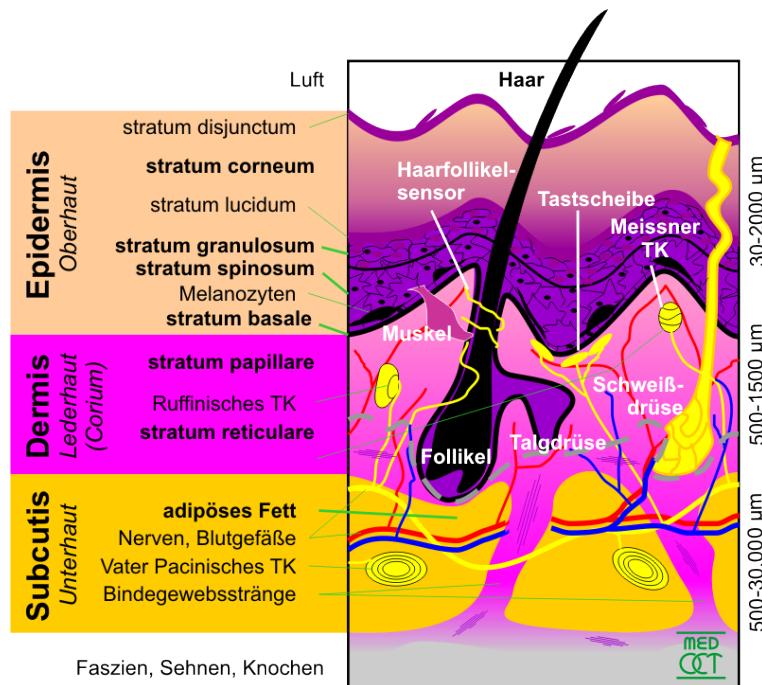


Abb. 2.1: Aufbau der drei Hauptschichten Epidermis, Dermis und HD (hier: Subcutis), TK steht für Tastkörperchen [18]

## 2.2 Optische Gewebeeigenschaften in der Literatur

Durch die unterschiedliche Blutverteilung sowie Zusammensetzung der einzelnen Schichten aus Chromophoren und anderen Substanzen ergeben sich für die oben genannten Hauptschichten unterschiedliche optische Gewebeeigenschaften [7]. Da diese Parameter in der Literatur zum Teil stark voneinander abweichen, wird hier ein Überblick über genannte Parameter für die optischen Gewebeeigenschaften sowie Ursachen für die vorhandenen Schwankungen geschaffen.

Einer der Gründe für unterschiedliche Parameter betrifft mehr die Auswahl des Hautmodells und die damit einhergehende Einteilung der Hauptschichten und deren Hauptkomponenten und weniger eigentliche Parameterschwankungen. Trotzdem soll an dieser Stelle darauf hingewiesen werden. Beispielsweise nutzen manche Paper gröbere Einteilungen mit z.B. einem dreischichten-Modell (SC, Epidermis, Dermis) [1]. Dementsprechend werden unter Umständen Unterschichten zu einer Schicht zusammengefasst, für die dann auch nur ein gebündelter Absorptionskoeffizient etc. vorliegt. In vielen Fällen werden die SC und HD nicht modelliert oder stark vereinfacht dargestellt [7]. Wird das Gewebe bezüglich seiner Optik als unendlich dick angenommen, spielen Strukturen unterhalb der Dermis, also z.B. die HD, keine Rolle mehr [1]. Außerdem werden eventuell Substanzen aus Schichten nicht berücksichtigt, welche die optischen Gewebeeigenschaften aber beeinflussen, z.B. Bilirubin oder Melanin.

Auch die Blutverteilung und das Verhältnis von arteriellem und venösem Blut wird in Modellen variiert. Je nach Verhältnis und festgelegter Sauerstoffsättigung führen solche Annahmen zu Diskrepanzen.

Tab. 2.1: Absorptionskoeffizienten für Hautbestandteile aus der Literatur

$\lambda$ in nm	Absorptionskoeffizienten $\mu_a$ in $cm^{-1}$					
	Knochen	Muskel	Wasser	$HbO_2$	$Hb$	Melanin
470	1,26 [3]	4,06 [3]		170,5 [3]	82,9 [3]	834,6 [3]
530	1,004 [3]	4,15 [3]		209,1 [3]	178,2 [3]	559,4 [3]
660	0,667 [3]	1,28 [3]	0,0032 [3]	1,5 [3]	16,4 [3]	269,4 [3]
700		0,48 [2]				
750		0,41 [2]				
770	0,237 [3]	1,06 [3]	0,019858 [3]	3 [3]	7,3 [3]	161,3 [3]
800		0,28 [2]				
810	0,213 [3]	1,11 [3]	0,26737 [3]	4 [3]	4,5 [3]	136,2 [3]
850		0,3 [2]				
900		0,32 [2]				
940	0,244 [3]	1,61 [3]	0,36 [3]	6,5 [3]	4,3 [3]	83 [3]
950		0,46 [2]				
1000		0,51 [2]				
1020	0,248 [3]	0,98 [3]	0,52 [3]	6,1 [3]	2,8 [3]	63,2 [3]
1050	0,518 [3]	1 [3]	0,885 [3]	4,9 [3]	2,2 [3]	57,4 [3]

Ein weiterer Aspekt, der erheblich zur Schwankung der optischen Gewebeigenschaften beiträgt, sind die genutzten Messverfahren und bezüglich in vitro Messungen die Vorbereitung/Lagerung der entnommenen Proben [2, 6]. Als in vivo Verfahren wird z.B. diffuse Reflexionsspektroskopie [8] genutzt. Sowohl ex vivo als auch in vitro Verfahren entnehmen Proben aus dem menschlichen Körper. Der große Unterschied zwischen diesen beiden Herangehensweisen liegt darin, dass auf in vitro Proben mehr Einfluss genommen wird, beispielweise durch Nachahmung der Temperatur im Körper. Ex vivo Proben werden größtenteils ohne derartige äußere Einwirkungen untersucht. Ex vivo ermittelte Streuungskoeffizienten sind meist weitaus größer als in vivo/in vitro [16]. In vitro ermittelte entsprechen denen in vivo ermittelten größtenteils [17], in vivo Absorptions- und Streuungskoeffizienten haben jedoch die Tendenz kleiner zu sein [2, 11].

Schlussendlich sind Schwankungen in den Parametern nicht zu vermeiden, da alleine intra- und interindividuelle Schwankungen nie ausgeschlossen werden können. Der Vergleich vorliegender Parameter liefert zumindest einen Wertebereich, der aber kritisch zu betrachten ist. Teilweise fehlen Angaben, welchem Körperareal der ermittelte Wert zuzordnen ist, was eine Parameterauswahl erschwert.

### 2.2.1 Absorptionskoeffizienten

Die nachfolgenden Tabellen 2.1 und 2.2 liefern Absorptionskoeffizienten  $\mu_a$  für verschiedene Hautschichten und in der Haut enthaltene Substanzen in Abhängigkeit von der Wellenlänge. Abbildung 2.2 zeigt die in den Tabellen enthaltenen Werte aufgetragen über der Wellenlänge.

Tab. 2.2: Absorptionskoeffizienten für Hautschichten aus der Literatur

Absorptionskoeffizienten $\mu_a$ in $cm^{-1}$						
$\lambda$ in nm	SC	Epidermis	SP	SR	Dermis	HD
400	17,28 [2]	4,2 [11] 12,96 [2] 15 [11] 26,36 [2]			9 [11] 9,13 [2] 13,82 [2] 17,8 [11]	
450	11,63 [2]	2,9 [11] 10 [11] 13,84 [2]			5,66 [11] 6 [11] 9,31 [2]	
470	1,49 [3]		7,19 [3]	6,88 [3]		
500	10,47 [2]	2 [11] 7 [11] 7,07 [2] 7,79 [2]			1,5 [11] 3,36 [2] 3,5 [11] 8,37 [2]	
530	1,01 [3]		8,73 [3]	8,52 [3]		
550	9,83 [2]	1,5 [11] 4,5 [11] 5,73 [2]			2,5 [11] 3,38 [11] 7,86 [2]	
600	8,67 [2]	1,1 [11] 3 [11] 3,01 [2] 3,08 [2]			0,56 [11] 1,72 [2] 2 [11] 6,94 [2]	
650	8,21 [2]	0,9 [11] 1,58 [2] 2,5 [11]			0,13 [11] 1,5 [11] 6,57 [2]	
660	0,49 [3]		0,36 [3]	0,26 [3]		
700	8,15 [2]	0,7 [11] 0,89 [2] 2,5 [11] 2,58 [2]			0,07 [11] 1,5 [11] 1,53 [2] 6,52 [2]	0,09 [2]
750		0,49 [2]				0,09 [2]
770	0,3 [3]		[3]	0,23 [3]		
800		0,35 [2] 1,71 [2]			1,22 [2]	0,08 [2]
810	0,23 [3]		0,42 [3]	0,42 [3]		
850						0,09 [2]
900		0,8 [2]			0,83 [2]	0,12 [2]
940	0,17 [3]		0,51 [3]	0,55 [3]		
1000		0,45 [2]			0,79 [2]	0,12 [2]
1050	0,14 [3]		0,68 [3]	0,83 [3]		
1100		0,17 [2]			0,46 [2]	

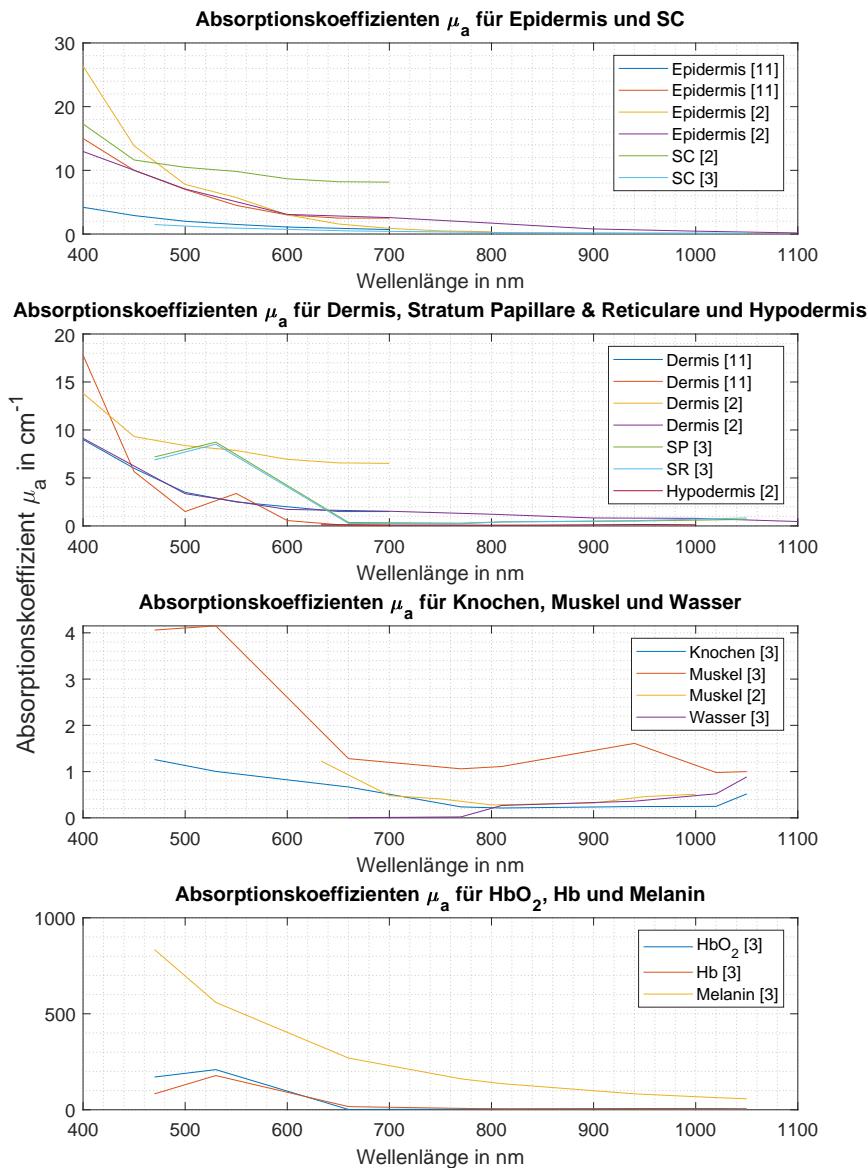


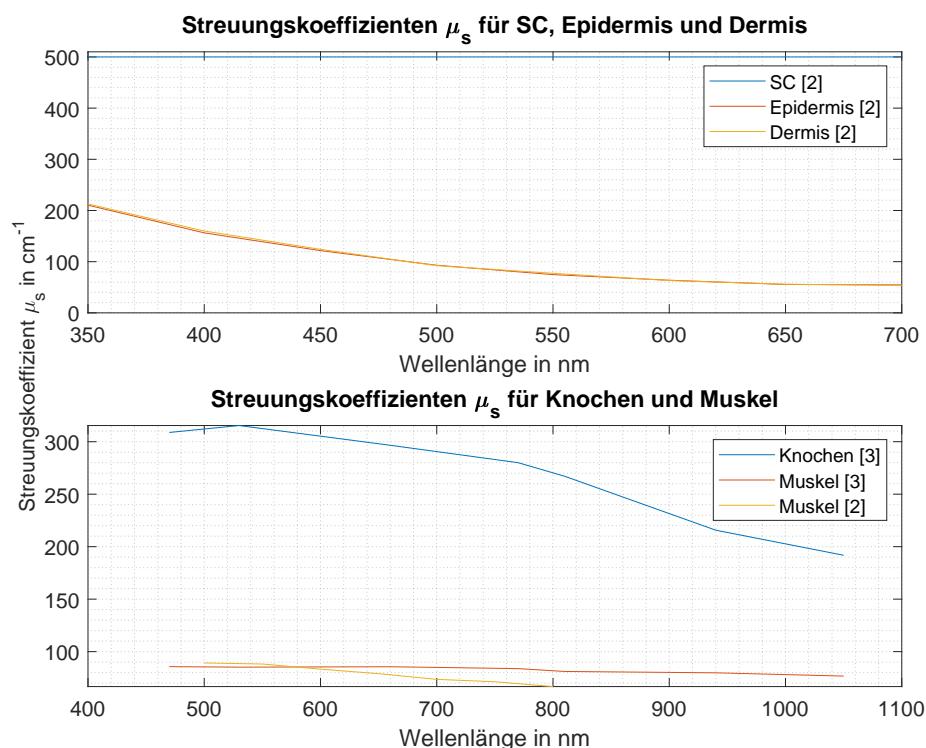
Abb. 2.2: Absorptionskoeffizienten  $\mu_a$  aus der Literatur aufgetragen über der Wellenlänge

## 2.2.2 Streuungskoeffizienten

Die nachfolgenden Tabellen 2.3 und 2.4 liefern sowohl Streuungskoeffizienten  $\mu_s$  als auch reduzierte Streuungskoeffizienten  $\mu'_s$ . Die Grafiken (siehe Abbildung 2.3 und 2.4) stellen die tabellarischen Werte über der Wellenlänge dar.

Tab. 2.3: Streuungskoeffizienten aus der Literatur

Streuungskoeffizienten $\mu_s$ in $\text{cm}^{-1}$					
$\lambda$ in nm	SC	Epidermis	Dermis	Knochen	Muskel
350	500 [2]	210,4 [2]	212,7 [2]		
400	500 [2]	156,3 [2]	159,9 [2]		
450	500 [2]	121,6 [2]	124,1 [2]		
470				308,8 [3]	85,7 [3]
500	500 [2]	93,01 [2]	92,24 [2]		89,2 [2]
530				315,4 [3]	85,2 [3]
550	500 [2]	74,7 [2]	77,22 [2]		88,2 [2]
577		500 [4]	217 [4]		
600	500 [2]	63,76 [2]	63,09 [2]		83,3 [2]
650	500 [2]	55,48 [2]	55,98 [2]		79 [2]
660				296,6 [3]	85,6 [3]
700	500 [2]	54,66 [2]	53,62 [2]		73,56 [2]
750					71,3 [2]
770				280 [3]	83,8 [3]
800					66,7 [2]
810				267,1 [3]	81,1 [3]
940				215,7 [3]	79,8 [3]
1050				191,8 [3]	76,7 [3]

Abb. 2.3: Streuungskoeffizienten  $\mu_s$  aus der Literatur aufgetragen über der Wellenlänge

Tab. 2.4: Reduzierte Streuungskoeffizienten aus der Literatur

reduzierte Streuungskoeffizienten $\mu'_s$ in $cm^{-1}$					
$\lambda$ in nm	SC	Epidermis	Dermis	HD	Muskel
400	48,44 [2]	31,73 [2] 100 [11] 106,2 [2]	75 [11] 76,8 [2]		
450	45,24 [2]	30,11 [2] 90 [11]	60 [11]		
500	41,93 [2]	28,27 [2] 70 [11] 70,6 [2]	45 [11] 46,2 [2]		
550	38,69 [2]	26,82 [2] 60 [11]	35 [11]		
600	35,02 [2]	25,29 [2] 50 [11] 51,4 [2]	30 [11] 32,2 [2]		
630		50 [11]	30 [11]		16,5 [2] 62,1 [2]
633				12,58 [2]	8,94 [2]
650	32,21 [2]	24,14 [2] 45 [11]	30 [11]		
700	28,93 [2]	13 [11] 22,97 [2] 42,7 [2]	25 [11] 26,4 [2]	12,1 [2]	8,18 [2]
740		13 [11]	25 [11]		
750		22,09 [2]		11,75 [2]	7,71 [2]
800		21,27 [2] 36,8 [2]	22,5 [2]	11,4 [2]	7,04 [2]
850				11,17 [2]	6,67 [2]
900		33,6 [2]	20,1 [2]	10,95 [2]	6,21 [2]
950				10,81 [2]	5,9 [2]
1000		30,6 [2]	18,6 [2]	10,71 [2]	5,73 [2]
1100		29,2 [2]	17,6 [2]		

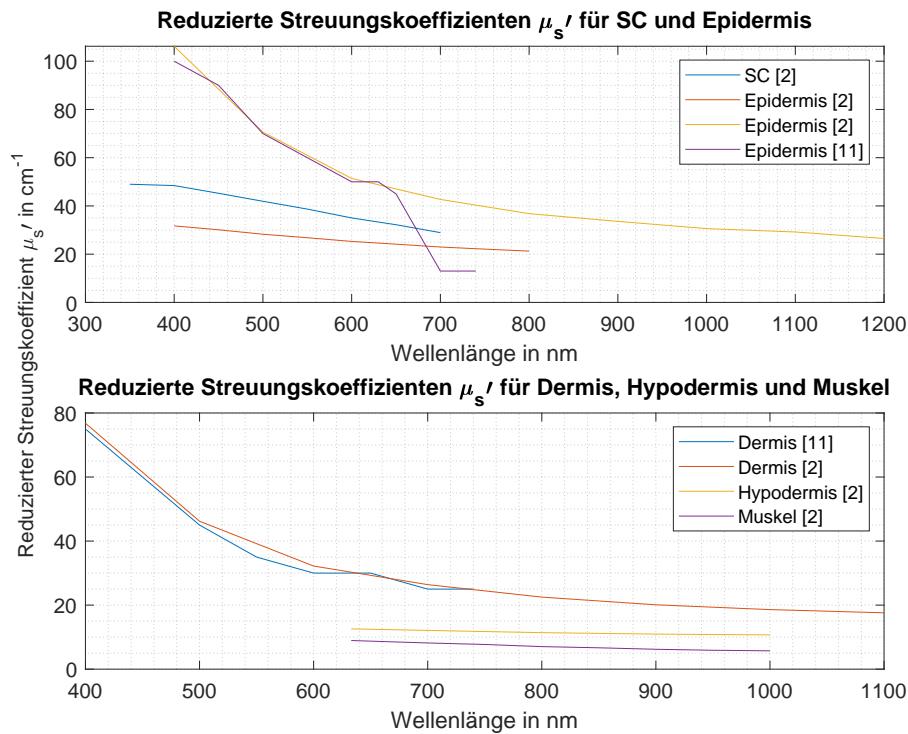


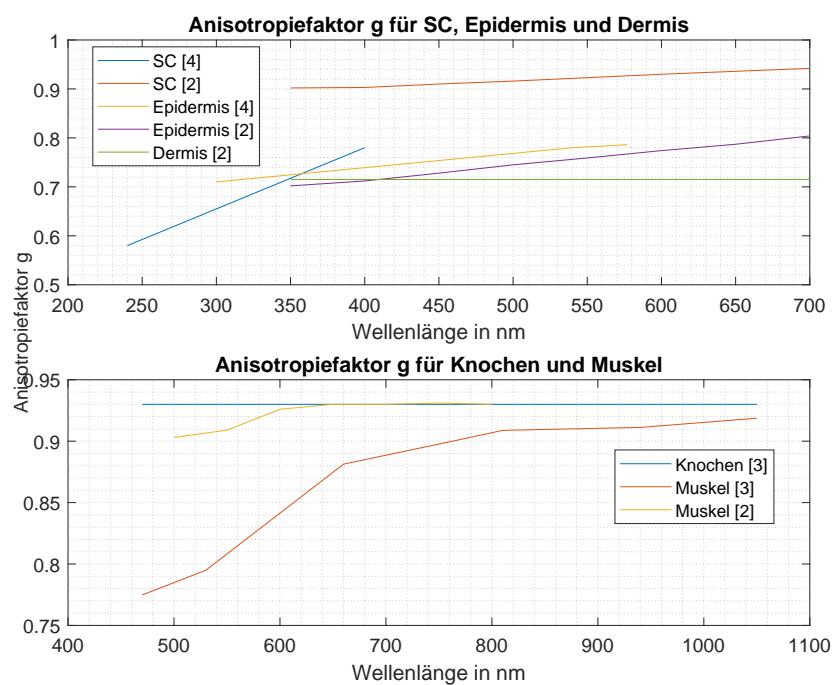
Abb. 2.4: Reduzierte Streuungskoeffizienten  $\mu'_s$  aus der Literatur aufgetragen über der Wellenlänge

### 2.2.3 Anisotropiefaktor

Auch für den Anisotropiefaktor  $g$  liefert die Literatur unterschiedliche Werte, die in der nachfolgenden Tabelle 2.5 festgehalten sind. Die zwei Diagramme in Abbildung 2.5 tragen die aufgeführten Werte für  $g$  über der Wellenlänge auf.

Tab. 2.5: Anisotropiefaktoren aus der Literatur

Anisotropiefaktor $g$					
$\lambda$ in nm	SC	Epidermis	Dermis	Knochen	Muskel
240	0,58 [4]				
300		0,71 [4]			
350	0,902 [2]	0,702 [2]	0,715 [2]		
400	0,78 [4] 0,903 [2]	0,712 [2]	0,715 [2]		
450	0,91 [2]	0,728 [2]	0,715 [2]		
470				0,93 [3]	0,7748 [3]
500	0,916 [2]	0,745 [2]	0,715 [2]		0,903 [2]
530				0,93 [3]	0,7949 [3]
550	0,923 [2]	0,759 [2]	0,715 [2]		0,909 [2]
577		0,786 [4]	0,81 [4]		
600	0,93 [2]	0,774 [2]	0,715 [2]		0,926 [2]
650	0,936 [2]	0,787 [2]	0,715 [2]		0,93 [2]
660				0,93 [3]	0,8813 [3]
700	0,942 [2]	0,804 [2]	0,715 [2]		0,93 [2]
750					0,931 [2]
770				0,93 [3]	0,9013 [3]
800					0,93 [2]
810				0,93 [3]	0,9088 [3]
1050				0,93 [3]	0,9187 [3]

Abb. 2.5: Anisotropiefaktoren  $g$  aus der Literatur aufgetragen über der Wellenlänge

# 3 Mathematische/Physikalische Grundlagen

## 3.1 Licht-Gewebe-Interaktion

### 3.1.1 Absorption

Absorption kann beschrieben werden als Verringerung der Energie des Lichts [11] (siehe Abbildung 3.1). Der Absorptionskoeffizient  $\mu_a$  setzt sich aus der Summe aller Absorber der betrachteten Schicht zusammen [7].

In der Epidermis wird das meiste Licht von Melanin, welches in dieser Schicht als Farbpigment enthalten ist, gefolgt von Carotinoiden absorbiert [7]. Allerdings haben Carotinoide einen weitaus geringeren Einfluss auf den Absorptionskoeffizienten [7]. Für die Epidermis kann der Absorptionskoeffizient  $\mu_a$  mit Gleichung 3.1 [3] berechnet werden.

$$\mu_{a\text{epi}}(\lambda) = V_{\text{mel}} \cdot \mu_{a\text{mel}}(\lambda) + V_{w\text{epi}} \cdot \mu_{a\text{w}}(\lambda) + [1 - (V_{\text{mel}} + V_{w\text{epi}})] \cdot \mu_{a\text{baseline}}(\lambda) \quad (3.1)$$

$V_{\text{mel}}$  und  $V_{w\text{epi}}$  geben die Volumenfraktion des in der Epidermis enthaltenen Melanins und Wassers an. Gleichung 3.2 und 3.3 werden jeweils für  $\mu_{a\text{baseline}}$  und  $\mu_{a\text{mel}}$  eingesetzt [3].  $\mu_{a\text{baseline}}$  gibt den Absorptionskoeffizienten für das Medium frei von jeglichen Absorbern an,  $\mu_{a\text{mel}}$  den Absorptionskoeffizienten für Melanin und  $\mu_{a\text{w}}$  entspricht dem Absorptionskoeffizienten von Wasser, dessen Werte aus der Literatur entnommen werden. Tabelle 2.2 zeigt mit Gleichung 3.3 berechnete Absorptionskoeffizienten für Melanin.

$$\mu_{a\text{baseline}}(\lambda) = 7,84 \cdot 10^7 \cdot \lambda^{-3,255} \quad (3.2)$$

$$\mu_{a\text{mel}}(\lambda) = 6,6 \cdot 10^{10} \cdot \lambda^{-3,33} \quad (3.3)$$

Da der Melaningehalt in der Epidermis mit der Hautpigmentierung zusammenhängt, haben dunkelhäutige Personen aufgrund einer höheren Melaninkonzentration einen höheren Absorptionskoeffizienten [9]. Der Zusammenhang zwischen  $\mu_{a\text{epi}}$  und der epidermalen Melaninkonzentration ist jedoch nicht linear [9]. Speziell für die SC und LE werden die Gleichungen 3.4 und 3.5 genutzt [15].

$$\mu_{a\text{SC}}(\lambda) = ((0,1 - 0,3 \cdot 10^{-4}\lambda) + 0,125\mu_{a\text{baseline}}(\lambda)) \cdot (1 - V_{w\text{SC}}) + V_{w\text{SC}} \cdot \mu_{a\text{w}}(\lambda) \quad (3.4)$$

$$\mu_{a\text{ LE}}(\lambda) = (V_{\text{mel LE}} \cdot \mu_{a\text{ mel}}(\lambda) + (1 - V_{\text{mel LE}}) \cdot \mu_{a\text{ baseline}}(\lambda)) \cdot (1 - V_{w\text{ LE}}) + V_{w\text{ LE}} \cdot \mu_{a\text{ w}}(\lambda) \quad (3.5)$$

Der Melanin- und Wassergehalt der SC und LE sind in den Variablen  $V_{\text{mel}}$  und  $V_w$  enthalten.

Im Gegensatz dazu dominiert in der Dermis vor allem deoxygeniertes als auch oxygeniertes Blut, aber auch Carotine, Bilirubin und Wasser stellen wichtige Absorber dar [2, 7]. Der Absorptionskoeffizient  $\mu_a$  wird dementsprechend für die  $i$ -te Unterschicht der Dermis anhand Gleichung 3.6 [3] ermittelt.

$$\mu_{a i}(\lambda) = V_{A i} \cdot \mu_{a A i}(\lambda) + V_{V i} \cdot \mu_{a V i}(\lambda) + V_{w i} \cdot \mu_{a w i}(\lambda) + [1 - (V_{A i} + V_{V i} + V_{w i})] \cdot \mu_{a \text{ baseline } i}(\lambda) \quad (3.6)$$

Gleichung 3.7 und 3.8 werden als Absorptionskoeffizient  $\mu_{a A}$  und  $\mu_{a V}$  für arterielles bzw. venöses Blut in Gleichung 3.6 eingesetzt.  $V_A$ ,  $V_V$  und  $V_w$  entsprechen analog zu Gleichung 3.1 dem Gehalt an arteriellem und venösem Blut sowie dem Wassergehalt. Zusätzlich wird auch hier der Absorptionskoeffizient von Wasser,  $\mu_{a w i}$ , und  $\mu_{a \text{ baseline } i}$  gebraucht.

$$\mu_{a A}(\lambda) = SaO_2 \cdot \mu_{a HbO_2}(\lambda) + (1 - SaO_2) \cdot \mu_{a HHb}(\lambda) \quad (3.7)$$

$$\mu_{a V}(\lambda) = SvO_2 \cdot \mu_{a HbO_2}(\lambda) + (1 - SvO_2) \cdot \mu_{a HHb}(\lambda) \quad (3.8)$$

In Gleichungen 3.7 und 3.8 fließen jeweils die Sauerstoffsättigung des arteriellen bzw. venösen Blutes ein,  $SaO_2$  bzw.  $SvO_2$  sowie die Absorptionskoeffizienten  $\mu_{a HbO_2}$  und  $\mu_{a HHb}$  für oxygeniertes bzw. desoxygeniertes Blut.

Ähnlich sieht es in der HD aus, in der maßgeblich Hämoglobin, Wasser und Lipide zur Absorption beisteuern [2, 7]. Bei Wellenlängen kleiner 600 nm nehmen oxy- und deoxygeniertes Hämoglobin die Rolle als größter Absorber in der Dermis und HD, also den Schichten, die Blut enthalten, ein [15]. Auch Melanin steuert im sichtbaren Wellenlängenbereich viel zum Absorptionskoeffizienten bei [8, 11]. Außer im SC ist in allen anderen Schichten ein Peak der Absorption zwischen 970-980 nm zu erkennen, der aufgrund der Absorption durch Wasser entsteht [2, 15]. Im sichtbaren Bereich trägt Wasser jedoch nicht bedeutend zur Absorption bei [11]. In Muskelgewebe absorbieren Hämoglobin und Wasser das meiste Licht [2].

### 3.1.2 Streuung

Die Haut wird als stark vorwärtsstreuendes Medium klassifiziert [6, 17]. Im Umkehrschluss bedeutet das, dass ein Photon, welches wieder an die Oberfläche des Mediums zurückkehrt, sehr oft gestreut wurde [11]. In Abbildung 3.1 ist Streuung in einem Medium schematisch dargestellt. Streuung im Gewebe entsteht aufgrund von Unterschieden der optischen Eigenschaften zweier Medien [11]. Grund sind z.B. vorhandene subzelluläre Strukturen [8], vor allem Protein-Filamente leisten einen Beitrag zur Streuung [11]. Die zwei wichtigsten Arten von Streuung im Gewebe sind die Mie- und Rayleigh-Streuung [7, 8].

Zur quantitativen Beschreibung der Streuung werden der Streuungskoeffizient  $\mu_s$  und der reduzierte Streuungskoeffizient  $\mu'_s$  verwendet. Der Zusammenhang beider Parameter ist in Gleichung 3.9 dargestellt.

$$\mu'_s = (1 - g) \cdot \mu_s \quad (3.9)$$

$\mu_s$  ist linear von der Wellenlänge abhängig [8, 9].  $g$  ist der Anisotropiefaktor und lässt sich anhand Gleichung 3.10 berechnen [11].

$$g = \langle \cos \theta \rangle = \int_{4\pi} p(\cos \theta) \cdot \cos(\theta) d\omega \quad (3.10)$$

Der Anisotropiefaktor  $g$  ist der Mittelwert aller Werte vom Kosinus des Streuungswinkels  $\theta$  und kann mithilfe der Henyey-Greenstein Funktion durch Gleichung 3.11 beschrieben werden [11].

$$p(\cos \theta) = \frac{1 - g^2}{2 \cdot (1 + g^2 - 2g \cdot \cos \theta)^{3/2}} \quad (3.11)$$

Es können drei Grenzfälle für  $g$  eintreten. Ist  $g = 1$  handelt es sich um eine reine Vorwärtsstreuung (Mie-Streuung [2]), bei  $g = -1$  um reine Rückwärtsstreuung und bei  $g = 0$  wird von isotroper Streuung (Rayleigh-Streuung [2]) gesprochen [6]. Für den Wellenlängenbereich von 300-1300 nm kann  $g$  für die Dermis und Epidermis als in etwa identisch angesehen werden. Es gilt [2, 4]

$$g_e \sim g_d \sim 0,62 + \lambda \cdot 0,29 \cdot 10^{-3} \quad (3.12)$$

Mie-Streuung tritt auf, wenn das an Streuung beteiligte Teilchen in der Größenordnung der Wellenlänge ( $> 0,1\lambda$ ) des Photons liegt [6, 8]. Ist der Durchmesser des Streukörpers wesentlich kleiner als die Wellenlänge, handelt es sich um Rayleigh-Streuung [6, 8]. Im Gewebe tritt Mie- und Rayleigh-Streuung überlagert auf und wird als solche in den Formeln berücksichtigt [6, 16] (siehe Gleichung 3.13 [7]). Rayleigh-Streuung wird durch den Term  $\mu_s^{R}$  und Mie-Streuung durch den Term  $\mu_s^{M}$  repräsentiert, wobei  $\rho$  zur Gewichtung der beiden dient.

$$\mu'_s(\lambda) = \rho \cdot \mu_s^R(\lambda) + (1 - \rho) \cdot \mu_s^M(\lambda) \quad (3.13)$$

Epidermis und Dermis können näherungsweise sehr ähnliche Anteile an Mie- und Rayleigh-Streuung zugeschrieben werden [6]. Zusätzlich kann zwischen elastischer und inelastischer Streuung unterschieden werden. Bei der elastischen Streuung erfährt das Photon lediglich eine Richtungsänderung [6]. Durch inelastische Streuung wird die Richtung, aber auch die Energie des Photons geändert.

Aufgrund der in der Epidermis vorkommenden Melanosome und dem darin gespeicherten Melanin, gilt die Epidermis als vorwärts streuendes Medium [7]. Keratin als Protein-Filament der Epidermis trägt maßgeblich zur Streuung bei [11]. In der Dermis trägt vor allem die Verteilung der Kollagenfibrillen zum Streuungsverhalten [11], speziell der Mie-Streuung, bei [7].

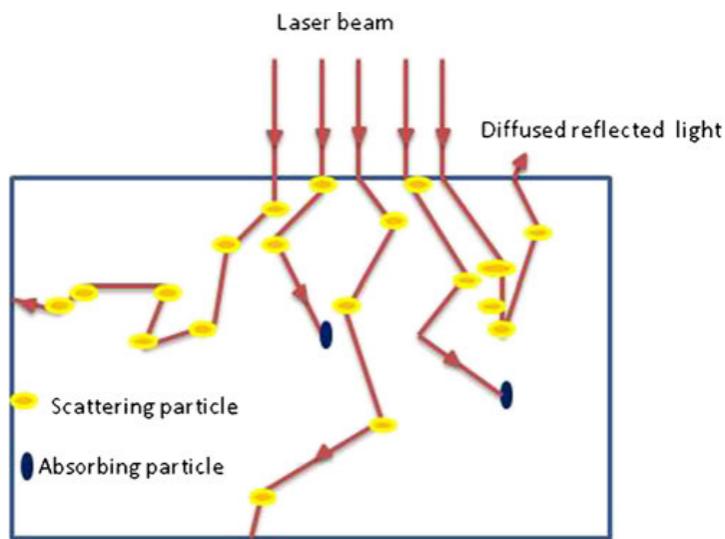


Abb. 3.1: Absorption und Streuung im Medium [8]

Im Vergleich zum SR weisen die Kollagenfasern in dem SP eine geringere Größe auf, was dazu führt, dass das SP rückwärts streuend wirkt [2]. Dahingegen hat das SR ein starkes Vorwärtsstreuungsverhalten [2]. Das in der HD vorzufindende Fett bildet in Form von Tröpfchen die hauptsächlichen Streuungspartikel [2, 7]. Wird der sichtbare bis nahinfrarote Bereich betrachtet, wird ein Photon mit einer 100-1000 mal größeren Wahrscheinlichkeit gestreut als absorbiert [6].

### 3.1.3 Reflexion, Refraktion

Wenn von Reflexion die Rede ist, ist damit eigentlich Streuung an Oberflächen gemeint [11]. Ungefähr 5 % des eintreffenden Lichtes wird von der äußersten Hautschicht, der SC, reflektiert [7]. Für die vereinfachte Annahme einer glatten Oberfläche, wird die Fresnel'sche Reflexion  $R$  anhand Gleichung 3.14 ermittelt [11].  $c = \cos(\theta_i)$  ist der Winkel des eintreffenden Lichtstrahls und  $a = n^2 + c^2 - 1$  fasst den Term aus Winkel  $c$  und Brechungsindex  $n$  zu einem Ausdruck zusammen [11].

$$R = \frac{1}{2} \frac{(a - c)^2}{(a + c)^2} \left( 1 + \frac{[c(a + c) - 1]^2}{[c(a - c) + 1]^2} \right) \quad (3.14)$$

Nach der initialen Lichtreflexion findet eine Lichtrefraktion des restlichen Lichts aufgrund des Übertritts von Luft ins Gewebe statt [11]. Der Winkel  $\theta_t$ , in dem das Licht gebrochen wird, kann gemäß Snell's Gesetz (Gleichung 3.15) mithilfe des Brechungsindex  $n$  und des Winkels des eintreffenden Lichtes  $\theta_i$  berechnet werden [11].

$$\theta_t = \arcsin \left( \frac{1}{n} \sin \theta_i \right) \quad (3.15)$$

Mit steigender Wellenlänge wird der Brechungsindex  $n$  der Haut immer kleiner [6]. Der Brechungsindex bestimmt mit, wie die Photonen sich weiter im Medium ausbreiten [2, 17].

## 3.2 Monte-Carlo Simulation

Mithilfe des MC Modells ist es möglich, die Interaktion zwischen Licht und Gewebe zu simulieren [6, 14]. Das MC Verfahren löst die Radiative Transfer Equation numerisch, um die Photonenverteilung in biologischem Gewebe zu modellieren [14]. Dazu wird der Weg eines Photons durch ein Medium als stochastischer Prozess betrachtet [6, 15]. Die nachfolgenden Erläuterungen beziehen sich auf eine Variante der MC Simulation, die im Paper von Chatterjee et al. [3] beschrieben wird. Die grundlegende Vorgehensweise ist bei allen Varianten gleich, aber es gibt einige Unterschiede, wie z.B. den Gebrauch der Russian-Roulette Methode, die teilweise durch andere Methoden ersetzt wird. Das in dieser Arbeit verwendete MCmatlab beruht auch auf diesem Ansatz. In der Simulation werden Photonenpakete, welche eine bestimmte Startposition und -richtung haben, auf die Oberfläche eines Mediums gestrahlt [3, 14]. Per Zufall wird jedem Photon eine Richtung zwischen 0 und  $2\pi$  zugewiesen [3]. Zu Beginn der Simulation startet jedes Photon mit einem statistischen Gewicht  $w$  von 1 [3]. Da bereits bei Eintreten des Photons ins Gewebe ein Teil der Strahlung von der Oberfläche reflektiert wird, wird das Gewicht der Photonen mithilfe des Fresnel'schen Reflexionskoeffizienten  $R_s$  reduziert [3]. Bei senkrechtem Einfall ergibt sich  $R_s$  zu [3]:

$$R_s = \left( \frac{n_i - n_t}{n_i + n_t} \right)^2 \quad (3.16)$$

$n_i$  und  $n_t$  sind die Brechungsindizes von Luft und dem nachfolgenden Medium.

Die Photonen haben demnach bei Eintritt in das Medium ein Gewicht  $w_e$  (siehe Gleichung 3.17) [3].

$$w_e = w - R_s \cdot w \quad (3.17)$$

Der weitere Weg bzw. die nächste zurückzulegende Weglänge  $l$  jedes Photons wird durch Gleichung 3.18 zufällig berechnet [3]. Dazu fließen sowohl eine Pseudozufallszahl  $\xi$ , welche zwischen 0 und 1 liegt, als auch der Streuungskoeffizient  $\mu_s$  in die Berechnung mit ein.

$$l = -\frac{\ln(\xi)}{\mu_s} \quad (3.18)$$

Es gibt vier mögliche Wechselwirkungen, die auf das Photon einwirken können: Absorption, Streuung, Reflexion und Transmission. Nach jeder Strecke  $l$  wird für alle Photonen überprüft, ob sie den Rand berührt haben [3]. Falls das der Fall ist, gibt es zwei Möglichkeiten: entweder das Photon wird vom Rand reflektiert oder tritt durch den Rand durch und verlässt somit das Medium [3]. Diese Entscheidung wird mithilfe des Fresnel'schen Reflexionskoeffizienten  $R$  und dem Winkel  $\theta_i$ , mit dem das Photon auf die Grenze trifft, getroffen [3] (siehe Gleichung 3.19). Dazu wird  $R$  wiederum mit einer Zufallszahl  $\xi$  zwischen 0 und 1 verglichen [3]. Ist  $\xi$  kleiner als  $R$  wird von Reflexion, andernfalls von Transmission ausgegangen [15].

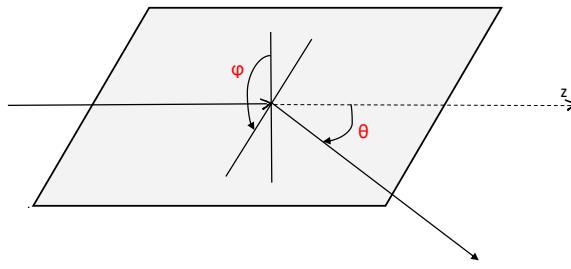


Abb. 3.2: Skizze eines Streuprozesses mit den zwei Winkeln  $\varphi$  und  $\theta$ , die die Ausbreitungsrichtung des Photons beschreiben

$$R = \begin{cases} \left( \frac{n_t - n_i}{n_i + n_t} \right)^2 & \theta_i \simeq 0 \\ \frac{1}{2} \cdot \left[ \frac{\sin^2(\theta_i - \theta_t)}{\sin^2(\theta_i + \theta_t)} \right] + \left[ \frac{\tan^2(\theta_i - \theta_t)}{\tan^2(\theta_i + \theta_t)} \right] & 0 < \theta_i < \theta_c \\ 1 & \theta_c \leq \theta_i < \pi/2 \end{cases} \quad (3.19)$$

Die Variable  $\theta_c$  in Gleichung 3.19 steht für den kritischen Winkel der Totalreflexion.

Absorption wird als Verlust  $\Delta w$  eines Teils des Gewichts des Photons dargestellt und dementsprechend berechnet (siehe Gleichung 3.20) [3, 15].

$$\Delta w = \frac{\mu_a}{\mu_a + \mu_s} \cdot w \quad (3.20)$$

Zur Simulation der Streuung des Photons werden zwei zufällige Winkel ermittelt, zum einen der Streuwinkel  $\theta$  mithilfe der Henyey-Greenstein Funktion (siehe Gleichung 3.21) und zum anderen der Azimuth  $\varphi$  (siehe Gleichung 3.22) [3].  $g$  ist der Anisotropiefaktor und  $\xi$  wieder eine zufällig generierte Zahl zwischen 0 und 1.

$$\theta = \cos^{-1} \frac{1}{2g} \left[ 1 + g^2 - \left( \frac{1 - g^2}{1 - g + 2g\xi} \right)^2 \right] \quad (3.21)$$

$$\varphi = 2\pi\xi \quad (3.22)$$

Somit hat der Azimuth zufällig einen Winkel zwischen 0 und  $2\pi$ . Die beiden Winkel ergeben dann die geänderte Ausbreitungsrichtung des Photons [6, 15]. Abbildung 3.2 zeigt einen Streuprozess, wobei der durchgezogene Pfeil den Weg des Photons anzeigt. Azimuth,  $\varphi$ , und Streuwinkel,  $\theta$ , sind jeweils in rot angegeben. Gleichung 3.23 und 3.24 berechnen jeweils wie wahrscheinlich es ist, dass ein Photon nach der Schrittänge  $l$  absorbiert oder gestreut wird [6].

$$P_a(l) = 1 - e^{-\mu_a \cdot l} \quad (3.23)$$

$$P_s(l) = 1 - e^{-\mu_s \cdot l} \quad (3.24)$$

Dieses Vorgehen von Auswahl der Schrittänge  $l$  und Detektion bzw. Simulation möglicher Interaktionen wird solange in jedem Voxel wiederholt [6], bis das Photon am Detektor ankommt oder zerstört wird [3]. Ein Photon kann wegfallen, indem es das Medium verlässt oder aufgrund der Russian-Roulette Methode gelöscht wird [3]. Das Löschen eines Photons wird in Betracht gezogen, wenn das Gewicht des Photons einen Schwellwert, beispielsweise  $10^{-4}$ , unterschreitet [2, 3]. Laut der Russian-Roulette Methode bekommt eines von zehn zu 'leichten' Photonen eine zweite Chance und das Photon erhält ein zusätzliches Gewicht [3]. Für jedes Löschen eines Photons wird automatisch ein weiteres Photonenpaket auf das Medium gestrahlt, bis die Anzahl detekтирter Photonen mit der zuvor festgelegten Anzahl übereinstimmt, dann gilt die Simulation als beendet [3].

Vorteil der MC Simulation ist die Fähigkeit, die zufällige Streuung der Photonen und die Verteilung der Photonen im Gewebe vergleichsweise realitätsgetreu zu modellieren [3]. Durch Erhöhung der gewünschten Anzahl an detektierten Photonen, liefert die Simulation präzisere und statistisch gesehen weniger schwankungsanfällige Ergebnisse [6].

## 4 Multi-Wellenlängen Photoplethysmographie

### 4.1 Zugrunde liegende Methodik

Bei der PPG werden Volumenschwankungen des Blutes mithilfe einer Leucht- und Photodiode ermittelt. Dadurch kann die Gewebedurchblutung untersucht werden [3]. Nach neuesten Überlegungen wird vermutet, dass auch Bewegungen der Gefäßwände und die Ausrichtung der Erythrozyten eine Rolle für das Aussehen des PPG-Signals spielen [3]. Auch die Beiträge der verschiedenen Hautschichten zum PPG-Signal sind noch umstritten [3]. Dahingegen haben die genutzte Wellenlänge sowie der Abstand der Leucht- und Photodiode im Reflexionsmodus einen nachgewiesenen Effekt auf das Aussehen des PPG-Signals [3]. Das Photoplethysmogramm wird häufig am Finger gemessen, indem eine Leuchtdiode Licht in das Gewebe einstrahlt, welches entweder als transmittierter oder reflektierter Anteil von der Photodiode gemessen wird. Im Transmissionsmodus liegen Leucht- und Photodiode auf gegenüberliegenden Seiten und im Reflexionsmodus auf der selben Seite. Das Licht wird auf dem Weg zum Detektor aufgrund von pulsatilen und nicht-pulsatilen Anteilen abgeschwächt [3]. Zu den pulsatilen Komponenten, die den AC-Teil des Signals ausmachen, gehört das arterielle Blut, da es periodisch synchron zum Herzzyklus variiert [3]. Die arteriellen Blutvolumenschwankungen machen jedoch nur ca. 0,1 % des PPG-Signals aus [6]. Der DC-Anteil, der sich nur langsam verändert, besteht aus den nicht-pulsatilen Komponenten, wie z.B. blutleerem Gewebe [3].

Wird die Lichtabsorption in den Hautschichten differenziert betrachtet, sollte es möglich sein, die Beiträge zum PPG-Signal den Hautschichten zuordnen zu können [3]. Ein solcher Ansatz ist die MW-PPG nach Liu et al. [13]. Dabei werden statt dem standardmäßigen infraroten Licht, zwei oder drei verschiedene Wellenlängen genutzt [13] (siehe Abbildung 4.1).

Laut Liu et al. ist es möglich, beispielsweise das PPG-Signal der Arterien differenziert zu betrachten. Dazu wird kurzwelligeres Licht genutzt, dass nicht tief genug in das Gewebe eindringen kann und somit nur die Blutvolumenschwankungen der Kapillaren erfasst, um das kapillare Signal aus dem arteriellen Signal herauszufiltern [13]. Zur Erfassung der Kapillaren wird daher blaues ( $\lambda = 470 \text{ nm}$ ) oder grünes ( $\lambda = 570 \text{ nm}$ ) Licht genutzt [13]. Um bis zu den tiefergelegenen Arteriolen zu gelangen, wird gelbes Licht ( $\lambda = 590 \text{ nm}$ ) verwendet und das standardmäßig bei der PPG verwendete rote ( $\lambda = 700 \text{ nm}$ ) oder infrarote ( $\lambda = 940 \text{ nm}$ ) Licht wird genutzt, um Kapillaren, Arteriolen und Arterien zu erfassen [13]. Abbildung 4.2 zeigt PPG-Signale, die mit den genannten Wellenlängen für blaues, grünes, gelbes und infrarotes

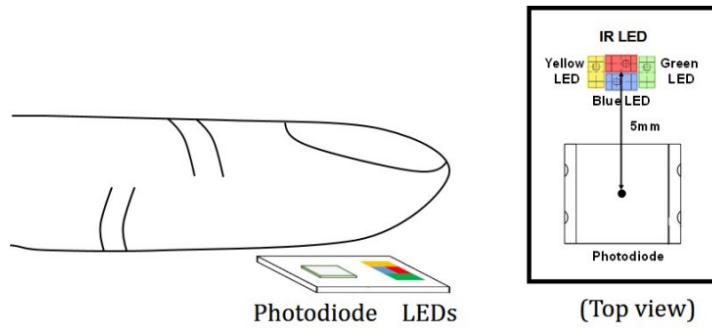


Abb. 4.1: MW-PPG im Reflexionsmodus mit vier LEDs mit unterschiedlicher Wellenlänge (gelb, grün, blau, infrarot) [13]

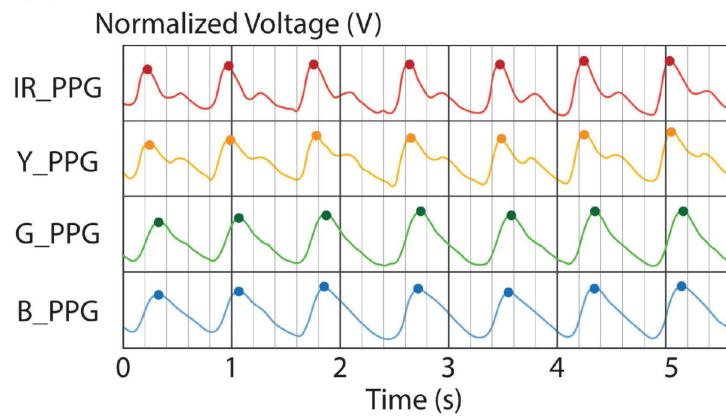


Abb. 4.2: PPG-Signale erfasst mittels infrarotem, gelbem, grünem und blauem Licht [12]

Licht aufgenommen wurden.

Mithilfe des modifizierten Beer-Lambert Gesetzes (Gleichung 4.1) wird die Änderung der optischen Dichte  $A(t)$  über der Zeit berechnet [13]. Diese ändert sich entsprechend dem Verhältnis von der Intensität des detektierten Lichts an der der Photodiode  $I(t)$  zu der Intensität des ausgestrahlten Lichts  $I^0$  [13]. Für die Berechnung werden daher die anfängliche optische Dichte  $A^0$  sowie der Absorptionskoeffizient  $\mu_a$  und der reduzierte Streukoeffizient  $\mu'_s$  benötigt. Gleichung 4.1 wird vereinfacht, indem die erste partielle Ableitung als konstante differentielle Pfadlänge  $\langle L \rangle$  zusammengefasst wird (siehe Gleichung 4.2) [13].  $\langle L \rangle$  gibt einen Wert für den im Mittel zurückgelegten Weg der Photonen an [13]. Außerdem fällt der zweite Term weg, da Streuung im Gewebe als zeitinvariant angenommen wird [13].

$$\Delta A(t) = -\log \left[ \frac{I(t)}{I^0} \right] = \frac{\partial A^0}{\partial \mu_a} \cdot \Delta \mu_a + \frac{\partial A^0}{\partial \mu'_s} \cdot \Delta \mu'_s \approx \langle L \rangle \cdot \mu_a(t) \quad (4.1)$$

$$\langle L \rangle = \frac{\partial A^0}{\partial \mu_a} \quad (4.2)$$

Der Absorptionskoeffizient  $\mu_{a,i(t)}$ , der in Gleichung 4.1 eingesetzt wird, wird anhand Gleichung 4.3 für jede Hautschicht  $i$  berechnet [13]. Dazu wird die Differenz des Absorptionskoeffizienten von Blut  $\mu_{a,b}$  und Hintergrundgewebe  $\mu_{a,t}$  gebildet und mit der Abweichung des Blut-

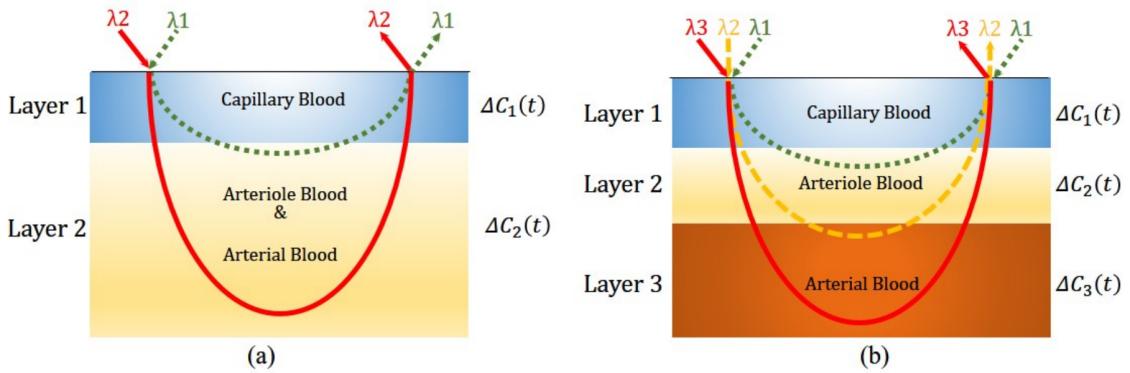


Abb. 4.3: MW-PPG Schema mit zwei Wellenlängen (a) und drei Wellenlängen (b) [13]

volumens zum Zeitpunkt  $t$  vom DC-Anteil des PPG-Signals, der Baseline, multipliziert [13].  $\mu'_a$  fasst die Differenz der beiden Absorptionskoeffizienten in einem Formelzeichen zusammen.

$$\Delta \mu_{a,i}(t) = (\mu_{a,b} - \mu_{a,t}) \cdot \Delta C_i(t) = \mu'_a \cdot \Delta C_i(t) \quad (4.3)$$

Die Änderungen der optischen Dichte in den Hautschichten 1 bis  $N$  werden entsprechend Gleichung 4.4 aufsummiert, wobei das hoch- oder tiefgestellte  $\lambda$  auf die Wellenlängenabhängigkeit hinweist [13]. Das Formelzeichen  $K_i^\lambda$  ist ein Wert von 0 bis 1 und gibt an, wie hoch der Anteil der Schicht  $i$  ist, der vom Licht komplett durchdrungen wird und ist wellenlängenabhängig [13]. Die erste Hautschicht erhält nach Liu et al. für alle genutzten Wellenlängen einen Wert von 1, da angenommen wird, dass diese Schicht immer ganz durchquert wird [13].

$$\Delta A^\lambda(t) = \sum_{i=1}^N [K_i^\lambda \cdot \langle L_i^\lambda \rangle \cdot \mu_{a'} \lambda \cdot \Delta C_i(t)] \quad (4.4)$$

Abbildung 4.3a zeigt das Prinzip der MW-PPG unter Benutzung zweier Wellenlängen, wobei  $\lambda_1$  die Kapillaren erfasst und  $\lambda_2$  bis tief in Schicht 2 eindringt und somit zusätzlich zu den Kapillaren, auch die Arteriolen und Arterien erreicht. Die Blutvolumenschwankung der Arteriolen und Arterien  $\Delta C_2(t)$  wird anhand Gleichung 4.5 als proportional zu der Differenz der optischen Dichten der zwei Wellenlängen  $\lambda_1$  und  $\lambda_2$  beschrieben [13]. Die Konstante  $R_0$  (Gleichung 4.6) ist vom Probanden abhängig und wird mithilfe eines Kalibrierungsalgorithmus erfasst [13].

$$\Delta C_2(t) \propto [\Delta A^{\lambda_2}(t) - R_0 \cdot \Delta A^{\lambda_1}(t)] \quad (4.5)$$

$$R_0 = \frac{\langle L_1^{\lambda_2} \rangle \cdot \mu_{a'} \lambda_2}{\langle L_1^{\lambda_1} \rangle \cdot \mu_{a'} \lambda_1} \quad (4.6)$$

Im Falle von drei genutzten Wellenlängen (siehe Abbildung 4.3b), müssen statt zwei optischen Dichten drei gemessen werden und statt einem patientenabhängigen Gewichtungsfaktor zwei ermittelt werden [13].

## 4.2 Kritik am Verfahren nach Liu

Die Annahme, dass beispielsweise grünes Licht nur die erste Schicht und damit die Kapillaren erfasst, ist sehr ungenau. Im Paper [13] wird zwar ersichtlich, dass, wie in Abbildung 4.3a auch zu erkennen ist, grünes Licht teilweise Hautschicht 2 erreicht, jedoch wird der Anteil des grünen Lichts, der die zweite Schicht erreicht, der Einfachheit halber auf Null gesetzt. Diese strikte Einteilung, welches Licht genau welche Schichten durchquert, erscheint sehr unrealistisch. Falls diese Annahme falsch ist, führt es zwangsläufig zu Ungenauigkeiten im Algorithmus.

Außerdem wurden keine quantitativen Angaben zu den angenommenen Tiefen der zwei bzw. drei Hautschichten gemacht. Je nach Tiefe der zwei bzw. drei Schichten ändert sich jedoch, wie weit das Licht die Schichten durchquert. Resultate können also je nach genutztem Hautmodell stark variieren und eine derart vereinfachte und pauschalisierte Annahme wirkt fehlerträchtig. Das Verfahren nach Liu et al. scheint in der beschriebenen Umsetzung daher zu stark vereinfacht und es fehlt eine geeignete Validierung. Im nachfolgenden Abschnitt werden daher mit MCmatlab Simulationen zur Licht-Gewebe-Interaktion durchgeführt, mit dem Ziel, die Annahmen der MW-PPG zu überprüfen und eine Grundlage eigener Verbesserungen zu schaffen.

# 5 Simulationen

## 5.1 Mehrschichtiges Hautmodell

Wie zu Beginn bereits beschrieben, wird in dieser Arbeit die Haut in folgende Schichten unterteilt: SC, LE, SP, SR und HD. Aufgrund des Bezugs zur PPG soll das Hautmodell dem Modell eines Fingers entsprechen, an dem ein Photoplethysmogramm meistens gemessen wird. Das SC stellt die dünste der Hautschichten dar, die Dicke beträgt lediglich 0,02 mm [1, 2, 3, 7, 15]. Die nachfolgende Schicht, die LE, ist 0,25 mm dick. Für das SP wird eine Dicke von 0,15 mm [15] und das SR eine Dicke von 1,5 mm [15] gewählt. Da Finger eher dünner sind, wird für die HD ein Wert von 1 mm gewählt, wobei die Dicke der HD generell sehr variabel ist. An die HD schließt sich eine Muskelschicht von 2,25 mm Dicke sowie ein 3 mm dicker Knochen an. Über dem SC befindet sich außerdem eine Luftsicht, die 0,05 mm dick ist. Das gesamte Hautmodell ist in Abbildung 5.1 zu sehen.

Es handelt sich bei MCmatlab um eine volumenbasierte Simulation, d.h. das modellierte Medium wird in sogenannte (quaderförmige) Voxel unterteilt, denen jeweils die gewünschten optischen Gewebeigenschaften zugeschrieben werden [6, 14]. Für die Simulation wird das Modell in jeweils 200 Voxel in x-, y- und z-Richtung eingeteilt. Die Gesamtbreite und -länge beträgt 1 cm und die Tiefe entspricht 0,822 cm, also der Summe der oben genannten

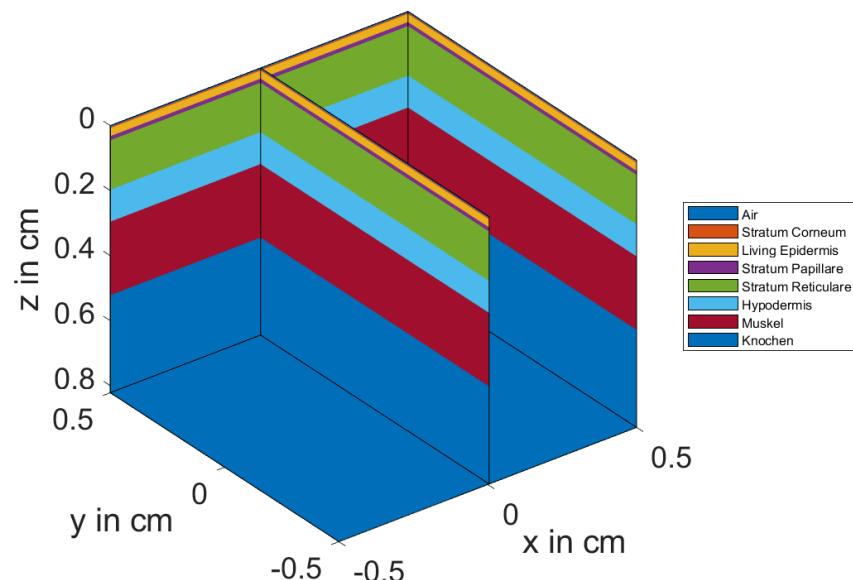


Abb. 5.1: Darstellung des mehrschichtigen Hautmodells in MCmatlab

Schichten. Anhand der Dicken werden die optischen Eigenschaften den jeweiligen Schichten zugeordnet. Zur Berechnung der Absorptionskoeffizienten für SC und LE werden soweit möglich Gleichung 3.4 und 3.5 genutzt. Falls nur reduzierte Streuungskoeffizienten vorliegen, werden diese mit Gleichung 3.9 in Streuungskoeffizienten umgerechnet.

## 5.2 Durchführung der Simulationen mit MCmatlab

### 5.2.1 Simulationseinstellungen

Um die Annahme über die Reichweite verschiedener Wellenlängen (blau, grün, gelb, rot, infrarot) von Liu et al. [13] zu validieren, werden für die in Abschnitt 4.1 genannten Wellenlängen Simulationen durchgeführt. In manchen Fällen sind keine Werte für die konkreten Wellenlängen vorhanden, weshalb teilweise auf andere Wellenlängen zurückgegriffen wird. Diese liegen aber immernoch im Wellenlängenbereich der jeweiligen Farbe und auf diese Abweichungen wird in den nachfolgenden Abschnitten explizit hingewiesen.

Die MC Simulationen werden jeweils für 6 s durchgeführt und es wird eingestellt, dass die ersten 100 Photonenpfade gespeichert und dargestellt werden. Innerhalb der 6 s werden ca.  $10^5 - 10^6$  Photonen simuliert. Des Weiteren kann Licht an allen Grenzen des Modells die Simulation verlassen. Für die Modellierung der Lichtquelle wird eine LED simuliert, wie sie auch im Rahmen der PPG Verwendung findet. Die LED ist flächig und hat die Ausmaße 0,02 cm in x- und 0,01 cm in y-Richtung.

### 5.2.2 Blaues Licht (470 nm)

Für die Simulation mit blauem Licht werden die in Tabelle 5.1 genannten Parameter verwendet. Da nicht immer ein Wert für eine Wellenlänge  $\lambda$  von 470 nm vorhanden war, wird teilweise auf andere Wellenlängen zurückgegriffen. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Wellenlängen noch im Bereich des blauen Lichts liegen, d.h. zwischen 420 nm und 500 nm.

Für das SC wird ein Wassergehalt von 0,05 [3, 7, 15] und ein Absorptionskoeffizient für Wasser von  $2,47 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$  [3] bei 470 nm angenommen. Der Wassergehalt der LE beträgt 0,2 [7, 15], der Melaningeinhalt variiert zwischen 0 bis 0,35 [7] und wird für diese Simulation auf 0,11 festgelegt. Bei 470 nm beträgt der Absorptionskoeffizient von Melanin  $834,6 \text{ cm}^{-1}$  [3]. Da für die HD kaum Werte vorliegen, werden für diese und nachfolgende Simulationen stattdessen Werte für die sogenannte Deep Blood Net Dermis verwendet, da diese das Blutgefäßnetzwerk in der HD beschreibt.

Für die Streuungskoeffizienten gab es für das SP, SR und die LE und HD nur einen Wert für  $\lambda = 632,8 \text{ nm}$  und daher werden stattdessen für SC und LE Streuungskoeffizienten für die Epidermis und für SP und SR für die Dermis bei  $\lambda = 450 \text{ nm}$  benutzt. Auch für die anderen Wellenlängen mussten auf diese Weise Werte genutzt werden. Stellvertretend für die HD wurde ein Streuungskoeffizient für Fett verwendet.

Der Wert für den Anisotropiefaktor  $g$  des SC gilt für 450 nm und für den Brechungsindex  $n$  für Knochen gab es keinen Wert, daher wird das  $g$  vom Muskel übernommen. Für diese

und die nachfolgenden Simulationen bleibt der Brechungsindex  $n$  für jede Wellenlänge und Schicht gleich, genauso wie der Anisotropiefaktor  $g$  der LE, SP, SR, HD und Knochen für jede Wellenlänge unverändert bleibt.

Die Resultate der Simulation sind in Abbildung 5.2 und 5.3 zu sehen.

### 5.2.3 Grünes Licht (570 nm)

Die in Tabelle 5.1 genannten Parameter werden für grünes Licht, welches einen Wellenlängenbereich von 500 nm bis 570 nm überstreckt, verwendet.

Da für alle 7 Schichten keine Werte für eine Wellenlänge  $\lambda$  von 570 nm vorliegen, werden stattdessen Absorptionskoeffizienten für  $\lambda = 530$  nm für die Simulation genutzt. Der Absorptionskoeffizient für Wasser bei 530 nm beträgt  $3,2 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$  [3]. Bei 530 nm beträgt der Absorptionskoeffizient von Melanin  $559,4 \text{ cm}^{-1}$  [3].

Für die Streuungskoeffizienten werden Werte für Epidermis und Dermis bei  $\lambda = 550$  nm und für HD, Muskel und Knochen bei  $\lambda = 530$  nm verwendet. Der Wert für den Anisotropiefaktor  $g$  des SC gilt für 550 nm und der des Muskels für 530 nm.

Abbildung 5.4 und 5.5 zeigen die entstandenen Diagramme bei Simulation mit grünem Licht.

### 5.2.4 Gelbes Licht (590 nm)

In Tabelle 5.1 sind die verwendeten Parameter für gelbes Licht aufgelistet. Gelbes Licht befindet sich im Wellenlängenbereich von 570 nm bis 600 nm.

Aufgrund fehlender Absorptionskoeffizienten für die Hautunterschichten werden Werte für die Epidermis für SC und LE und Werte für die Dermis für SP und SR genutzt.

Für die Streuungskoeffizienten werden Werte für Epidermis, Dermis und Muskel bei  $\lambda = 600$  nm verwendet. Da für HD und Knochen im gelben Wellenlängenbereich keine Werte vorhanden sind, werden die Werte von der vorherigen Simulation bei  $\lambda = 530$  nm übernommen. Der Wert für den Anisotropiefaktor  $g$  des SC und des Muskels gilt für 600 nm.

Die aus gelbem Licht resultierenden Diagramme sind in Abbildung 5.6 und 5.7 zu sehen.

### 5.2.5 Rotes Licht (700 nm)

Tabelle 5.1 enthält Werte für die optischen Gewebeigenschaften, welche für die Simulation mit rotem Licht benutzt werden. Rotes Licht erstreckt sich über einen Wellenlängenbereich von 600 nm bis 780 nm.

Da nicht für alle 7 Schichten Werte für eine Wellenlänge  $\lambda$  von 700 nm vorliegen, werden stattdessen Absorptionskoeffizienten für  $\lambda = 660$  nm für die Simulation genutzt. Die Absorptionskoeffizienten für das SC und LE entsprechen dem Absorptionskoeffizienten für die Epidermis bei 700 nm, da mithilfe Gleichung 3.4 und 3.5 ein viel zu hoher Wert für die LE entstanden ist. Durch diesen gelangen die Photonen nicht bis zur Dermis und daher wird der Wert als unplausibel bewertet und entsprechend ersetzt.

Der reduzierte Streuungskoeffizient,  $12,1 \text{ cm}^{-1}$  [2], wird zur Umrechnung in den benötigten Streuungskoeffizienten für die HD genutzt. Das  $\mu_s$  für Knochen gilt für eine Wellenlänge von  $770 \text{ nm}$ .

Die Resultate der Simulation mit rotem Licht sind in Abbildung 5.8 und 5.9 dargestellt.

### 5.2.6 Infrarotes Licht (940 nm)

Für die Simulation mit infrarotem Licht werden die in Tabelle 5.1 genannten Parameter verwendet. Ab  $780 \text{ nm}$  wird von infrarotem Licht gesprochen.

Die Absorptionskoeffizienten für das SC und LE entsprechen dem Absorptionskoeffizienten für die Epidermis bei  $900 \text{ nm}$ .

$\mu'_s$  für die Epidermis beträgt  $33,6 \text{ cm}^{-1}$  bei  $\lambda = 900 \text{ nm}$ , für die Dermis  $15,1 \text{ cm}^{-1}$  bei  $\lambda = 950 \text{ nm}$ .

Da für  $\lambda = 940 \text{ nm}$  kein Anisotropiefaktor für das SC vorliegt, wird das  $g$  der vorangegangenen Simulation bei  $\lambda = 700 \text{ nm}$  übernommen und beträgt daher 0,942.

Abbildung 5.10 und 5.11 zeigen die durch Simulation mit infrarotem Licht entstandenen Ergebnisse.

Tab. 5.1: Genutzte optische Eigenschaften für die Simulation

470 nm				
Schicht	$\mu_a$ in $\text{cm}^{-1}$	$\mu_s$ in $\text{cm}^{-1}$	$g$	$n$
SC	0,0000248 ( $\mu_{aw} = 2,47 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ , $V_{w SC} = 0,05$ )	121,6 [2]	0,91 [2]	1,5 [1, 2, 15]
LE	73,5568 ( $\mu_{aw} = 2,47 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ , $V_{w LE} = 0,2$ $\mu_{amel} = 834,6 \text{ cm}^{-1}$ , $V_{mel LE} = 0,11$ )	121,6 [2]	0,8 [15]	1,34 [1, 11, 15]
SP	7,19 [3]	124,1 [2]	0,9 [15]	1,4 [15]
SR	6,88 [3]	124,1 [2]	0,8 [15]	1,4 [11, 15]
HD	16,5 [3]	119,4 [3]	0,75 [15]	1,44 [7, 15]
Muskel	4,06 [3]	85,7 [3]	0,7748 [3]	1,41 [2]
Knochen	1,26 [3]	308,8 [3]	0,93 [3]	1,41
570 nm				
Schicht	$\mu_a$ in $\text{cm}^{-1}$	$\mu_s$ in $\text{cm}^{-1}$	$g$	$n$
SC	0,000029601 ( $\mu_{aw} = 3,2 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ , $V_{w SC} = 0,05$ )	74,7 [2]	0,923 [2]	1,5 [1, 2, 15]
LE	49,303 ( $\mu_{aw} = 3,2 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ , $V_{w LE} = 0,2$ $\mu_{amel} = 559,4 \text{ cm}^{-1}$ , $V_{mel LE} = 0,11$ )	74,7 [2]	0,8 [15]	1,34 [1, 11, 15]
SP	8,73 [3]	77,22 [2]	0,9 [15]	1,4 [15]
SR	8,52 [3]	77,22 [2]	0,8 [15]	1,4 [11, 15]
HD	20,8 [3]	117,57 [3]	0,75 [15]	1,44 [7, 15]
Muskel	4,15 [3]	85,2 [3]	0,7949 [3]	1,41 [2]
Knochen	1,004 [3]	315,4 [3]	0,93 [3]	1,41
590 nm				
Schicht	$\mu_a$ in $\text{cm}^{-1}$	$\mu_s$ in $\text{cm}^{-1}$	$g$	$n$
SC	8,6 [11]	63,76 [2]	0,93 [2]	1,5 [1, 2, 15]

LE	8,6 [11]	63,76 [2]	0,8 [15]	1,34 [1, 11, 15]
SP	2,2 [11]	63,09 [2]	0,9 [15]	1,4 [15]
SR	2,2 [11]	63,09 [2]	0,8 [15]	1,4 [11, 15]
HD	20,8 [3]	117,57 [3]	0,75 [15]	1,44 [7, 15]
Muskel	4,128 [3]	83,3 [2]	0,926 [2]	1,41 [2]
Knochen	0,823 [3]	315,4 [3]	0,93 [3]	1,41
700 nm				
Schicht	$\mu_a$ in $cm^{-1}$	$\mu_s$ in $cm^{-1}$	$g$	$n$
SC	2,5 [11]	54,66 [2]	0,942 [2]	1,5 [1, 2, 15]
LE	2,5 [11]	54,66 [2]	0,8 [15]	1,34 [1, 11, 15]
SP	0,36 [3]	53,62 [2]	0,9 [15]	1,4 [15]
SR	0,26 [3]	53,62 [2]	0,8 [15]	1,4 [11, 15]
HD	0,4 [3]	48,4 ( $\mu'_s = 12, 1 cm^{-1}$ )	0,75 [15]	1,44 [7, 15]
Muskel	1,28 [3]	73,56 [2]	0,93 [2]	1,41 [2]
Knochen	0,667 [3]	280 [3]	0,93 [3]	1,41
940 nm				
Schicht	$\mu_a$ in $cm^{-1}$	$\mu_s$ in $cm^{-1}$	$g$	$n$
SC	0,8 [2]	579,31 ( $\mu'_s = 33, 6 cm^{-1}$ )	0,942 [2]	1,5 [1, 2, 15]
LE	0,8 [2]	168 ( $\mu'_s = 33, 6 cm^{-1}$ )	0,8 [15]	1,34 [1, 11, 15]
SP	0,51 [3]	151 ( $\mu'_s = 15, 1 cm^{-1}$ )	0,9 [15]	1,4 [15]
SR	0,55 [3]	75,5 ( $\mu'_s = 15, 1 cm^{-1}$ )	0,8 [15]	1,4 [11, 15]
HD	0,91 [3]	109,9 [3]	0,75 [15]	1,44 [7, 15]
Muskel	1,61 [3]	79,8 [3]	0,9112 [3]	1,41 [2]
Knochen	0,244 [3]	215,7 [3]	0,93 [3]	1,41

### 5.3 Ergebnisse der Simulationen mit MCmatlab

Bei blauem Licht (470 nm) wird das meiste Licht bereits bis 0,04 cm Tiefe absorbiert. Bei 0,04 cm ist ein horizontaler Schnitt zu sehen, nach dem kaum noch Photonen absorbiert werden (siehe Abbildung 5.2a). Daran ist zu erkennen, dass vor allem in der LE viel Licht absorbiert wird und die Dermis zur Absorption einen weitaus geringeren Teil beiträgt. Außerdem werden 88,7 % der Photonen innerhalb des Modells absorbiert. In Abbildung 5.2b ist der Bereich zu erkennen, der von blauem Licht erreicht wird. Der Großteil der Photonen gelangt bis zu den obersten Schichten, SC und LE. Die Flussdichte nimmt dann bis zur Mitte des SR kontinuierlich ab. Anhand Abbildung 5.3 ist zu erkennen, dass die höchste Dichte der Photonen im Bereich von 0 bis 0,02 cm in z-Richtung vorzufinden ist, mit gleichzeitig nur wenigen Photonen, die eine Tiefe von bis zu ca. 0,2 cm erreichen. Zusammengefasst zeigen die Abbildungen 5.2 und 5.3, dass blaues Licht die Epidermis, also SC und LE, vollständig durchleuchtet. Licht, welches in der Epidermis noch nicht vollständig absorbiert wurde, gelangt aber unter Umständen bis zum unteren Teil der Dermis, da die Dermis keinen großen Absorber darstellt. Die

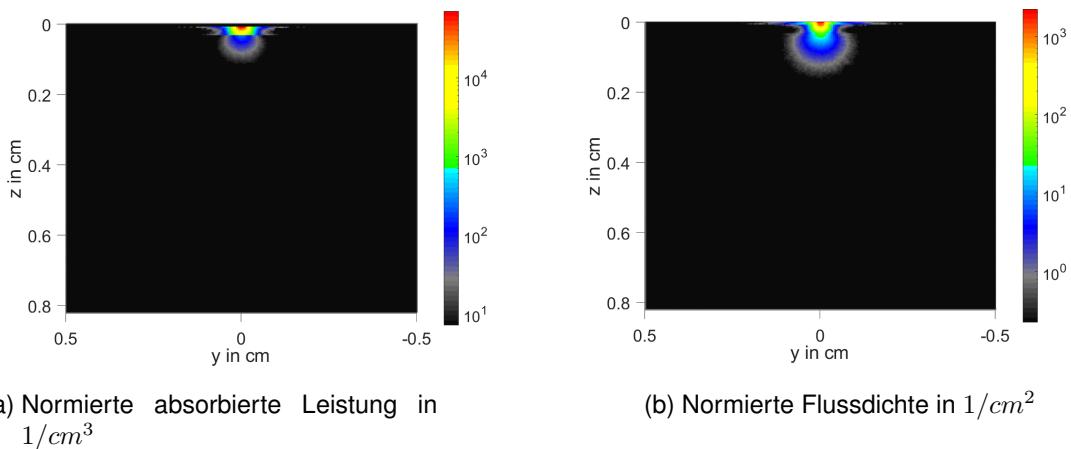


Abb. 5.2: Ergebnisse der Simulation mit blauem Licht (470 nm), z entspricht der Tiefe

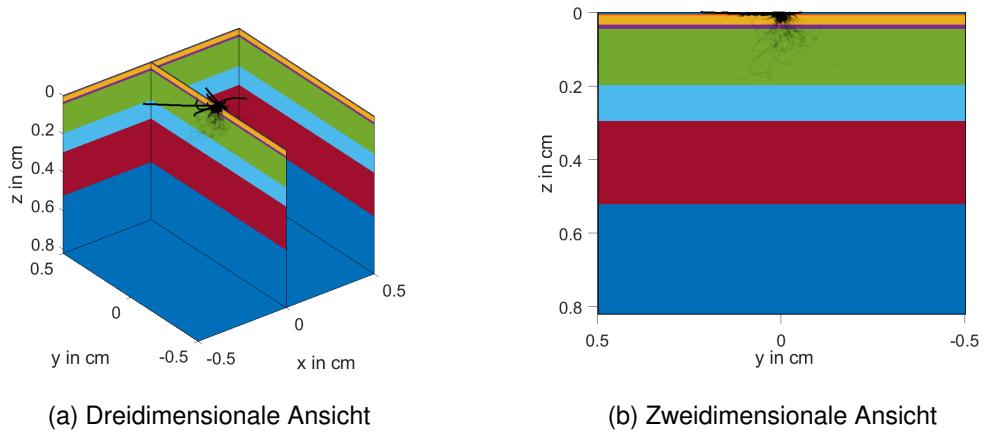


Abb. 5.3: Darstellung von 100 Photonenpfaden bei blauem Licht (470 nm), z entspricht der Tiefe

maximale Eindringtiefe liegt bei ca. 0,14 cm.

Die Resultate der Simulationen mit grünem Licht (570 nm) sind sehr ähnlich zu denen mit blauem Licht. Liu et al. [13] beschreiben das Verhalten von blauem und grünem Licht auch als äquivalent, in dem Sinne dass beide nur die kapillaren Blutschwankungen erfassen könnten. Bei grünem Licht ist die 'Grenze' in derselben Tiefe wie bei blauem Licht (siehe Abbildung 5.4a), jedoch ist der Bereich, in dem Photonen absorbiert werden, breiter. Auch der annähernd kreisförmige Bereich unter dem Schnitt bei 0,04 cm ist größer als bei der Simulation mit blauem Licht. Bei grünem Licht werden minimal mehr Photonen, 88,9 %, absorbiert als bei blauem Licht. Die Flussdichte, die in Abbildung 5.4b zu sehen ist, ist im Vergleich zur Simulation mit blauem Licht in z-Richtung gestreckt. Durch die weitere Ausbreitung in z-Richtung, liegt die maximale Eindringtiefe bei grünem Licht bei ca. 0,16 cm. Abbildung 5.5 zeigt eine Ansammlung von Photonen im Bereich der Epidermis, aber es sind mehr Photonenpfade erkennbar, die auch größere Tiefen erreichen.

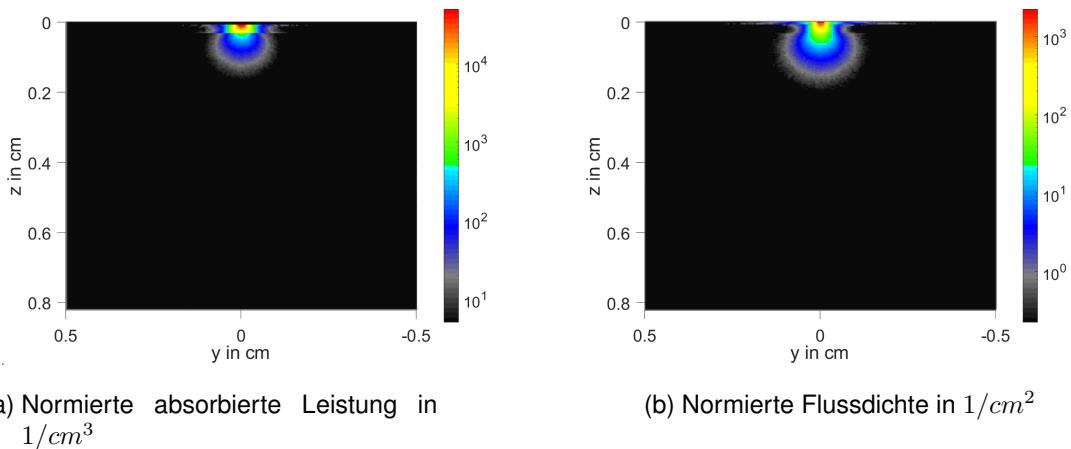


Abb. 5.4: Ergebnisse der Simulation mit grünem Licht (570 nm), z entspricht der Tiefe

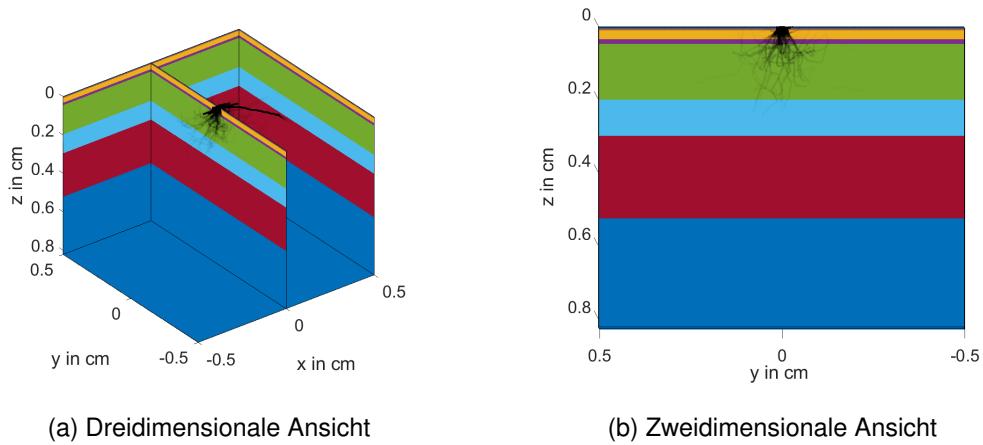


Abb. 5.5: Darstellung von 100 Photonenspuren bei grünem Licht (570 nm), z entspricht der Tiefe

Bei Betrachtung der Abbildung 5.6a fällt auf, dass wie bei den ersten beiden Simulationen bei ca. 0,04 cm eine Kante zu erkennen ist. Mit steigender Wellenlänge nimmt auch die Ausbreitung der Absorption von Photonen in y-Richtung zu. Nach der Kante findet zwischen 0,04 cm und 0,2 cm, also in dem SR, eine weitere Abschwächung des Lichtes statt. In der HD (0,2 cm bis 0,3 cm) findet weitere Absorption statt. Bei dieser Simulation sind 81,3 % der Photonen innerhalb des Simulationsmodells absorbiert worden. Bezuglich der Flussdichte ist in Abbildung 5.6b zu erkennen, dass die Flussdichte sowohl in z- als auch in y-Richtung zunimmt. Die Form der Flussdichteverteilung ähnelt bei gelbem Licht eher der eines Ovals als der eines Kreises. Es ist außerdem zu erkennen, dass sich die maximale Eindringtiefe bei ca. 0,21 cm befindet. Abbildung 5.7 zeigt, dass es aber auch Photonenpfade gibt, die erst in der HD oder sogar dem Muskel enden. Diese Pfade treten jedoch selten auf. Die Verteilung der Photonen in der HD und den darüberliegenden Schichten ist bei gelbem Licht weitaus variabler als bei blauem und grünem Licht (siehe Abbildung 5.3 und 5.5).

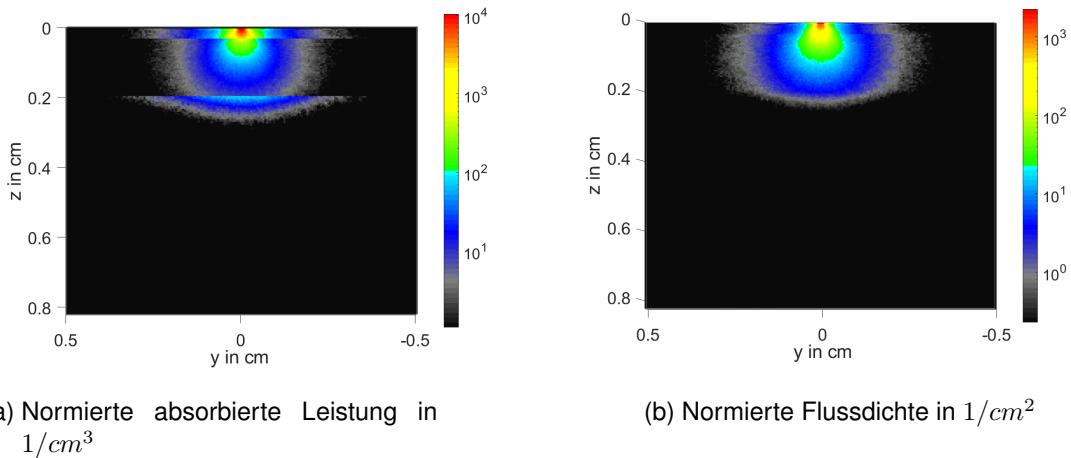


Abb. 5.6: Ergebnisse der Simulation mit gelbem Licht (590 nm), z entspricht der Tiefe

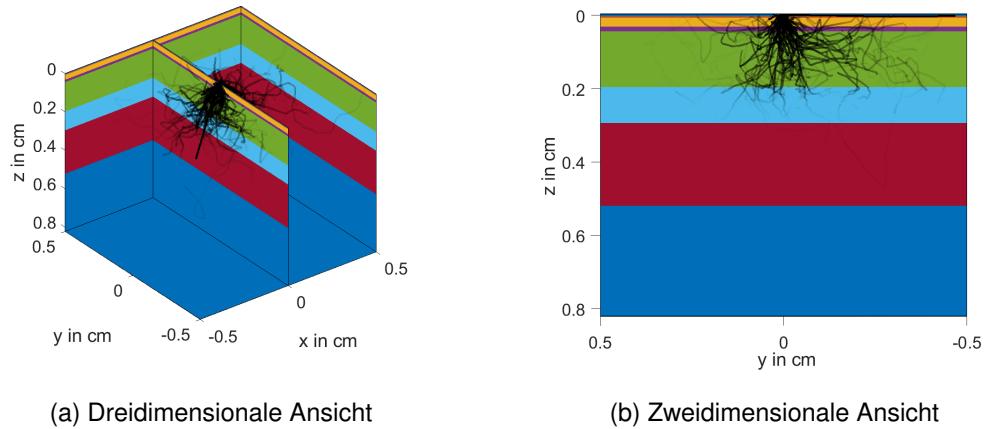


Abb. 5.7: Darstellung von 100 Photonengassen bei gelbem Licht (590 nm), z entspricht der Tiefe

Die Simulation mit rotem Licht zeigt, dass die Photonen bis in den Knochen eindringen können (siehe Abbildung 5.9). In den Schichten bis zur HD ist die Dichte der Photonen aber am höchsten und nimmt mit zunehmender Tiefe ab. Auf dem Weg durch die Haut werden die Photonen außerdem öfter gestreut und legen dadurch einen längeren Weg zurück. Abbildung 5.8a zeigt die Absorption des Lichts in den verschiedenen Hautschichten. Am meisten Licht wird in den obersten Schichten, SC, LE und SP, absorbiert, aber auch das SR trägt einen großen Teil zur Absorption bei. In HD und Muskel wird dagegen weniger Licht absorbiert, aber die Ausbreitung der Absorption in y-Richtung nimmt wieder zu. 50,8 % der Photonen werden überhaupt innerhalb des Modells absorbiert, der restliche Anteil verlässt das Modell an den Außengrenzen. Die Flussdichte bei Simulation mit rotem Licht (siehe Abbildung 5.8b) nimmt wieder in z- und y-Richtung zu, aber vor allem an den Rändern nimmt der Anteil an grauer Farbe, d.h. geringerer Flussdichte, zu. Das führt dazu, dass die maximale Tiefe der Photonen bei ca. 0,7 cm liegt.

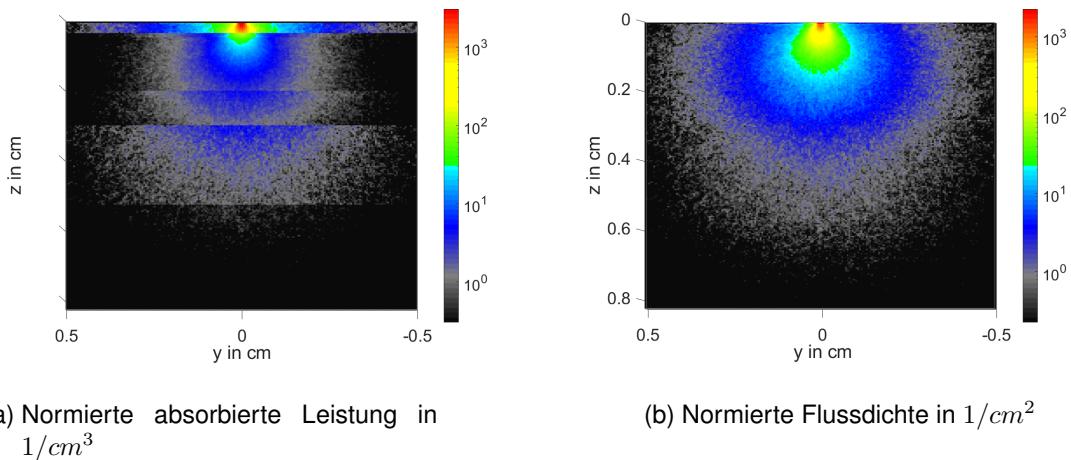


Abb. 5.8: Ergebnisse der Simulation mit rotem Licht (700 nm), z entspricht der Tiefe

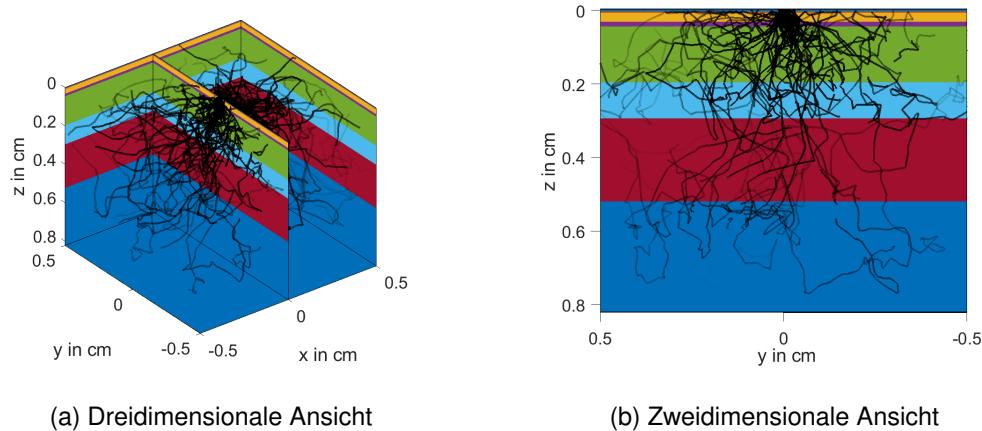


Abb. 5.9: Darstellung von 100 Photonengassen bei rotem Licht (700 nm), z entspricht der Tiefe

Abbildung 5.10a zeigt eine starke Absorption des Lichts in Epidermis und Dermis bei infrarotem Licht. Außerdem sind die Übergänge von den Schichten fließender. Im Vergleich zu der Absorption bei rotem Licht (siehe Abbildung 5.8a) ist die Absorption bis zum SP geringer, aber für die nachfolgenden Schichten größer. Im Knochen findet keine Absorption statt, daher ist bei einer Tiefe von ca. 0,53 cm eine scharfe Kante zu sehen. Während der Simulation wurden lediglich 43,5% der Photonen absorbiert. Im Vergleich zu rotem Licht (Abbildung 5.9) ist in Abbildung 5.11 eine leichte Abnahme der Ausbreitung der Photonengassen zu sehen. Die maximale Tiefe liegt bei infrarotem Licht bei ca. 0,8 cm, wobei anhand der Flussdichte, Abbildung 5.10b, aber nur eine maximale Tiefe von ca. 0,5 cm zu erkennen ist. Abbildung 5.10b und 5.11 haben jedoch gemeinsam, dass der Großteil der Flussdichte- bzw. Photonengasserverteilung in einem Bereich bis 0,3 cm liegt. Abbildung 5.10b spiegelt generell die Abnahme der Photonentiefe im Vergleich zu rotem Licht wider. Die oberen Schichten haben bei rotem und infrarotem Licht einen ähnlichen Effekt auf die Flussdichte, aber das Licht verhält sich in HD und tieferen Schichten unterschiedlich. Das liegt daran, dass die Absorption in diesen Schichten bei infrarotem Licht größer ist, wie in Abbildung 5.10a zu sehen ist.

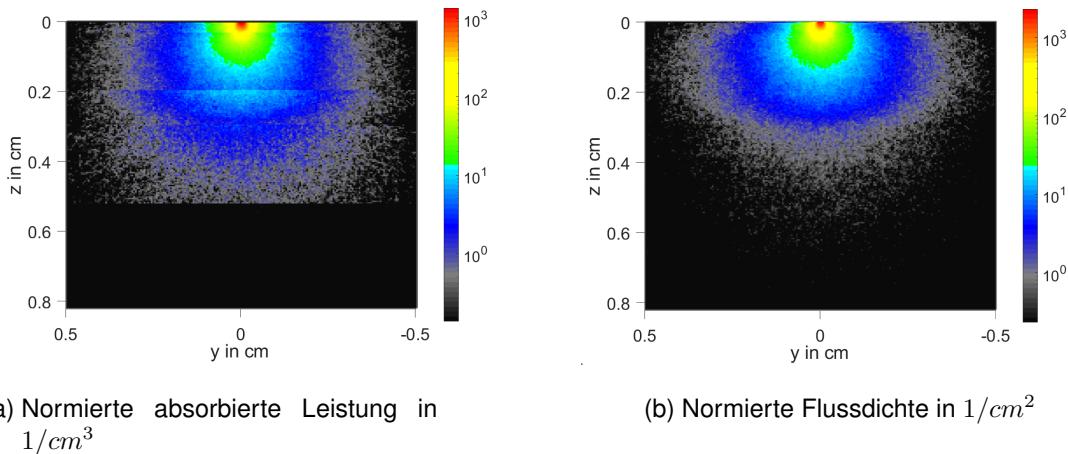


Abb. 5.10: Ergebnisse der Simulation mit infrarotem Licht (940 nm), z entspricht der Tiefe

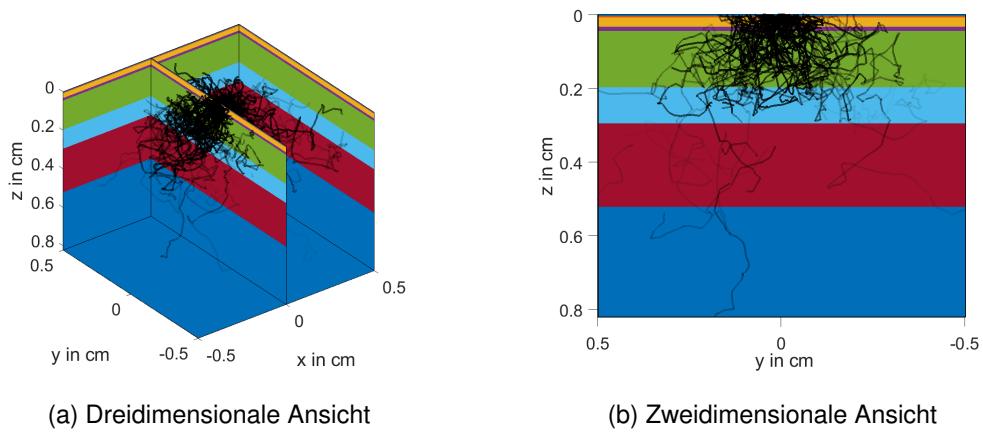


Abb. 5.11: Darstellung von 100 Photonenpfaden bei infrarotem Licht (940 nm), z entspricht der Tiefe

Abbildungen 5.12a-e zeigen in blau, wie groß der Anteil vom Licht ist, der eine gewisse Hauttiefe erreicht. Zu sehen ist das Absinken der normierten Flussdichte mit steigender Hauttiefe. Im direkten Vergleich, siehe Abbildung 5.13, wird die Ähnlichkeit von blauem und grünem Licht sowie die höhere Eindringtiefe von rotem Licht gegenüber infrarotem Licht deutlich. Die roten Kurven in den Abbildungen 5.12a-e zeigen die Differenz der Flussdichte in Diastole und Systole normiert auf die maximale Differenz. Das Maximum korreliert mit der größten Differenz und liegt daher bei 1. Anhand des Maximums wird die Tiefe ermittelt, in der am meisten Blut fließt. In Abbildung 5.12a hat der Peak der roten Kurve keine Amplitude von 1, da dieser Wert bereits zu Anfang erreicht wird. Da im SC jedoch kein Blut fließt, wird der Peak mit der Amplitude 0,7 als Maximum angesehen. Abbildungen 5.12a-e zeigen einen maximalen Blutfluss im SR. Mit zunehmender Wellenlänge wird die Verteilung jedoch breiter.

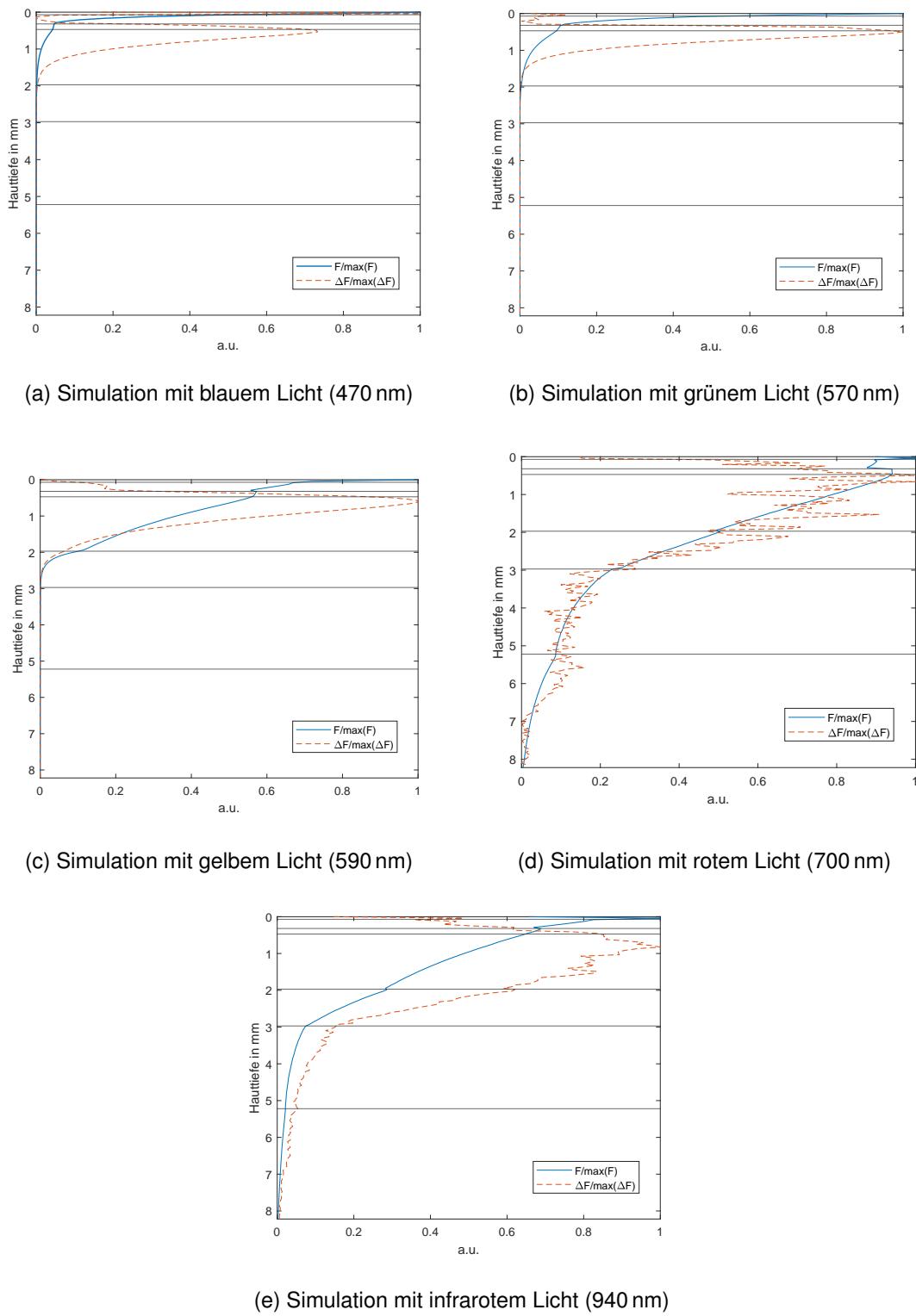


Abb. 5.12: 1D-Darstellung der Flussdichte  $F$  normiert auf die maximale Flussdichte  $\max(F)$  (blau) und der Differenz aus der Flussdichte in Diastole und Systole  $\Delta F$  normiert auf die maximale Differenz  $\max(\Delta F)$  (rot), die horizontalen Striche repräsentieren das Ende der Schichten SC, LE, SP, SR, HD und Muskel von oben nach unten

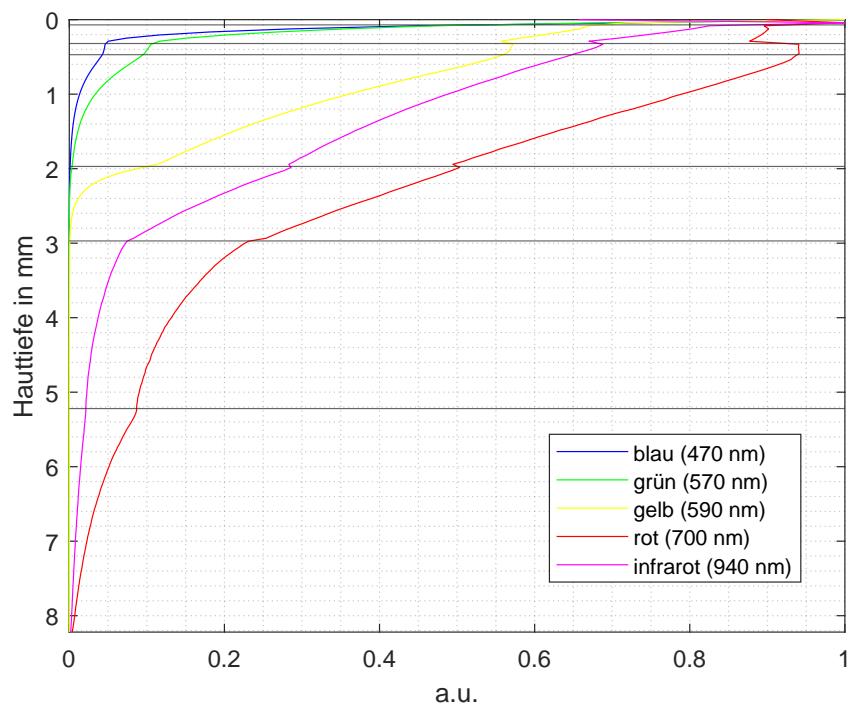


Abb. 5.13: 1D-Darstellung der Flussdichte  $F$  normiert auf die maximale Flussdichte  $\max(F)$  für alle Simulationen, die horizontalen Striche repräsentieren das Ende der Schichten SC, LE, SP, SR, HD und Muskel von oben nach unten

## 6 Fazit und Ausblick

Generell lässt sich feststellen, dass die Photonenpfade zunächst länger werden, da langwelliges Licht tiefer in das Gewebe eindringen kann als kurzwelligeres. Auffallend ist, dass die Wege der Photonen bei rotem Licht ( $\lambda = 700 \text{ nm}$ ) mit einer höheren Wahrscheinlichkeit länger sind als bei infrarotem Licht ( $\lambda = 940 \text{ nm}$ ). Im Umkehrschluss würde das bedeuten, dass Licht im roten Wellenlängenbereich am tiefsten in das Gewebe eindringt. Vor allem Wasser könnte für die Abnahme der Weglänge verantwortlich sein, da der Einfluss von Wasser auf die Absorption im Infrarot-Bereich höher ist als im sichtbaren Wellenlängenbereich.

Blaues und grünes Licht durchquert die Epidermis vollständig. Entgegen der Aussage von Liu et al. [13], gelangt blaues und grünes Licht dennoch unter Umständen ca. bis zur Mitte des SR. Daher werden nicht nur Kapillaren sondern auch Arteriolen zum Teil erfasst. Tiefen bis ca. 0,2 cm, das schließt das SP und SR ein, werden von gelbem Licht größtenteils erfasst. Ein geringer Anteil der Photonen erreicht jedoch auch die darunterliegende HD. Laut Liu et al. [13] gelangt gelbes Licht bis zum Übergang von Dermis zu HD und nimmt somit Blutvolumenschwankungen der Kapillaren und Arteriolen wahr. In der Simulation werden aufgrund der Photonen, die die HD erreichen, anteilig auch Arterien erfasst. Rotes und infrarotes Licht gelangt bis inklusive dem Muskel in das Gewebe, wobei vereinzelt Photonen den Knochen erreichen. Da die maximale Tiefe der Photonen bei ca. 0,7 cm für rotes und 0,8 cm für infrarotes Licht liegt, werden definitiv die Blutvolumenschwankungen in allen Gefäßen, inklusive den Arterien, erfasst. Da das Simulationsmodell nur aus einem 0,822 cm tiefen Quader besteht, kann keine Aussage dazu getroffen werden, ob das Licht eventuell noch tiefer in den Finger eindringt. Die Vermutung liegt aber nahe, da das PPG auch im Transmissionsmodus existiert [10]. Da es bei dem Verfahren nach Liu et al. um das reflektierte Licht und die darin enthaltenen Informationen geht, soll in einem nächsten Schritt der Simulation eine Photodiode hinzugefügt werden.

Die Ergebnisse könnten definitiv optimiert werden, indem Absorptionskoeffizienten, Streuungskoeffizienten und Anisotropiefaktoren verwendet werden, die für die entsprechende Schicht und Wellenlänge gelten. Vor allem für die LE und HD existieren nur wenige Werte, weshalb auf alternative Werte zurückgegriffen werden musste, die unter Umständen nicht der passenden Wellenlänge entsprechen oder verallgemeinernd beispielsweise die Epidermis vertreten. Für die Absorptionskoeffizienten der LE wurde zwar Gleichung 3.5 verwendet, aber die resultierenden Werte für die Simulationen mit rotem und infrarotem Licht waren sehr unrealistisch. Das hat dazu geführt, dass hierfür wieder Werte für die Epidermis benutzt werden mussten. Hinsichtlich der Wellenlängen fehlten vor allem Werte für den Wellenlängenbereich, der gelbem Licht zuzuordnen ist. In den Fällen, in denen Werte für die optischen Gewebe-

eigenschaften zu den passenden Wellenlängen vorliegen, ist es trotzdem schwer zu sagen, ob diese Werte die richtige Wahl sind. Da die Haut abhängig vom betrachteten Körperareal unterschiedlich dick ist, gibt es auch innerhalb der Hautschichten intra- und interindividuelle Unterschiede bezüglich der Dicke und Zusammensetzung der Schichten. Bei Werten aus der Literatur fehlt oft die Angabe, an welcher Körperstelle der Wert ermittelt wurde.

Hinsichtlich der Simulation würde eine längere Simulation und somit mehr Photonenpakete eventuell ein exakteres Ergebnis liefern. Außerdem könnte die Anzahl an zu detektierenden Photonenpfaden erhöht werden, um die mittlere Weglänge der Photonen aus den Diagrammen besser erkennen zu können, da dadurch die statistische Genauigkeit steigt.

Alles in allem zeigen die Simulationen, dass Liu et al.'s Annahmen bezüglich der Eindringtiefe von Licht unterschiedlicher Wellenlänge zu stark vereinfacht sind. Bei blauem, grünem und gelbem Licht gibt es Photonenpfade, die in weitaus tiefere Schichten gelangen, als laut Liu et al. angenommen wird. Daher werden beispielsweise bei blauem Licht nicht nur die Kapillaren, wie gefordert, sondern auch Arteriolen erfasst. Auch wenn diese Photonenpfade statistisch gesehen weniger wahrscheinlich sind, tritt dieser Fall teilweise ein.

Um das Verfahren nach Liu et al. weiterzuentwickeln, könnte der Wert von  $K$ , wie in Kapitel 4.1 erklärt, verändert werden. Auch wenn nur ein geringer Teil des Lichts in die betrachtete Schicht gelangt, sollte der Wert von  $K$  dies widerspiegeln. Durch die Anpassung des Wertes würden die Reichweiten der Photonen bei verschiedenen Wellenlängen mitberücksichtigt werden und mehr den realen Bedingungen entsprechen. Die genauen, quantitativen Werte für  $K$  müssten jedoch noch ermittelt werden.

Abbildung 6.1 zeigt beispielhaft für rotes Licht, wie weiter vorgegangen werden soll. Zu den bestehenden Simulationen werden Detektoren hinzugefügt, um die PPG im Reflexionsmodus zu modellieren. Der Detektor befindet sich dazu neben der LED mit einem Versatz von 0,17 cm in x-Richtung. Der Detektor registriert, die in einem Kreis mit dem Durchmesser 0,04 cm auftreffenden Photonen. Um die Anzahl der ausgesandten Photonen zu erhöhen, wird die Simulationszeit auf 60 Minuten erhöht. Durch die Ergänzung eines Detektors ist es

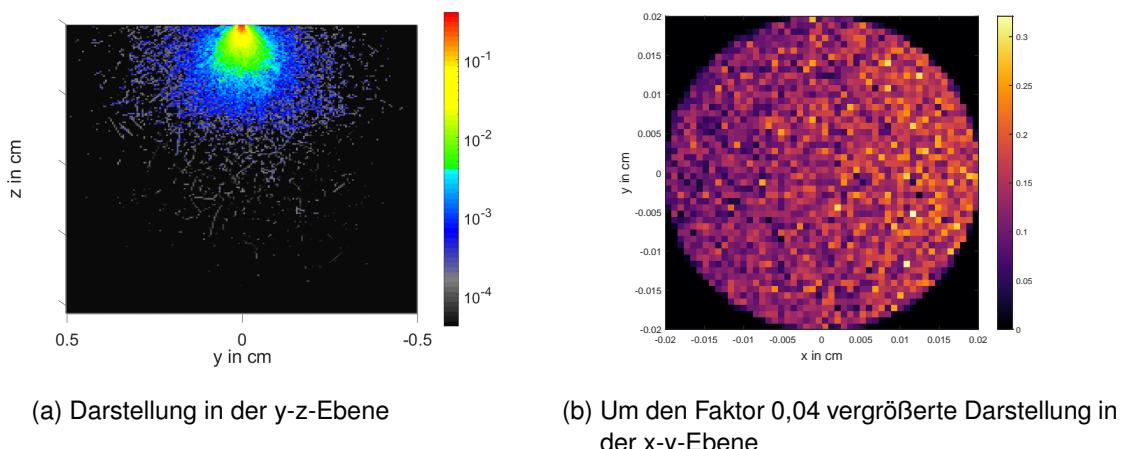


Abb. 6.1: Normierte Flussdichte des detektierten Lichts in  $1/cm^2$  für rotes Licht (700 nm)

möglich, nicht nur die prinzipielle Eindringtiefe von Licht verschiedener Wellenlängen zu betrachten, sondern auch den Anteil des Lichts, der zurück zur Hautoberfläche kommt. Auf dem Weg zurück zum Detektor treten weitere Absorptions- und Streuvorgänge auf, durch die die Photonen weiter reduziert werden. In der hier gezeigten Simulation erreichen lediglich 0,0171% der gesamten Photonen den Detektor. In Abbildung 6.1a ist die normierte Flussdichte der Photonen zu erkennen, die vom Detektor aufgenommen wurden. In Abbildung 6.1a ist weiterhin zu sehen, dass die normierte Flussdichte im Vergleich zu Abbildung 5.8b um einige Dimensionen kleiner ist und auch die Verteilung ist deutlich kleiner geworden. Die Verteilung befindet sich größtenteils bis ca. 0,2 cm Tiefe. Die am Detektor ankommenden Photonen bzw. ihre jeweilige normierte Flussdichte ist in Abbildung 6.1b vergrößert zu sehen.

# Quellenverzeichnis

- [1] Vladimir V. Barun u. a. „Absorption spectra and light penetration depth of normal and pathologically altered human skin“. In: *Journal of Applied Spectroscopy* 74 (Mai 2007), S. 430–439.
- [2] Alexey N. Bashkatov, Elina A. Genina und Valery V. Tuchin. „Optical properties of skin, subcutaneous, and muscle tissues: A review“. In: *Journal of Innovative Optical Health Sciences* 4 (Jan. 2011), S. 9–38.
- [3] Subhasri Chatterjee, Karthik Budidha und Panayiotis A. Kyriacou. „Investigating the origin of photoplethysmography using a multiwavelength Monte Carlo model“. In: *Physiological Measurement* 41 (Juni 2020), S. 1–18.
- [4] M. J.C. Van Gemert u. a. „Skin Optics“. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 36 (1989), S. 1146–1154.
- [5] *Github - MCmatlab*. URL: <https://github.com/ankrh/MCmatlab> (besucht am 21.03.2023).
- [6] Markus Hülsbusch. „Ein bildgestütztes, funktionelles Verfahren zur optoelektronischen Erfassung der Hautperfusion“. Diss. Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, 2008.
- [7] Jose A. Iglesias-Guitian u. a. „A Biophysically-Based Model of the Optical Properties of Skin Aging“. In: *Computer Graphics Forum* 34 (Mai 2015), S. 45–55.
- [8] A. E. Karsten u. a. „Diffuse reflectance spectroscopy as a tool to measure the absorption coefficient in skin: System calibration“. In: *Lasers in Medical Science* 28 (Feb. 2013), S. 437–444.
- [9] Aletta E. Karsten u. a. „Diffuse reflectance spectroscopy as a tool to measure the absorption coefficient in skin: South African skin prototypes“. In: *Photochemistry and Photobiology* 89 (Jan. 2013), S. 227–233.
- [10] C Keogh u. a. „A conceptual model for changes in finger photoplethysmograph signals caused by hand posture and isothermic regulation“. In: *Physiological Measurement* 43 (Feb. 2022).
- [11] Tom Lister, Philip A. Wright und Paul H. Chappell. „Optical properties of human skin“. In: *Journal of Biomedical Optics* 17 (Sep. 2012), S. 090901-1 - 090901-15.
- [12] Jing Liu u. a. „Multi-Wavelength Photoplethysmography Enabling Continuous Blood Pressure Measurement With Compact Wearable Electronics“. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* (6 2019), S. 1514–1525.

- [13] Jing Liu u. a. „Multi-wavelength photoplethysmography method for skin arterial pulse extraction“. In: *Biomedical Optics Express* (10 2016), S. 4313–4326.
- [14] Dominik Marti u. a. „MCmatlab: an open-source, user-friendly, MATLAB-integrated three-dimensional Monte Carlo light transport solver with heat diffusion and tissue damage“. In: *Journal of Biomedical Optics* 23 (Dez. 2018), S. 121622-1 - 121622-6.
- [15] Igor V Meglinski und Stephen J Matcher. „Quantitative assessment of skin layers absorption and skin reflectance spectra simulation in the visible and near-infrared spectral regions“. In: *Physiological Measurement* 23 (2002), S. 741–753.
- [16] Andreia V. Moço, Sander Stuijk und Gerard De Haan. „New insights into the origin of remote PPG signals in visible light and infrared“. In: *Scientific Reports* 8 (Dez. 2018), S. 1–15.
- [17] Tamara L. Troy und Suresh N. Thennadil. „Optical properties of human skin in the near infrared wavelength range of 1000 to 2200 nm“. In: *Journal of Biomedical Optics* 6 (2001), S. 167–176.
- [18] *Wikipedia - Dermis*. URL: <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=296528> (besucht am 16.02.2023).