

Entwicklung eines optischen Sensorsystems zur arteriellen Sauerstoffmessung in subkutanen Gewebeschichten

David Löwen, Anja Marckwardt, Maja Eichler, Dirk Oberschmidt
 Fachgebiet Mikro- und Feingeräte, Technische Universität Berlin

<mailto:loewen@mfg.tu-berlin.de>

Zur nicht-invasiven Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung in tieferen Gewebeschichten wird ein pulsoximetrisches Sensormodul in Kombination mit einer Versuchsumgebung entwickelt. In einem optisch abgestimmten Gewebephantom werden Pulssignale aus verschiedenen Gewebeschichten gemessen. Erste Humanmessungen bestätigen das klinische Potenzial.

1 Einführung

Bis zu 10 % der Bevölkerung sind von Durchblutungsstörungen wie der peripheren arteriellen Verschlusskrankheit betroffen [1]. Die nichtinvasive Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung erfolgt mittels Pulsoximetrie, welche sich jedoch auf oberflächlichen Gewebeschichten, wie der Dermis beschränkt. Zur Messung der Sauerstoffsättigung in tieferen Gewebeschichten kann die Nahinfrarot-Spektroskopie eingesetzt werden. In der Regel wird hierbei allerdings der gesamte Sauerstoff im Gewebe gemessen, anstelle der arteriellen Sauerstoffversorgung. Somit gibt es keine nichtinvasive Sensorik zur Messung der subkutanen arteriellen Sauerstoffsättigung. Das Ziel ist die Entwicklung einer optofluidischen Versuchsumgebung für subkutane Oximetrieverfahren. Dazu wird ein physisches Gewebemodell sowie ein Fluidiksystem für die pulsartige Durchströmung entwickelt. Eine pulsoximetrische Sensorik misst die dabei entstehenden Pulssignale.

	Dicke [mm]	Strömungskanal-durchmesser [mm]	Additive
Epidermis	0,1	-	Kaffee, TiO ₂
Dermis	1,5	0,25	Tusche, TiO ₂
Subkutis	6,3	-	Tusche, TiO ₂
Muskel	30	0,8	Tusche, TiO ₂

Tab. 1 Eigenschaften der Gewebeschichten

2 Optisches Gewebemodell

Um pulsoximetrische Messungen unter kontrollierten Bedingungen durchführen zu können, wird ein Gewebemodell mit approximierten optischen Eigenschaften des menschlichen Gewebes entwickelt. Die Absorptions- und Streukoeffizienten der jeweiligen Gewebeschichten werden im Wellenlängenbereich von 600 bis 1.000 nm angenähert. Zur Herstellung der Gewebeschichten wird PDMS mit Additiven angemischt. Zusätzlich werden Kanäle eingebracht, um die Schichten pulsatil durchströmen zu

können. Der Aufbau des Schichtmodells ist Tab. 1 zu entnehmen. Zur Annäherung an Desoxyhämoglobin wird ein Blutersatzmodell aus Isopropanol und dem Farbstoff Ethyl-Violett mit der Konzentration 6,35 µg/ml gemischt.

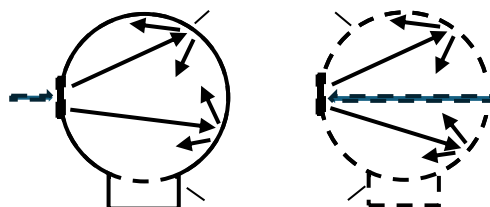


Abb. 1 Messung der totalen Transmission (li.) und der totalen Reflexion (re.) [2]

Die Bestimmung der optischen Eigenschaften erfolgt durch die Messung der totalen Transmission und Reflexion. Wie in Abb. 1 dargestellt wird die Probe am Port bzw. innerhalb einer Ulbrichtkugel positioniert und von einem breitbandigen kollimierten Lichtstrahl getroffen. Das Transmission- bzw. Reflexionsspektrum wird mit einem CCD-Spektrometer erfasst. Mit dem Inverse-Adding-Doubling-Verfahren werden iterativ die Absorptions- und Streukoeffizienten der Gewebeschichten bestimmt. Das Streuspektrum ist in Abb. 2 beispielhaft für die Subkutis in Relation zu Literaturwerten dargestellt.

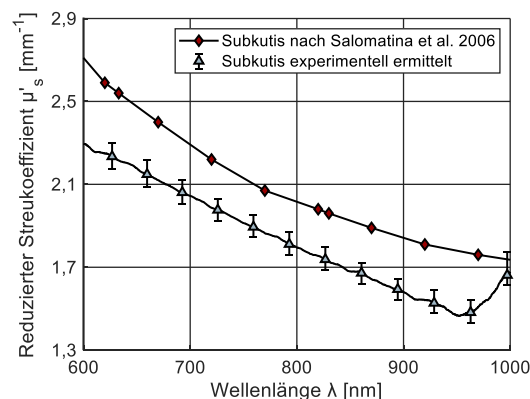


Abb. 2 Streuung der modellierten Subkutis

3 Pulsoximetrisches Messsystem

Photoplethysmografische Signale (PPG-Signale) entstehen durch pulsatile Volumenänderungen in den Blutgefäßen. Diese werden gemessen, indem rotes und infrarotes Licht in das streuende Gewebe eingestrahlt wird. Photodetektoren erfassen die pulsatile Änderung der Absorption, aus der sich mittels des Beer-Lambert-Gesetzes die Oxygenierung bestimmen lässt. Die verwendete Sensorik basiert auf einem am Osram AS7058 Evaluationsboard mit Extension Board für die Sensor-Peripherie. Zur Lichtemission werden Hochleistungs-LEDs des Typs SMB1N der Firma Roithner mit den Wellenlängen 680, 750, 880 und 940 nm verwendet. Zur Detektion wird eine Reihe von acht BPW34-Photodioden im Abstand von 5 bis 40 mm zu den LEDs aufgebaut.

4 Fluidik

Um einen detektierbaren Puls in den Strömungskämen des PDMS-Modells zu erzeugen, wird das Blutersatzmodell mit einer Peristaltikpumpe (Ismatec Reglo Digital) sinusförmig angesteuert. Die Pulsation wird mithilfe eines Honeywell-Drucksensors und eines Sensirion-Durchflusssensors überwacht. Dabei werden eine mittlere Flussrate von 0,3 ml/min sowie ein systolischer und diastolischer Druck von 800/300 mmHg eingestellt. Die Versuchsumgebung ist in Abb. 3 dargestellt.



Abb. 3 Optofluidische Versuchsumgebung

5 PPG-Messungen

Zur Messung der PPG-Signale wird das Sensor-Modul auf der Oberfläche des Gewebemodells platziert, das wahlweise von oberflächennahen Gefäßen in der Dermis oder in 8 mm Tiefe in Gefäßen im Muskelgewebe pulsatil durchströmt wird. Zur Referenzierung mit realem Gewebe werden PPG-Messungen an einem menschlichen Unterarm durchgeführt. Wie in Abb. 4 und Abb. 5 dargestellt, werden bei den Messungen sowohl variierende Strahlungsintensitäten als auch der Einfluss des Abstands zwischen Detektor und Emitter betrachtet.

Am Gewebemodell erreichen die PPG-Signale eine vergleichbare Größenordnung zur Messung am menschlichen Unterarm. Die PPG-Signale sind trotz der erhöhten Eindringtiefe deutlich erkennbar. Die

PPG-Signale aus realem Gewebe sind hingegen sehr volatil aufgrund von Bewegungsartefakten. Die Amplituden aus flachen Gewebeschichten sind über alle Abstände hinweg deutlich ausgeprägt. Die Puls-Amplitude aus tiefen Schichten ist dagegen begrenzt ab einem Detektorabstand von 20 mm.

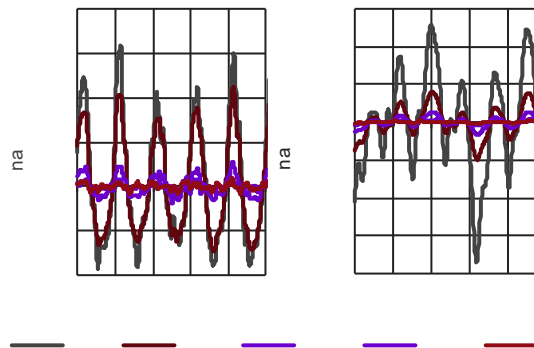


Abb. 4 PPG-Signale am Gewebemodell (li.) und am Unterarm (re.) bei Einstrahlung mit 750 nm und 30 mW/sr für variierende Detektor-Emitter-Abstände

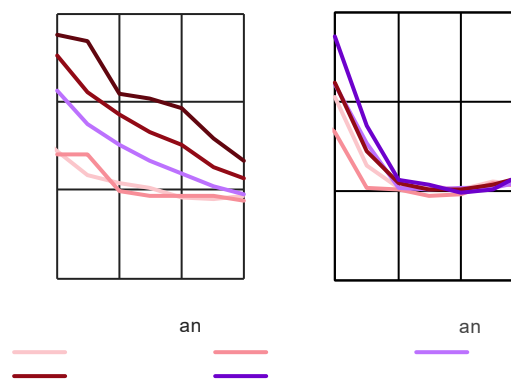


Abb. 5 PPG-Signale bei durchströmter Dermis (li.) und Muskelgewebe (re.) am Gewebemodell bei 750 nm

6 Zusammenfassung

Durch die Entwicklung eines Gewebemodells aus optisch modifizierten PDMS-Schichten, das pulsartig mit einem Blutersatzmodell durchströmt wird, wird eine Versuchsumgebung aufgebaut. Diese kann als Grundlage für künftige subkutane Oximetrie-Verfahren genutzt werden. Die PPG-Messungen zeigen eine vergleichbare Größenordnung zum realen Gewebe und weisen die prinzipielle Detektierbarkeit subkutaner Pulssignale nach.

Literatur

- [1] H. Lawall et al., „Periphere arterielle Verschlusskrankheit: Epidemiologie, Komorbidität und Prognose“ n: *DMW - Deutsche Medizinische Wochenschrift*, **140**(24), 798–1802 (2015)
- [2] A. Pellicer, M. D. D B av , “Near-infrared spectroscopy: a methodology-focused review” n: *Seminars in fetal & neonatal medicine*, **16**(1), S. 42-9 (2011)
- [3] V. V. Tuchin, *Tissue optics. Light scattering methods and instruments for medical diagnosis*, (SPIE 2015)