

#### **Fachbereich Informationstechnik**

# **Projektorientiertes Arbeiten**

Thema: Monte Carlo Simulation von PPG und iPPG mit

rauem Hautgewebe

im Studiengang

### **Biomedizinische Informationstechnik**

Vorgelegt von: Viktor Müller

Matrikelnummer: 7212751

geboren am: 19.12.1996

Betreuer: Prof.Dr.-Ing Sebastian Zaunseder

FH Dortmund

Zweitgutachter: Dipl.-Ing. Vincent Fleischhauer

FH Dortmund

Ort, Abgabedatum: Dortmund, xx.xx.xxxx

## Kurzfassung

Kurzfassung in Deutsch

## Inhaltsverzeichnis



ΑI	Abbildungsverzeichnis					
Та	belle	nverzeichnis	iv			
ΑI	okürz	zungsverzeichnis	V			
1	Einl	eitung	1			
	1.1	Motivation	1			
	1.2	Zielsetzung	1			
2	Hau	tmodell	3			
	2.1	Umsetzung mit MCmatlab	3			
Qı	uellei	nverzeichnis	vii			
Αı	nhan	g	viii			
	A 1	Anhang	viii			

# Abbildungsverzeichnis



## **Tabellenverzeichnis**

2.1	Parameter für die Erstellung der Geometrie: avg ist die mittlere quadratische	
	Abweichung der Oberflächen-Rauheit. $R_a$ ist das arithmetische Mittel der Ab-	
	weichung der Oberflächen Rauheit. $R_z$ ist die Maximale Abweichung der Ober-	
	flächenrauheit. $A$ ist die Amplitude und $\omega_x,\omega_y$ sind die Wellenlängen der sinus-	
	förmigen Oberflächen-Rauheit.	5
2.2	Optische Eigenschaften der Hautschichten für verschiedene Wellenlängen	vi

# Abkürzungsverzeichnis

Hb deoxygeniertem Hämoglobin

HbO<sub>2</sub> oxygeniertem Hämoglobin

**HD** Hypodermis

iPPG imaging Photoplethysmogramm

**LE** living epidermis

**OCT** Optische Kohärenz-Tomographie

PD stratum pillare

**PPG** Photoplethysmogramm

RD stratum reticulare
SC stratum coneum

### 1 Einleitung



### 1.1 Motivation

Eine gängige Variante zur Bestimmung des Sauerstoffsättigung des Bluts ist die Pulsoxymetrie. Das Messverfahren baut darauf auf, dass das Absorptionsverhalten von oxygeniertem Hämoglobin  $(HbO_2)$  anders ist, als das Absorptionsverhalten von deoxygeniertem Hämoglobin (Hb). Dieses Verfahren ist nicht-invasiv und daher einfach in der Handhabung. Zur Messung wird meißt Hautgewebe am Finger mithilfe eines Fingerclips von Tageslicht abgeschirmt und mit monochromatischem Licht zweier Wellenlängen bestrahlt und die Reflektion mit einem aufliegenden Photosensor gemessen.

Für jede Wellenlänge lässt sich dadurch ein Photoplethysmogramm (PPG) erstellen, dass die Intensität des reflektierten Lichts über die Zeit darstellt. Die Intensität fluktuiert dadurch, dass der Pulsschlag den Anteil des Blutes in den Kapillaren verändert.

Aus dem Unterschied von  $HbO_2$  und Hb an den diskreten Punkten im Absorptionsspektrum kann im PPG wärend der Systole die Sauerstofsättigung approximiert werden. Eine direkte Messung ist dabei nicht möglich, da viele weitere Faktoren hier eine Rolle spielen. Die Haut, die gemessen wird kann durch ein Modell angenähert werden, dass diese Faktoren mit einsezieht, aber Haut kann verschieden Eigenschaften haben und ist nur schwer zu verallgemeinern. Einflüsse von Alter, Geschlecht, Melaninanteil in der Epidermis, Hautart (nach Fitzpatrick) und Messpunkt (Finger, Gesicht), Hauttemperatur, Behaarung und Schweiß am Messpunkt, sowie Eigenschaften wie Elastizität und weitere mechanische Eigenschaften der Haut können die Pulsoxymetrie beeinflussen.

### 1.2 Zielsetzung

Im Rahmen dieser Arbeit soll nur der Faktor der Oberflächen-Rauheit der Haut eingegangen werden. Dabei soll untersucht werden, wie raue Haut, als auch Falten das PPG beeinflussen. Dezu werden verschiedene Quell-Detektor-Anordnungen für PPG untersucht. Zudem wird ein Aufbau mit imaging Photoplethysmogramm (iPPG) durchgeführt, um Flächen genauer betrachen zu können.



Monte Carlo Simulation ist ein bewährtes Mittel zur Analyse von Licht-Gewebe-Interaktion. Dies kann zum besseren Verständnis von PPG dienen. Zur Simulation wird die Software MC-matlab genutzt. MCmatlab simuliert Photonenpfade und hat als Ergebnis die Verteilung der



Photonen innerhalb des Gewebes und die Transmittanz und Reflektanz. Durch das Nutzen einer Simulationssoftware können schnell Parameter für das zu simulierende Gewebe angepasst werden und Versuchsaufbauten lassen sich zuverlässig rekonstruieren. Zum verifizieren der Ergebnisse müssen in-vivo Experimente durchgeführt werden, aber innerhalb dieser Arbeit wird nur eine Simulation durchgeführt.

### 2 Hautmodell

Die menschliche Haut besteht aus verschiedenen Schichten. In vielen Darstellungen von Hautmodell wird unterschieden zwischen stratum coneum (SC), living epidermis (LE), stratum pillare (PD), stratum reticulare (RD), und Hypodermis (HD). Diese Schichten werden in vielen Modellen als Schichten betrachtet, welche keine Welligkeit besitzen. [4] Optische Kohärenz-Tomographie (OCT)-Scans zeigen aber, dass die Haut nicht eben ist, sondern dass es eine Rauheit in den Oberen Hautschichten gibt [6][7]. Dabei gibt es eine Oberflächen-Rauheit, sowie eine Welligkeit zwischen den Hautschichten SC und LE, sowie LE und PD. Aus den Daten der OCT-Scans ergeben sich Werte, die über eine Standardabweichung eine Rauheit definieren. Diese Daten können im Modell reproduziert werden durch das Sampling einer Normalverteilung mit der gegebenen Standardabweichung. Da die Hautoberfläche aber eine Struktur hat, die sich durch feine Furchen (sulci cutis) [1] auszeichnet ist eine rein randomisierte Modellbildung ungenau.

### 2.1 Umsetzung mit MCmatlab

MCmatlab ist eine Software, die Voxelbasiert die Licht-Gewebe-Interaktion simuliert. Ein Voxel hat alse-bestimmte Eigenschaften im bezug auf Absorptions-, Streuungs- und Anisotrophieverhalten. Das Voxel hat ist quaderförmig und hat somit gerade Kanten. Gewellte Objekte lassen sich somit durch Voxel nur begrenzt umsetzen. Durch die Anwendung eines Sobel-Filters können die dadurch entstehenden Fragmente jedoch minimiert werden. Das Hautmodell wird innerhalb eines Simulationsvoumen von 200 x 200 x 1000 Voxeln definiert. Somit kann das Hautmodell in MCmatlab umgesetzt werden, indem Voxel ab einer gewissen Tiefe einer Schicht zugeordnet werden. Bei einer gewellten Schicht heißt das, dass eine 200 x 200 Punkt-Ebene definiert wird, unterhalb der alle Voxel zur nächsten Schicht gehören. Diese Leene wird auf verschiedene Arten definiert:

- 1. Für jeden Punkt auf der Ebene wird ein Wert aus der Normalverteilung mit standardabweichung gesampelt. Danach wird diese Ebene mit einem 20 x 20 Mittelwertfilter geglättet. Danach wird die Amplitude des gefilterten Tiefenbild wieder hochskaliert, bis die Standardabweichung wieder erreicht wird.
- 2. Es wird eine Ebene erzeugt, welche von Linien durchzogen wird. Eine Linie wird randomisiert eingefügt durch  $y = tan(rnd([0,180]) \cdot x) + rnd([0,200])$ . wobei rnd einen beliebigen Wert zwischen den beiden Limits zieht. Danach wird die Furche durch einen

7x7 Gauss-Filter geglättet. Das ganze wird iterativ wiederholt, bist eine absolute Rauheit erreicht wird. Zudem setzen sich die sulci cutis im tiefenverlauf der Haut weiter durch. Deshalb wird das erzeugte Tiefenbild der ersten Schicht für die Übergänge zwischen tieferen Hautschichten beibehalten und nur skaliert. Die Welligkeit zwischen LE und PD nutzt zusätzlich einen 9x9 Gauss-Filter, da in den tieferen Schichten die sulci cutis breiter werden.

3. Es wird eine Ebene erzeugt, die einen sinusförmigen Verlauf hat. Die Frequenz und Amplitude der Schwingung wird für x- und y-Richtung getrennt bestimmt.

Verglichen werden die Modelle mit einem Hautmodell ohne Welligkeit. Also wir noch ein viertes Modell erzeugt. Da die SC einen geringen Absorptionskoeefizienten hat, ist die Simulation der Welligkeit der Grenze von SC und LE relevant. In tieferen Hautschichten ist die Streuung des Lichts bereits relativ weit voran geschritten. Daher ist hier die Welligkeit weniger relevant. Der Parameter für eine Vergleichbarkeit der Modelle ist die Reflektanz. Damit eine vollständige Reflektanz erreicht werden kann, werden auch die tieferen Hautschichten simuliert. Unterhalb der Haut wird zudem eine Muskel-Schicht simuliert. Darunter befindet sich in der Realität in der Regel ein Knochen, aber um die Welligkeit weierhin darstellen zu können und es keine Probleme durch die geringe Auflösung gibt, wird hier eine 1 Voxel große Schicht mit sehr hohem Absorptionskoeffizient eingesetzt. Somit muss das Simulationsvolumen nicht vergrößert werden und die Rechenleistung wird niedrig gehalten.

Es werden verschiedene Simulationen durchgeführt. Gemessen wird die Reflektanz duch einen Kollektor.

- 1. PPG: Es wird eine Quelle mit folgenden Eigenschaften genutzt: Ausdehnung von 0.01x0.02 bei [0,0,0], und eine Cosinus-Intensitätsverteilung (Lambert-Strahler). Der Polar-Winkel der Quelle wird variabel simuliert. Der Kollektor liegt direkt auf der Haut auf bei [0,0.17cm,0] und hat eine Auflösung von 200 x 200. Die Brennweite wird auf 0.1μm festgelegt und die Bildfläche ist gleich der Sensorfläche mit einem Durchmesser von 1 mm. Der simulierte Sensor ist dem MAX30101 Sensor nachempfunden, der für eine PPG Messung eingesetzt wird.
- 2. iPPG: Da beim iPPG die Messung mit Abstand zur Haut gemacht wird, ist die Quelle in Form einer ebene Welle, die Tageslicht simuliert. Der Kollektor mit einer Auflösung von 200 x 200 wird auf die Stelle [0,0,0] fokussiert, hat eine Brennweite von 52mm und die gesamte simulierte Hautoberfläche wird aufgenommen. Der Kollektor hat einen Durchmesser von 0.87 cm. Die Simulation wird mit variablem Polar-Winkel für den Kollektor simuliert.

Die Simulation kann durchgeführt werden, wenn die Geometrie des zu simulierenden Objektes vollständig definiert ist, und die Parameter für Absorption ( $\mu_a$ ), Streuung ( $\mu_s$ ), Brechungsindex (n) und Anisotrophie (g) für die einzelnen Schichten bekannt sind. Aus der Literatur wurde dazu ein Hautmodell herausgearbeitet mit den Eigenschaften in 2.2 [2][3][4][5][8] Für die Umsetzung der Oberflächen-Rauheit werden die Parameter aus 2.1 genutzt. Bei einer



Auflösung von 200x200x1000 Voxeln entspricht dies einem Volumen von 1*cmx*1*cmx*0.53*cm*. In Z-Richtung bedeuted dies, dass ein Voxel 5.3 $\mu$ m entspricht und somit die SC etwa eine Ausdehnung von 4 Voxeln hat und somit eine Rauheit realisiert werden kann. Die Simulation wird jeweils 5 Minuten lang ausgeführt.

	1					
SC thickness	$20\mu m$					
LE thickness	$250\mu m$					
PD thickness	$150\mu m$					
RD thickness	1.5mm					
HD thickness	<u>1mm</u>					
Muskel thickness	2.25mm					
	random [7]	sulci cutis [6]	sinus [8]			
	$avg = 3\mu m$	$R_a = 14.2$	$A = 2\mu m$			
Average skin surface roughness		$R_z = 75.7$	$\omega_x = 100 \mu m$			
			$\omega_y = 150 \mu m$			
	$avg = 4\mu m$	$R_a = 14.2$	$A = 2.5 \mu m$			
Average SC-LE junction undulation		$R_z = 75.7$	$\omega_x = 80\mu m$			
			$\omega_y = 80\mu m$			
	$\operatorname{avg} = 3\mu m$	$R_a = 15.3$	$A = 20\mu m$			
Average LE-PD junction undulation		$R_z = 81.4$	$\omega_x = 50 \mu m$			
			$\omega_y = 45 \mu m$			



Tab. 2.1: Parameter für die Erstellung der Geometrie: avg ist die mittlere quadratische Abweichung der Oberflächen-Rauheit.  $R_a$  ist das arithmetische Mittel der Abweichung der Oberflächen Rauheit.  $R_z$  ist die Maximale Abweichung der Oberflächenrauheit. A ist die Amplitude und  $\omega_x, \omega_y$  sind die Wellenlängen der sinus-förmigen Oberflächen-Rauheit.

	SC	LE	PD	RD	HD	Muskel	Knochen
	470nm						
$\mu_a[cm^{-1}]$	24.8e-6	73.5568	7.19	6.88	1.26	4.06	1.26
$\mu_s[cm^{-1}]$	121.6	121.6	124.1	124.1	119.4	85.7	308.8
g	0.91					0.7748	
	530nm						
$\mu_a[cm^{-1}]$	29.601-6	49.303	8.73	8.52	20.8	4.15	1.004
$\mu_s[cm^{-1}]$	74.7	74.7	77.22	77.22	117.57	85.2	315.4
g	0.932					0.7949	
				590nm			
$\mu_a[cm^{-1}]$	8.6	8.6	2.2	2.2	20.8	4.128	0.823
$\mu_s[cm^{-1}]$	63.76	63.76	63.09	63.09	117.57	83.3	315.4
g	0.93					0.926	
	660nm						
$\mu_a[cm^{-1}]$	2.5	2.5	0.36	0.26	0.4	1.28	0.667
$\mu_s[cm^{-1}]$	54.66	54.66	53.62	53.62	48.4	73.56	280
g	0.942					0.93	
				940nm			
$\mu_a[cm^{-1}]$	0.8	0.8	0.51	0.55	0.91	1.61	0.244
$\mu_s[cm^{-1}]$	578.31	168	151	75.5	109.9	79.8	215.7
g	0.942					0.9112	
		k <mark>on stant</mark>					
n	1.5	1.34	1.4	4	1.44	1.41	1.41
g		0.8	0.9	8.0	0.75		0.93

Tab. 2.2: Optische Eigenschaften der Hautschichten für verschiedene Wellenlängen

### Quellenverzeichnis

- [1] Aneesh Alex u. a. "Multispectral in vivo three-dimensional optical coherence tomography of human skin". In: *Journal of Biomedical Optics* 15.2 (2010), S. 026025. DOI: 10.1117/1.3400665.
- [2] V. V. Barun u. a. "Absorption spectra and light penetration depth of normal and pathologically altered human skin". In: *Journal of Applied Spectroscopy* 74.3 (Mai 2007), S. 430–439. DOI: 10.1007/s10812-007-0071-2.
- [3] ALEXEY N. BASHKATOV, ELINA A. GENINA und VALERY V. TUCHIN. "OPTICAL PRO-PERTIES OF SKIN, SUBCUTANEOUS, AND MUSCLE TISSUES: A REVIEW". In: Journal of Innovative Optical Health Sciences 04.01 (Jan. 2011), S. 9–38. DOI: 10.1142/s1793545811001319.
- [4] Subhasri Chatterjee, Karthik Budidha und Panayiotis A Kyriacou. "Investigating the origin of photoplethysmography using a multiwavelength Monte Carlo model". In: *Physiological Measurement* 41.8 (Sep. 2020), S. 084001. DOI: 10.1088/1361-6579/aba008.
- [5] Tom Lister, Philip A. Wright und Paul H. Chappell. "Optical properties of human skin". In: *Journal of Biomedical Optics* 17.9 (Sep. 2012), S. 0909011. DOI: 10.1117/1.jbo.17.9.090901.
- [6] Raman Maiti u. a. "In vivo measurement of skin surface strain and sub-surface layer deformation induced by natural tissue stretching". In: *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 62 (Sep. 2016), S. 556–569. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2016.05.035.
- [7] Raman Maiti u. a. "Morphological parametric mapping of 21 skin sites throughout the body using optical coherence tomography". In: *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 102 (Feb. 2020), S. 103501. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2019.103501.
- [8] 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* 23.4 (Okt. 2002), S. 741–753. DOI: 10.1088/0967-3334/23/4/312.

# **Anhang**

A.1 Anhang