

Sonderheft Medizintechnik

| | | | |
|---|----------|--|----------------------|
| Hinrich Habeck Vorwort | Seite 3 | Christian Stark, Felix Fiedler, Stefan Müller Optische Konzentrationsbestimmung von Laktat in Blutplasma mittels NIR-Spektroskopie | Seite 41 |
| Henrik Botterweck, Stefan Fischer Der BioMedTec Wissenschaftscampus Lübeck - mehr als Bio, Med und Tec? | Seite 4 | Benjamin Weber, Bodo Nestler Kalibration von Pulsoxymetern durch direkte Spektralmodulation | Seite 45 |
| Christian Buj, Jens Horstmann, Ralf Brinkmann Kontaktfreie Photoakustische Tomographie | Seite 7 | Matthias Weber, Klaas Bente, Anselm v. Gladiß, Matthias Graeser, Thorsten M. Buzug Magnetische Partikelbildgebung mit einer feldfreien Linie | Seite 50 |
| Felix Fiedler, Christian Stark, Stefan Müller Magnetophorese zur Trennung der Blutbestandteile für die optische Bestimmung von Laktat | Seite 10 | Christian Bollmeyer, Martin Mackenberg, Hartmut Gehring, Horst Hellbrück Entwicklung einer kompakten Sensorplattform für den prototypischen Einsatz in der Medizintechnik | Seite 53 |
| Jens Hagenah, Michael Scharfschwerdt, Achim Schweikard Von Herzchirurgie und Support Vector Maschinen: Wie ein lernender Algorithmus helfen kann, Herzklappenprothesen zu individualisieren | Seite 14 | Jürgen Grein, Mathias Beyerlein Ophthalmotechnologie in der Biomedizintechnik – „Sehen“ meets „Technik“ | Seite 58 |
| Stephan Klein, Lutz Wunsch, Sean Luenz, Hala El-Shaffey, Franziska Hainer Eine neue Repositionshilfe für die Kinderchirurgie | Seite 19 | Bodo Nestler Horizontenerweiterung: Ein Forschungssemester am Technion in Haifa | Seite 60 |
| Tobias Klepsch, Henrik Botterweck Gefäß-Gewebe-Transport von Wirkstoffen beschichteter Implantate: Modellierung der Transportvorgänge | Seite 22 | Stephan Klein, Farina Steinert, Wen-Huang Wang, Stefanie Wichmann, Heike Wachenhausen, Folker Spitzenberger, Rolf Granow Online-Lehre für die Medizintechnik im Bereich Regulatory Affairs | Seite 63 |
| Jan Krieger, Christian Damiani, Christian Hübner, Stephan Klein Gefäß-Gewebe-Transport von Wirkstoffen beschichteter Implantate: Phänomenologische Modellierung | Seite 26 | Jürgen Tchorz, Markus Kallinger Der Studiengang Hörakustik an der FH Lübeck | Seite 66 |
| Lars Kreutzburg, Vit Dolezal, Christian Hübner Dynamik nanoskaliger Partikel an Gefäßwänden | Seite 30 | Silke Venker, Thorsten M. Buzug, Stephan Klein Der gemeinsame internationale Master-Studiengang Biomedical Engineering in Lübeck | Seite 69 |
| Roma Kusche, Steffen Kaufmann, Ankit Malhotra, Paula Klimach, Martin Ryschka Wearable zur Langzeitbestimmung der arteriellen Gefäßsteifigkeit | Seite 34 | Ullrich Wenkebach Kurz zurücklehnen und dann weiter... vorgestellt von Henning Schwarz Neuerscheinungen | Seite 71 Seite 74 |
| Benjamin Redmer, Bodo Nestler Optische Messung von Hämoglobinderivaten in nicht-hämolyisiertem humanem Vollblut | Seite 38 | Impressum | Seite 78 |



20. Jahrgang - März 2017

ISSN: 1618-5528

impulse

Aus Forschung und Lehre



FACH
HOCHSCHULE
LÜBECK

University of Applied Sciences

www.fh-luebeck.de

ionenselektiven Messung mit der GC-MS Referenzmethode“, Dissertationsschrift, Eberhard-Karls-Universität Tübingen, 2003

[3] Denis Lafrance, Near Infrared Determination of Lactate in Biological Fluids and Tissues, PhD Thesis, Mc Gill University, Montreal, Department of Chemistry, 2003

[4] Min Ren, Mark A. Arnold, Comparison of Multivariate Calibration models for Glucose, urea and lactate from Near-Infrared and Raman Spectra, University of Iowa, 2006

[5] Michael J. McShane, Gerard L. Cote, Near-infrared Spectroscopy for Determination of Guucose, Lactate, and Ammonia in Cell Culture Media, Biotechnology and Bioengineering, vol. 52, Issue 8, pp. 1073-1078, 1998

[6] Cyril Petibois, Anne-Marie Melin, Annie Perromat, Georges Cazorla, Gerard Deleris, Glucose and Lactate Concentration Determination on Single Microsamples By Fourier-Transform Infrared Spectroscopy, Journal of Laboratory and Clinical Medicine, vol. 135, Issue 2, pp. 210-215, 2000

[7] Markus Brandstetter, Andreas Genner, Kresimir Anic, Bernhard Lendl, Tunable external cavity quantum cascade laser for the simultaneous determination of glucose and lactate in aqueous phase, The Analyst, vol. 135, issue 12, pp. 3260-3265, 2010

[8] M. Brandstetter, L. Volgger, A. Genner, C. Jungbauer, B. Lendl, Direct Determination of Glucose, Lactate and Triglycerides in Blood Serum By A Tunable Quantum Cascade Laser-Based mid-IR Sensor, Applied Physics B, vol. 135, Issue 2, pp. 233-239, 2013

[9] Takuo Yano, Hideki Matshushige, Ken-Ichiro Suehara, Yashuhisha Nakano, Measurement of the Concentrations of Glucose and Lactic Acid in Peritoneal Dialysis Solutions Using Near Infrared Spectroscopy, Journal of Bioscience and Bioengineering, vol. 90, issue 5, pp. 540-544, 2000

[10] Jason J. Burmeister, Mark A. Arnold, Evaluation of Measurement Sites for Noninvasive Blood Glucose Sensing with Near-Infrared Transmission Spectroscopy, Clinical Chemistry, vol. 45, issue 9, pp. 1621-1627, 1999

Autoren

Christian Stark, M.Sc.

Fachhochschule Lübeck

Medizinische Sensor- und Gerätetechnik

(korrespondierender Autor)

Mönkhofer Weg 239

23562 Lübeck

E-Mail: christian.stark@fh-luebeck.de

Felix Fiedler, M.Sc.

Fachhochschule Lübeck

Medizinische Sensor- und Gerätetechnik

Prof. Dr.-Ing. Stefan Müller

Fachhochschule Lübeck

Medizinische Sensor- und Gerätetechnik

KALIBRATION VON PULSOXYMETERN DURCH DIREKTE SPEKTRALMODULATION

BENJAMIN WEBER, BODO NESTLER

1 Einleitung

Pulsoxymetrie stellt eines der wichtigsten nichtinvasiven Monitoringverfahren in der modernen Medizin dar und dient der Bestimmung der arterielle Sauerstoffsättigung. Sie wird in der Notfallmedizin und auf der Intensivstation genauso eingesetzt wie in der Kinderheilkunde bis hin zur Schlafmedizin und hat seit der Einführung durch einschlägige Leitlinien einen enormen Beitrag zur Verbesserung der Patientenversorgung geleistet [1]. Abbildung 1 zeigt exemplarisch ein Pulsoxymeter im Einsatz.

Derzeit ist eine Kalibrierung pulsoxymetrischer Sensoren jedoch

nur anhand sogenannter kontrollierter Entsättigungsstudien (controlled desaturation/hypoxemia studies, CHS) möglich [2]. Hierbei wird bei freiwilligen Probanden die arterielle Sauerstoffsättigung stufenweise abgesenkt, indem der Sauerstoffgehalt der Atemluft verringert wird. Parallel dazu werden die Rohdaten des Pulsoxymetersensors aufgezeichnet. Für die Referenzmessungen werden den Probanden arterielle Blutproben entnommen und mit Blutgasanalytoren im Labor untersucht. Solche Studien sind sehr teuer und aufwändig und es wird speziell ausgebildetes Personal benötigt. Daher sind sie nicht für eine wiederkehrende Überprüfung der Sensorgenauigkeit z.B. in der Klinik geeignet.



Abbildung 1. Pulsoxymeter im Einsatz am Zeigefinger. Der Monitor zeigt die Herzrate (hier: 65) und die aktuelle Sauerstoffsättigung (hier: 100 %) an

Die Medizinproduktebetriebsverordnung (MPBetreibVO) sieht für Medizinprodukte einerseits regelmäßige sicherheitstechnische Kontrollen (STK) vor und für Medizinprodukte mit Messfunktion zusätzliche messtechnische Kontrollen (MTK) [3]. Diese MTK sind dann durchzuführen, wenn entweder der Hersteller diese explizit fordert oder das jeweilige Medizinprodukt in der Anlage 2 der MPBetreibVO aufgelistet ist. Weil die regelmäßigen MTK für Pulsoxymeter nicht möglich ist, wird dies konsequenterweise weder durch die Hersteller gefordert, noch tauchen Pulsoxymeter in der Anlage 2 der MPBetreibVO auf.

1.1 Zielsetzung des Projekts

In diesem Projekt wird an einer Methode gearbeitet, Daten einer CHS aufzunehmen und zu späteren Zeitpunkten wiederzugeben, ohne dass Probanden und weitere Referenzmessungen nötig sind. Dadurch sollen MTK für Pulsoxymeter ermöglicht und schließlich die Patientensicherheit erhöht werden. Darüber hinaus würde eine solche Methode bei der Entwicklung neuartiger Sensoren eingesetzt werden können.

1.2 Funktionsprinzip der Pulsoxymetrie

Die Pulsoxymetrie dient der Bestimmung der funktionellen arteriellen Sauerstoffsättigung $S_aO_{2,func}$. Diese ist das Verhältnis der Konzentration von Hämoglobin O_2Hb (dem für den Sauerstofftransport verantwortlichen Molekül) welches mit Sauerstoff beladen (oxygeniert) ist zur Gesamtkonzentration der potentiell für den Sauerstofftransport zur Verfügung stehenden Hämoglobine, d.h. der oxygenierten und desoxygenierten (O_2Hb und HHb):

$$\begin{aligned}
 S_aO_{2,func} &= \frac{cO_2Hb}{cO_2Hb + cHHb} \cdot 100\% \\
 &= \frac{cO_2Hb}{cO_2Hb + cHHb} \cdot 100\%
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

Die Konzentrationen der einzelnen Hämoglobine lassen sich theoretisch mit dem Lambert-Beer-Gesetz ermitteln. Das Lambert-Beer-Gesetz beschreibt unter idealen Bedingungen die Lichttransmission T der Wellenlänge λ in Abhängigkeit von der Konzentration c des Absorbers und der durchstrahlten Schichtdicke d :

$$\begin{aligned}
 T_\lambda &= \frac{I_\lambda}{I_{\lambda,0}} \\
 &= \exp(-E_\lambda) \\
 &= \exp(-d \cdot c \cdot \epsilon_\lambda)
 \end{aligned}
 \tag{2}$$

Dabei ist I_0 die eingestrahelte und I die abgeschwächte Lichtintensität. Der stoffspezifische molare Extinktionskoeffizient ϵ ist eine Konstante und gibt an, wie stark oder schwach die Substanz Licht der Wellenlänge λ abschwächt. Liegen mehrere Absorber vor, addieren sich die Einzelextinktionen:

$$E_\lambda = d \cdot \sum_{i=1}^n c_i \cdot \epsilon_{\lambda,i}
 \tag{3}$$

Der Versuch, diesen Zusammenhang jedoch direkt am durchbluteten Finger anzuwenden, scheitert, da hier die Schichtdicke d einerseits unbekannt und andererseits nicht konstant ist.

Wird der Finger mit Licht durchstrahlt, so pulsiert die Transmission aufgrund des vom Herzen in die Peripherie gepumpten arteriellen Blutvolumens. Dieser Verlauf wird bei den meisten Pulsoxymetern mit angezeigt (siehe Abbildung 1) und wird Photoplethysmogramm genannt (PPG). Abbildung 2 zeigt den prinzipiellen Verlauf eines solchen PPGs.

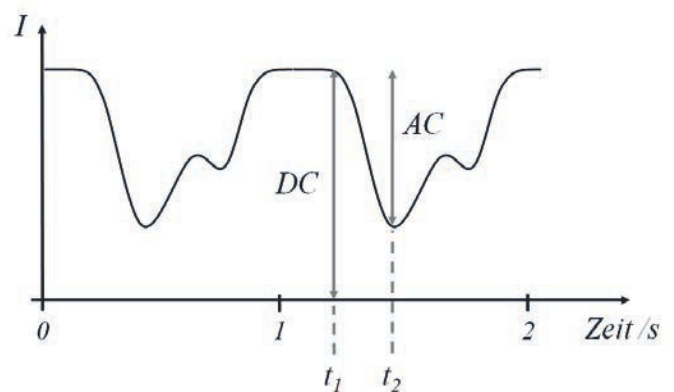


Abbildung 2. Zeitlich pulsierende Lichtintensität beim Durchleuchten arteriell durchbluteten Gewebes

Aufgrund des einfließenden arteriellen Blutes steigt die Lichtabsorption kurzzeitig an und die transmittierte Lichtintensität sinkt entsprechend. Durch die Anwendung des Lambert-Beer-Gesetzes auf die beiden Zeitpunkte t_1 (Diastole) und t_2 (Systole) für die beiden Wellenlängen λ_1 und λ_2 ergeben sich folgende Gleichungen.

$$R_{\lambda 1} = -\ln\left(\frac{I_{\lambda 1, f 2}}{I_{\lambda 1, f 1}}\right) = \Delta d \cdot cO_2Hb \cdot \varepsilon_{\lambda 1, O_2Hb} + \Delta d \cdot cHHb \cdot \varepsilon_{\lambda 1, HHb} \quad (4)$$

$$R_{\lambda 2} = -\ln\left(\frac{I_{\lambda 2, f 2}}{I_{\lambda 2, f 1}}\right) = \Delta d \cdot cO_2Hb \cdot \varepsilon_{\lambda 2, O_2Hb} + \Delta d \cdot cHHb \cdot \varepsilon_{\lambda 2, HHb} \quad (5)$$

Diese beiden Gleichungen bilden ein lineares Gleichungssystem, welches nach den gesuchten Konzentrationen $cHHb$ und cO_2Hb gelöst werden kann [4]. Das Verhältnis \mathfrak{R} dieser beiden Gleichungen zueinander wiederum ist auch als „ratio of ratios“ bekannt und ist nicht mehr abhängig von der Unbekannten Δd , sondern lediglich von den detektierten Lichtintensitäten I , den stoffspezifischen Konstanten ε und den gesuchten Konzentrationen c :

$$\mathfrak{R} = \frac{-\ln\left(\frac{I_{\lambda 1, f 2}}{I_{\lambda 1, f 1}}\right)}{-\ln\left(\frac{I_{\lambda 2, f 2}}{I_{\lambda 2, f 1}}\right)} = \frac{cO_2Hb \cdot \varepsilon_{\lambda 1, O_2Hb} + cHHb \cdot \varepsilon_{\lambda 1, HHb}}{cO_2Hb \cdot \varepsilon_{\lambda 2, O_2Hb} + cHHb \cdot \varepsilon_{\lambda 2, HHb}} \quad (6)$$

Es kann gezeigt werden, dass die funktionelle arterielle Sauerstoffsättigung S_aO_2 von diesem Verhältnis \mathfrak{R} abhängt. Durch eine mathematische Näherung des Logarithmus' auf Basis einer Reihenentwicklung kann weiterhin gezeigt werden, dass das Verhältnis \mathfrak{R} näherungsweise durch die AC- und DC-Werte des PPG-Verlaufs (siehe Abbildung 2) beschrieben werden kann [4]:

$$\mathfrak{R} \approx \frac{\left(\frac{AC}{DC}\right)_{\lambda 1}}{\left(\frac{AC}{DC}\right)_{\lambda 2}} \quad (7)$$

1.3 Aktuelle Kalibrationsmethode

(Kalibration nach DIN EN ISO 80601-2-61)

Die obige theoretische Beschreibung des Funktionsprinzips der Pulsoxymetrie kann in der Praxis nicht angewandt werden, sie dient aber sehr gut dem grundlegenden Verständnis. Jedoch befasst sich diese Theorie nur mit der reinen Absorption, Streuung wird hierbei nicht einbezogen. Um den tatsächlichen Zusammenhang zwischen der arteriellen Sauerstoffsättigung und dem Sensorsignal zu ermitteln, sind kontrollierte Entsättigungsstudien nötig. Hierbei wird empirisch anhand von arteriell gewonnenen Blutproben während einer künstlich herabgesenkten Sauerstoffsättigung die sensorspezifische Kalibrierkurve ermittelt.

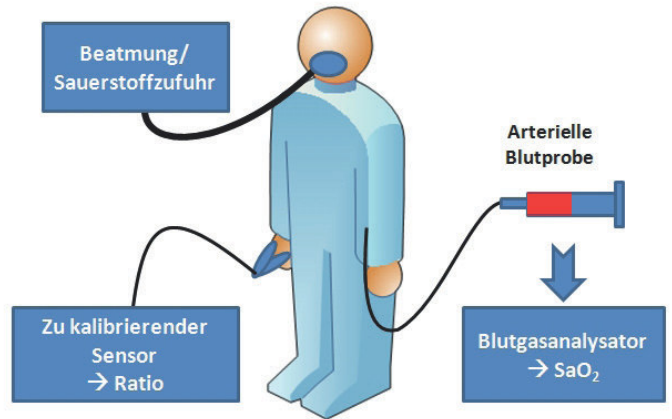


Abbildung 3. Schema einer kontrollierten Entsättigungsstudie

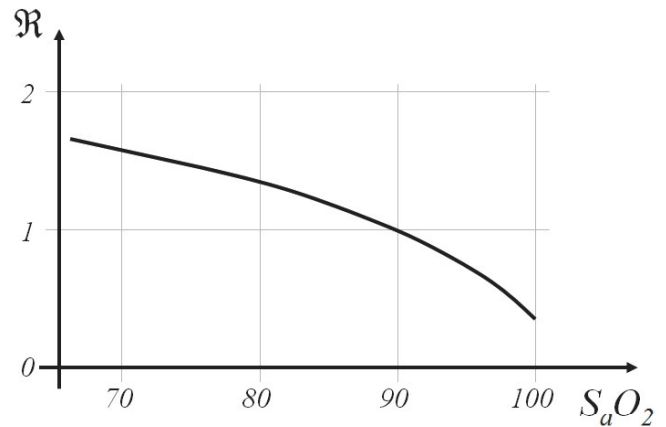


Abbildung 4. Beispielhafte Kalibrierkurve als Ergebnis einer kontrollierten Entsättigungsstudie (nach [2])

2 Material und Methoden

Die Entwicklung des Pulsoxymeterkalibrators im Rahmen des Projekts unterteilt sich in zwei Teile, welche im Folgenden beschrieben werden sollen. Einerseits handelt es sich um den eigentlichen Kalibrator. Dieser ist in der Lage das vom Pulsoxymeter ausgesandte Licht dynamisch spektral zu modulieren, d.h. die spektrale Zusammensetzung des Lichts zu verändern. Des Weiteren wird ein Gewebemodell entwickelt, mit dem es möglich ist, reproduzierbare Transmissionspektren aufzunehmen und die relevanten Parameter (z.B. Pulsamplitude, Pulsfrequenz, spektrale Transmission) definiert einzustellen. Dieses Gewebemodell soll im weiteren Verlauf als Trainingssystem für den eigentlichen Kalibrator fungieren.

2.1 Kalibrator

Direkte Spektralmodulation mit einem Mikrospiegelarray

Der Kalibrator soll das vom Pulsoxymeter ausgesandte Licht genauso modulieren, wie es beim Durchleuchten des menschlichen Fingers geschieht. Hierzu wird das Licht über eine

Faser gesammelt und anschließend in seine Spektralbestandteile aufgeteilt (Abbildung 5). Über einen Eingangsspalt kann die spektrale Auflösung eingestellt werden; ein Ordnungsfiler filtert Licht unterhalb einer Wellenlänge von 590 nm heraus, um ungewollte höhere Beugungsordnungen zu unterdrücken. Eine achromatische Linse kollimiert das divergente Strahlbündel, und das Beugungsgitter lenkt das Licht in Abhängigkeit von der Wellenlänge ab. Der Ablenkwinkel nimmt mit steigender Wellenlänge zu. Eine weitere achromatische Linse fokussiert anschließend das Spektrum auf die Oberfläche eines Mikrospiegelarrays (digital micromirror device, DMD der Fa. Texas Instruments). Das DMD besteht aus 1024 x 768 Mikrospiegeln mit einer Kantenlänge von 13,6 µm. Jedes Spiegelement kann entlang seiner Diagonalen bistabil um +12° und -12° gekippt werden. Ist ein Spiegelement um +12° gekippt, wird das Licht über eine Rekombinationsoptik (bestehend aus einem zweiten Gitter samt Rekollimations- und Fokussierlinse [5]) in eine zweite Lichtfaser und wieder auf die Photodiode des Pulsoxymetriesensors geleitet. Bei einer Position des Spiegels von -12° wird das Licht verworfen.

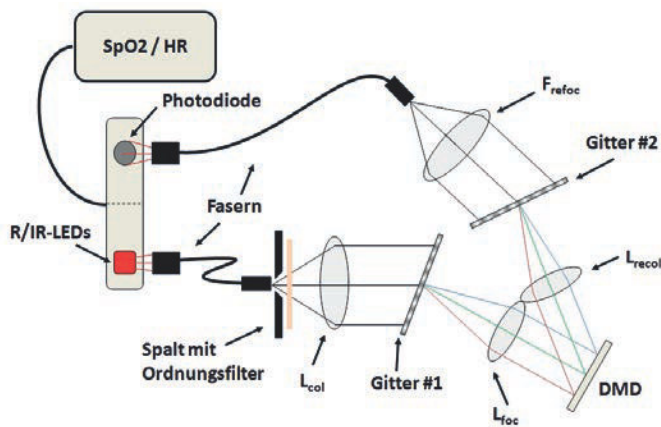


Abbildung 5. Schematischer Aufbau des Spektralmodulators

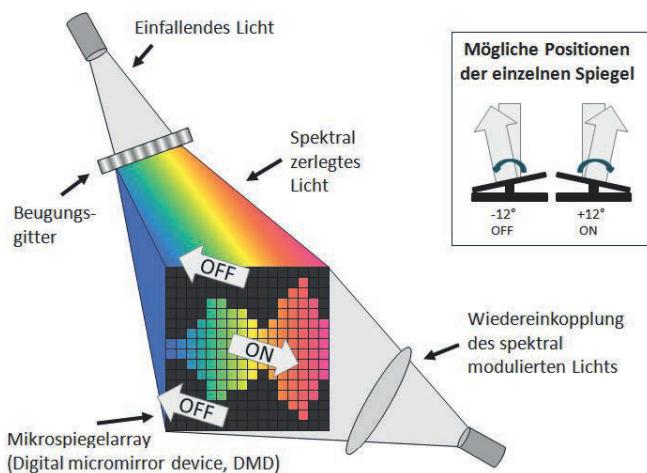


Abbildung 6. Spektralmodulation mit dem Mikrospiegelarray (Prinzip)

Durch die Abbildung des Spektrums entlang der horizontalen DMD-Achse wird jede DMD-Spalte von einem kleinen individuellen Spektralbereich ausgeleuchtet (kleine Wellenlänge links, große Wellenlänge rechts). Indem die Anzahl der Spiegelemente pro Spalte variiert wird, kann die Menge des Lichts dieser Spalte verändert werden, das wieder auf den Pulsoxymetriesensor zurück gelangt (Abbildung 6). Dadurch ist es möglich, ein komplettes Transmissionsspektrum zu erzeugen. Das DMD kann mit einer maximalen Frequenz von 22 kHz betrieben werden, wodurch dynamische Transmissionsspektren erzeugt werden können.

2.2 Phys. Modell perfundierter Gewebekompartimente

Damit der oben beschriebene Kalibrator unter kontrollierten Bedingungen getestet werden kann, wird parallel an einem pulsatil perfundierten Gewebemodell gearbeitet, bei dem sich die für den Kalibrator relevanten Parameter reproduzierbar einstellen lassen. Dazu gehören unter anderem die Pulsfrequenz, die Pulsamplitude sowie die Transmissionsspektren des Festkörpers und des flüssigen Mediums. Das Modell besteht aus einem weichen Silikonkörper mit einem Kanal, durch den ein Blutersatzstoff gepumpt wird. Die Pulsation wird über eine Rollenpumpe erzielt, die mit einer dynamischen Steuerspannung angesteuert wird. Zur Untersuchung des Modells kommen ein Drucksensor und ein Lasertriangulationssensor zum Einsatz. Mit diesen Sensoren kann der Druckverlauf während der Pulsation verfolgt und zeitgleich die Ausdehnung des Modells aufgrund des pulsierenden Durchflusses kontinuierlich erfasst und aufgezeichnet werden.



Abbildung 7. Gewebemodell aus Silikon, dargestellt ist auch der Lasertriangulationssensor zur Erfassung der pulsatilen Modellausdehnung

In Abbildung 7 ist ein Prototyp des Gewebemodells aus Silikon gezeigt, dessen dynamische Ausdehnung mit einem Lasertriangulationssensor erfasst werden kann.

Der pulsatile Durchfluss im Gewebemodell führt zu einer dynamischen Ausdehnung. In Abbildung 8 ist deren zeitlicher Verlauf dargestellt. Es ist die pulsatile Ausdehnung des Gewebemodells zu sehen, die mit steigender maximaler Steuerspannung der Rollpumpe wächst.

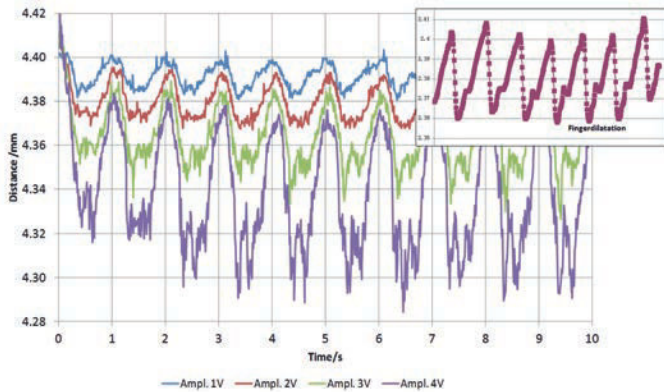


Abbildung 8. Pulsatile Ausdehnung des Gewebemodells in Abhängigkeit von der maximalen Ansteuerspannung der Rollpumpe. Zum Vergleich ist eine physiologische Ausdehnung des Fingers durch den arteriellen Blutstrom gezeigt

Als flüssiges Medium wird für den weiteren Projektverlauf eine Substanz benötigt, bei der die Transmission bzw. Extinktion bei verschiedenen Wellenlängen einstellbar ist. Insbesondere die Werte 660 nm und 940 nm sind für die Pulsoxymetrie wichtig. Hierfür wurden einerseits Methylenblau und andererseits Kupfer(II)-Chlorid gewählt. Diese Substanzen erscheinen im sichtbaren Spektrum beide blau, weisen aber sehr unterschiedliche Spektren auf. Während Methylenblau bei 660 nm eine geringere Transmission hat als Kupfer(II)-Chlorid, ist es im Infraroten quasi transparent. Kupfer(II)-Chlorid hingegen ist im Infraroten relativ stark absorbierend. Aufgrund dieser VIS/NIR komplementären Eigenschaften eignen sich diese Substanzen gut dazu, um das R/IR-Extinctionsverhältnis einzustellen.

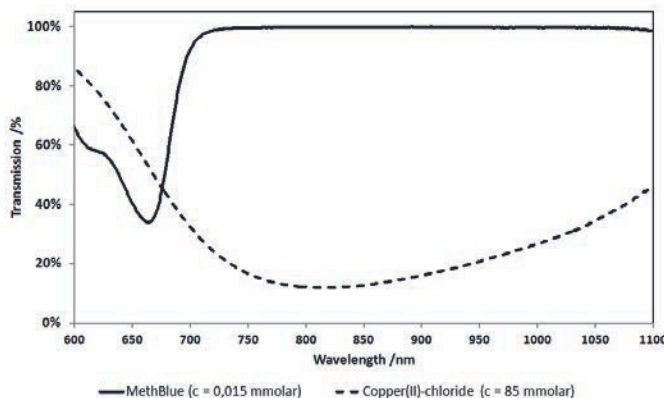


Abbildung 6. Transmissionsspektren von Methylenblau und Kupfer(II)-Chlorid. Durch Mischen der Substanzen kann das Extinctionsverhältnis bei 660 nm und 940 nm eingestellt werden.

3 Fazit und Ausblick

Die prinzipielle Eignung der hier beschriebenen neuartige Methode zur messtechnischen Überprüfung von pulsoxymetrischen Sensoren wurde schon in der Vergangenheit gezeigt [6, 7, 8, 9]. Wegen technischer Hürden konnte jedoch kein größerer Erfolg erzielt werden. Die Wiederaufnahme der Forschung auf diesem Gebiet und der Einsatz innovativer Technologien (z.B. neue Typen von Beugungsgittern, komfortable Entwicklungscontroller des Mikrospiegelarrays) deuten nun darauf hin, dass die damaligen Ergebnisse weit übertroffen werden können. So erreicht der neu entwickelte optoelektronische Spektralmodulator eine Gesamttransmission von ca. 5 % bis 10 %, die um ein Vielfaches größer ist, als es bei Prototypen der Vorgängerprojekte der Fall war.

Der Ansatz eines Gewebemodells zur reproduzierbaren Erzeugung von Transmissionsspektren und der Einsatz als Trainer für den eigentlichen Kalibrator ist vielversprechend und in dieser Art noch nicht beschrieben worden. Andere Gruppen setzen hierbei meist auf Systeme basierend auf echtem Blut, dessen Sauerstoffsättigung und damit Transmissionsspektrum mit Oxygenatoren verändert wird. Die Arbeit mit echtem Blut ist jedoch nur unter gewissen Auflagen möglich, kostenintensiv und erfordert entsprechende Referenzanalytik, um die Oxygenierung des Bluts exakt zu bestimmen.

Referenzen

- Severinghaus, J.W. Takuo Aoyagi: Discovery of Pulse Oximetry. *Anesthesia and Analgesia*. 2007, Bd. 105, No. 6S S1-S4.
- DIN Deutsches Institut für Normung e.V. DIN EN ISO 80601-2-61 (VDE 0750-2-61): Medizinische elektrische Geräte - Teil 2-61: Besondere Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale von Pulsoximetriegeäten. Berlin: VDE VERLAG GmbH, 2012.
- Verordnung über das Errichten, Betreiben und Anwenden von Medizinprodukten (Medizinprodukte-Betreiberverordnung, MPBetreibVO). 1998.
- Aoyagi, T. Pulse oximetry: its invention, theory, and future. *Journal of Anesthesia*. 2003, Bd. 17, S. 259-266.
- Weber, B., Nestler, B. und Gehring, H. Spectral and temporal modulation of pulse oxymetry probe light signals - improved recombination of spectrally decomposed light. *Biomedizinische Technik / Biomedical Engineering*. 2013, 57.
- Knoop, Ph. Investigation of a Novel Method for the Calibration of pulse Oximeters. Marburg : Tectum Verlag, 1999. ISBN 3-8288-0651-1.

7. Matz, H. Die Möglichkeit der in-vitro Kalibration und Validierung von Pulsoximetern mit Hilfe von zeitaufgelösten Transmissionsspektren. Aachen: Shaker Verlag, 2005. ISBN 3-8322-3559-0.

8. Hornberger, Ch., Knoop, Ph. und Nahm, W. A prototype device for standardized calibration of pulsy oximeters. J Clin Monit. 2000, 16, S. 161-169.

9. Hornberger, Ch., Knoop, Ph. und Matz, H. A prototype device for standardized calibration of pulse oximeters II. J Clin Monit. 2002, 17, S. 203-209.

Autoren

Benjamin Weber, M.Sc.

Fachhochschule Lübeck

Medizinische Sensor- und Gerätetechnik

Mönkhofer Weg 239
23562 Lübeck

E-Mail: benjamin.weber@fh-luebeck.de

Tel.: +49 (0)451 300 5520

Prof. Dr. rer. nat. Bodo Nestler

Fachhochschule Lübeck

Medizinische Sensor- und Gerätetechnik

(korrespondierender Autor)

E-Mail: nestler@fh-luebeck.de

Die vorliegende Publikation entstand im Rahmen des vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) geförderten Forschungskollegs LUMEN (FKZ 13EZ1140A/B). LUMEN ist ein gemeinsames Forschungsprojekt der Fachhochschule Lübeck und der Universität zu Lübeck und ist ein eigener Forschungsweig der Graduiertenschule für Informatik in Medizin und Lebenswissenschaften der Universität zu Lübeck.

GEFÖRDERT VOM



MAGNETISCHE PARTIKELBILDGEBUNG MIT EINER FELDFREIEN LINIE

MATTHIAS WEBER, KLAAS BENTE, ANSELM V. GLADISS, MATTHIAS GRAESER, THORSTEN M. BUZUG

Abstract

Die magnetische Partikelbildgebung nutzt das nichtlineare Magnetisierungsverhalten von magnetischen Nanopartikeln um deren Verteilung darzustellen. Dafür werden statische Gradientenfelder und oszillierende, homogene Magnetfelder kombiniert. Bisherige Experimente zeigen die Machbarkeit dieser Bildgebungsmethode. Datenakquisition und Visualisierung benötigen mehrere Minuten. Im Folgenden wird ein Ansatz gezeigt, der die Datenakquisition und -visualisierung in Echtzeit ermöglicht. Der konstruierte Scanner basiert auf einer feldfreien Linie und besitzt eine höhere Sensitivität als zuvor gezeigte Techniken. Ein optimiertes Felddesign ermöglicht einen modellbasierten Rekonstruktionsprozess zur schnellen Datenverarbeitung. In diesem wird zusätzlich eine Entfaltung auf Basis der Partikeleigenschaften eingebaut um die Bildqualität zu erhöhen. Mit der Echtzeitfähigkeit hat die Magnetische Partikelbildgebung das Potential, eine essentielle Technologie in der zukünftigen medizinischen Diagnostik und Überwachung zu werden, wo schnelle physiologische Prozesse analysiert werden müssen wie bei kardiologischen Interventionen, Tumordiagnostik und der Stammzelltherapie.

Einleitung

Die magnetische Partikelbildgebung (Magnetic Particle Imaging, MPI) wurde in den Philips Forschungslaboratorien entwickelt und zum ersten Mal 2005 publiziert [1]. Spezielle Magnetfeldkonfigurationen ermöglichen es, Verteilungen von superparamagnetischen Nanopartikeln (MNP) mit hoher räumlicher Auflösung in Echtzeit zu verfolgen. Dies öffnet in der medizinischen Diagnostik aber auch der Therapie neue Türen. Dabei hat MPI das Potential, sich gegen bereits etablierte Bildgebungsmodalitäten wie die Computertomographie (CT), die Magnetresonanztomographie (MRT) oder auch nukleardiagnostischen Verfahren durchzusetzen. Es wird keine ionisierende Strahlung verwendet. Anders als bei der Nukleardiagnostik sind die verwendeten magnetischen Nanopartikel nicht radioaktiv. MPI übertrifft sogar die Ortsauflösung und Sensitivität von MRT und kann sich in Bezug auf die Scanzeit deutlich gegenüber MRT, CT und Nukleardiagnostik absetzen. 2009 konnten die ersten Aufnahmen eines schlagenden Mäuseherzens veröffentlicht werden [2]. Die derzeitige räumliche Auflösung beläuft sich auf den unteren Millimeterbereich [3]. Tatsächlich könnten

bildlich gesprochen, vom Kopf zu den Füßen, indem sie nach Kopfverletzungen und Verletzungen der Wirbelsäure, nach Thoraxverletzungen und solchen des Abdomens schließlich mit Verletzungen der Extremitäten enden. Jedes Kapitel ist zudem in sich strukturiert. Stets folgt einer Beschreibung der jeweiligen Anatomie eine Analyse der Verletzungen und, wo möglich, ein Abschnitt zur Prävention. Den Schluß bilden jeweils eine Zusammenfassung mit Aufgaben und ein zumeist umfangreiches Literaturverzeichnis. Am Ende des Buches finden sich die Lösungen der gestellten Aufgaben sowie ein vergleichsweise kurz gehaltenes Sachverzeichnis. Der untadelige Text wird, fast überflüssig zu betonen, durch eine Vielzahl sehr anschaulicher Bilder und Graphiken unterstützt. Selbst der Einband unterscheidet sich wohltuend von so mancher heute leider immer öfter anzutreffenden Seitenverpackung. Fest, robust und dauerhaft tritt dieser Band dem Leser entgegen, der ihn getrost nach Hause tragen kann in der Gewißheit, eine Fülle an Inhalt schwarz auf weiß zu besitzen.

IMPRESSUM

HERAUSGEBER

Präsidium der Fachhochschule Lübeck
Mönkhofer Weg 239
23562 Lübeck
www.fh-luebeck.de

REDAKTION

Autoren/-innen
Schlussredaktion:

Prof. Dr.-Ing. Stephan Klein
Labor für Medizinische Sensor- und Gerätetechnik
Fachhochschule Lübeck
www.msgt.fh-luebeck.de

Frank Mindt, M.A.
Pressestelle
Fachhochschule Lübeck
Telefon: 0451 300 - 5305
Fax: 0451 300 - 5470
E-mail: presse@fh-luebeck.de

SATZ UND LAYOUT

Thowo - Thorben Wolkowski
E-mail: info@thowo.de
www.thowo.de

FOTOS

Autoren/-innen, Pressestelle

ISSN 1618 5528

AUFLAGE
600 Exemplare