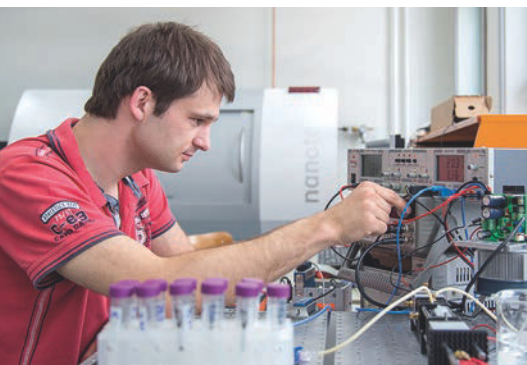


## Sonderheft Medizintechnik

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

# OPTISCHE KONZENTRATIONSBESTIMMUNG VON LAKTAT IN BLUTPLASMA MITTELS NIR-SPEKTROSKOPIE

CHRISTIAN STARK, FELIX FIEDLER, STEFAN MÜLLER

## Einführung

In den letzten Jahren hat Laktat als Stoffwechselindikator eine steigende Bedeutung für die Medizintechnik gewonnen [1]. Bisher werden Messungen der Laktatkonzentration im Blut enzymatisch nach Entnahme einer Blutprobe durchgeführt. Da diese Messmethode jedoch einige Nachteile, wie z.B. die aufwändige Lagerung der Enzyme mit sich bringt, soll im Projekt OpLaSens eine Methode entwickelt werden, die Laktatkonzentration in Blutproben optisch zu bestimmen.

Die Arbeiten gliedern sich in zwei Teilprojekte, von denen sich eines mit der Separation von roten Blutkörperchen in Vollblut beschäftigt, um die Streueigenschaften zu reduzieren. Aufbauend hierauf behandelt das zweite Teilprojekt die optische Bestimmung von Laktatkonzentrationen. Letzteres wird in diesem Beitrag beschrieben.

Bei der Verbrennung von Kohlenhydraten fällt Laktat im Körper als Zwischenprodukt an, das nur zusammen mit genügend Sauerstoff in Energie umgewandelt wird. Wird z.B. unter körperlicher Anstrengung viel Energie benötigt, reicht der Sauerstoff nicht mehr aus, um die vollständige Umwandlung durchzuführen. Die Laktatkonzentration im Körper steigt. Schockzustände oder Multiorganversagen können ebenfalls zu einem Anstieg der Laktatkonzentration führen. Daher lassen sich durch Kenntnis der Laktatkonzentration Aussagen über die Leistungsfähigkeit des Stoffwechsels treffen.

Bisherige Messverfahren arbeiten nach einem enzymatisch-amperometrischen Messprinzip, bei dem Laktat durch das Enzym Laktatoxidase zu Pyruvat und Wasserstoffperoxid ( $H_2O_2$ ) oxidiert wird. Durch das Anlegen einer elektrischen Spannung kann in einer elektrochemischen Messzelle ein der Laktatkonzentration proportionaler Strom gemessen werden [2].

Neben den Streueigenschaften der roten Blutkörperchen ergibt sich eine weitere Schwierigkeit bei der optischen Bestimmung von Laktat aus dem im nahen Infrarotbereich sehr schwachen Absorptionsspektrum. Zahlreiche andere Blutinhaltsstoffe wie Eiweiße, Glucose oder Harnstoff weisen zudem teils ähnliche Absorptionsspektren auf, die sich mit dem von Laktat überlagern und eine Bestimmung erschweren.

## Zielsetzung

Bei den aktuellen Messverfahren sind Verbrauchsmaterialien notwendig, durch die bei jeder Messung zusätzliche Kosten

entstehen. Zudem ist für die Enzyme eine spezielle Lagerung erforderlich, was die Handhabung erschwert und den Aufwand erhöht. Im Rahmen des Projekts OpLaSens soll ein optisches Messverfahren entwickelt werden, um diesen Nachteilen entgegenzuwirken.

Es gibt eine Vielzahl von Spektroskopieanwendungen, die prinzipiell geeignet sind. Am aussichtsreichsten hat sich hierbei die Absorptionsspektroskopie erwiesen. Dabei wurden sowohl der nahe Infrarotbereich (NIR, 1600 bis 2400 nm) [3, 4, 5] als auch der mittlere Infrarotbereich (8 bis 10  $\mu\text{m}$ ) [4, 7, 8] untersucht. Zwar sind die Laktat-Absorptionen im mittleren Infrarotbereich deutlich stärker ausgeprägt, jedoch ist die Messtechnik erheblich aufwendiger.

In diesen Arbeiten wurden Blutproben nach entsprechender Vorbehandlung mit herkömmlichen Fourier-Spektrometern untersucht. Aus den Spektren von Referenzproben wurde mittels PLS-Regression ein Kalibrationsmodell erstellt, welches anschließend mit neuen Blutproben validiert wurde.

Im ersten Schritt wurden an einem Labor-Fourierspektrometer die Spektren von Proben mit verschiedenen Laktatkonzentrationen aufgenommen und daraus ein multivariates Kalibrationsmodell erstellt. Dabei gilt es zunächst, die Ergebnisse der bisherigen Veröffentlichungen nachzustellen und ausgehend von diesen Ergebnissen die Messtechnik zu vereinfachen bzw. die Messgenauigkeit zu erhöhen.

## Messungen

Da Laktat vom nahen bis in den mittleren Infrarotbereich verschiedene Absorptionsbanden aufweist, muss zudem der optimale Wellenlängenbereich festgelegt werden. Für die Messungen wurde Natrium L-Laktat [Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, USA] in Phosphatpuffer pH 7,4 gelöst.

Neben den ausgeprägten Grundschwingungen des Moleküls im mittleren Infrarotbereich bei etwa 9  $\mu\text{m}$  [Petibois2000] sind auch im nahen Infrarotbereich (NIR) schwache Oberschwingungen zu beobachten. Je höher die zu messende Wellenlänge liegt, desto komplizierter wird die Messtechnik. Die Sensitivität von Quantendetektoren sinkt, thermische Strahlungsquellen emittieren aufgrund des Planckschen Strahlungsgesetzes weniger Lichtleistung und Bauteile wie Linsen müssen für den mittleren Infrarotbereich aus speziellen und teuren Materialien wie z.B. ZnSe gefertigt sein. Es muss daher in einem nächsten Schritt abgewogen werden, ob für den NIR-Bereich schwächere

Absorptionsspektren durch empfindlichere Messtechnik kompensiert werden können.

In Abbildung 1 und Abbildung 2 sind die Absorptionsspektren von Laktat im Bereich 1600 bis 1750 nm und von 2050 bis 2400 nm dargestellt. Für die Messungen wurde Laktat mit 500 mmol/l in Phosphatpuffer gelöst und anschließend spektral vermessen. Zusätzlich wurde auch das Spektrum des reinen Phosphatpuffers aufgenommen.

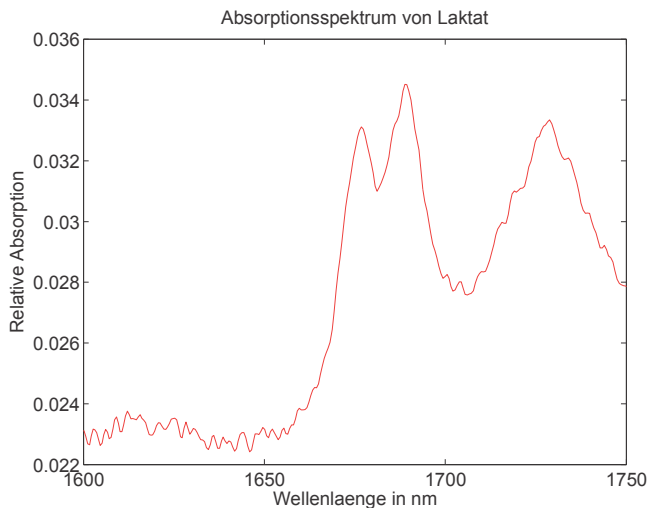


Abbildung 1. Relatives Absorptionsspektrum von Laktat von 1600-1750 nm

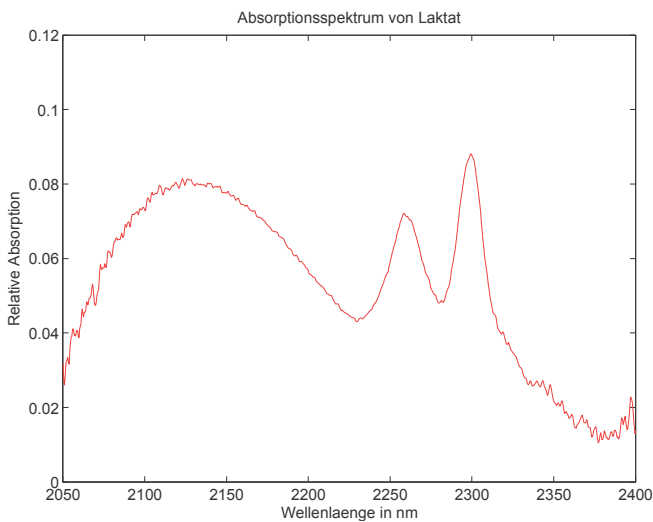


Abbildung 2. Relatives Absorptionsspektrum von Laktat von 2050-2400 nm

Die Wellenlängenbereiche wurden bereits in einigen Veröffentlichungen untersucht [Ren2006, McShane1998, Yano2000]. Blutplasma, welches hauptsächlich aus Wasser besteht, hat einen Anteil von 55% am gesamten Blutvolumen [Spornitz1993]. Es ist daher unumgänglich, für die spektrale Untersuchung von Laktat ist es notwendig die Absorptionseigenschaften von Wasser, als Hauptbestandteil des Blutplasmas zu berücksichtigen.

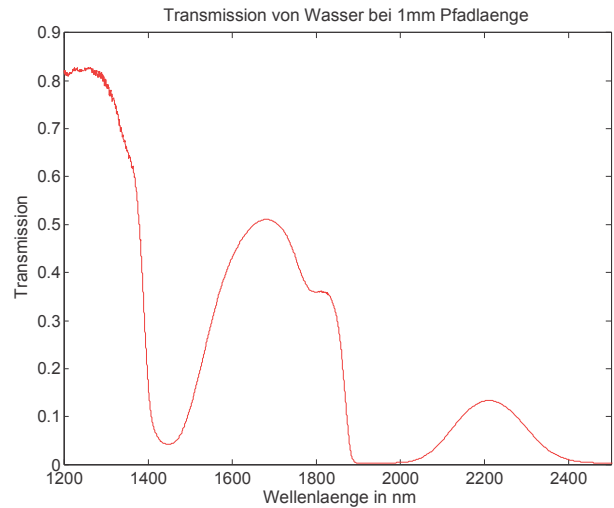


Abbildung 3. Transmissionsspektrum von Wasser bei 1 mm Pfadlänge

Abbildung 3 zeigt das Transmissionsspektrum von Wasser bei einer Pfadlänge von 1 mm. Wasser hat breite Absorptionsbanden, sodass im nahen Infrarotbereich nur bei etwa 1700 und 2300 nm gemessen werden kann, wo die Transmission 50% bzw. 10% beträgt.

Dies relativiert den Vorteil der stärkeren Absorptionsquerschnitte von Laktat bei 2300 nm, da durch die geringere Lichtintensität ein niedrigeres Signal-Rausch-Verhältnis erreicht wird. Aufgrund der geringeren Wasserabsorption kann der Wellenlängenbereich von 1600 nm bis 1750 nm für größere Pfadlängen verwendet werden als bei 2300 nm.

Aus diesem Grund eignet sich der Bereich von 1650 – 1750 nm besonders für die *in vivo* Messung, z.B. an der Fingerkuppe [3] oder der Zunge [10], da so 5-10 mm Pfadlängen realisiert werden können. Zudem fällt in diesem Bereich die Absorption von in Gewebe enthaltenem Fett geringer aus [10].

### Auswertung

Die Spektralbereiche eines Absorptionsspektrums sind für die Bestimmung der Konzentration von unterschiedlicher Bedeutung. So haben manche Wellenlängenbereiche eine geringere Absorption als andere und liefern weniger Informationen über die Konzentration. Für das menschliche Auge ist bei Betrachtung von Abbildung 1 und 2 zunächst klar, welche Wellenlänge mehr bzw. weniger Informationen liefern. Jedoch bedarf es für die Erstellung eines Kalibrationsmodells wesentlich genauerer Methoden, die nicht nach empirischen Maßstäben angesetzt werden. Hierfür werden üblicherweise multivariate Analysemethoden eingesetzt. Eines dieser Verfahren ist die PLS-Regression. Ziel dieser Verfahren ist es, die konzentrationsabhängige Variation eines Spektrums durch möglichst wenige Daten, hier Spektralinformationen, möglichst genau zu beschreiben.

Grundbestandteil der PLS-Regression ist die sogenannte Hauptkomponentenanalyse, bei der eine Strukturierung und Vereinfachung der Daten erfolgt. Viele Rohdaten, in diesem Fall Spektren mit unterschiedlichen Konzentrationen, werden ausgewertet und zu wenigen, voneinander unabhängigen Einflussgrößen, den sogenannten Hauptkomponenten oder Faktoren zusammengefasst.

In diesem Projekt werden für die Kalibrierung des Systems verschiedene Spektren mit den bekannten Laktatkonzentrationen aufgenommen und mit der PLS-Regression ausgewertet. Dabei werden die Faktoren, also die Einflussgrößen auf das Spektrum bestimmt. Den größten Einfluss auf das Spektrum hat im Normalfall die Stoffkonzentration selbst. Es muss aber auch damit gerechnet werden, dass Störgrößen wie Temperaturdrift oder Rauschen sich auf die Spektren auswirken. Die ermittelten Faktoren werden dann nach ihrem Einfluss die Spektren geordnet.

Je mehr Komponenten für die Beschreibung des Modells herangezogen werden, desto besser lässt sich die Variation der Spektren bestimmen, da wegen der Ordnung der Spektren zunächst nur konzentrationsabhängige Einflussgrößen berücksichtigt werden. Ab einer gewissen Anzahl an Faktoren kommen mit jedem weiteren Faktor jedoch nur noch schwache Einflussgrößen hinzu, die nur Störgrößen wie Rauschen repräsentieren. Werden diese Faktoren auch verwendet, so verschlechtert sich die Vorhersagegenauigkeit für zukünftige Spektren.

Es gibt eine optimale Anzahl an Faktoren, durch die sich das Modell ideal beschreiben lässt, konzentrationsabhängige Einflussgrößen berücksichtigt, aber Störeinflüsse außen vor gelassen werden. Diese optimale Anzahl gilt es zu bestimmen.

Dafür wird der aus 45 Spektren mit unterschiedlichen Konzentrationen bestehende Messdatensatz in 34 Kalibrier- und elf Validierspektren aufgeteilt.

Aus dem Kalibrierdatensatz werden mittels Hauptkomponentenanalyse die entsprechenden Faktoren extrahiert, die das Modell möglichst gut beschreiben. Der Validierdatensatz dient der Überprüfung des Modells und wird später in diesem Abschnitt noch erwähnt.

Eine weitere Größe, mit der die Genauigkeit verbessert werden kann, ist der Wellenlängenbereich. Zwar kann mit dem Spektrometer ein breiter Wellenlängenbereich erfasst werden. Jedoch sind die Absorptionsspektren von Laktat im nahen Infrarot-Bereich nur in bestimmten Regionen signifikant. Werden Bereiche ohne nennenswerte spektrale Laktat-Information verarbeitet, lassen sich keine geeigneten konzentrationsabhängigen Faktoren ermitteln. Es werden also Bereiche gesucht, die die höchste Korrelation zwischen

Konzentration und Spektren aufweisen. Durch iterative Auswahl der Spektralbereiche lässt sich dann ein Optimum für die PLS-Analyse finden. In diesem Fall ist dies der Bereich zwischen 2060 und 2410 nm, wobei 5 Faktoren für die Beschreibung ausreichen.

Die erwartete Standardabweichung in Abhängigkeit von der Anzahl der berücksichtigten Faktoren ist in Abbildung 4 dargestellt.

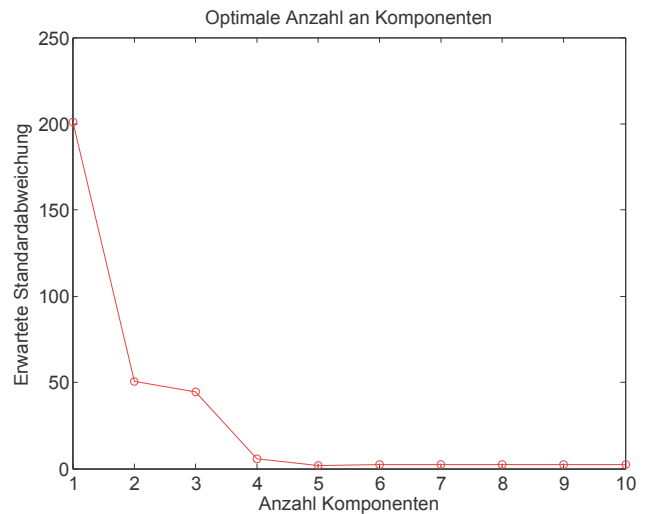


Abbildung 4. Optimale Anzahl an Komponenten für Modellfit von 2050 bis 2400 nm

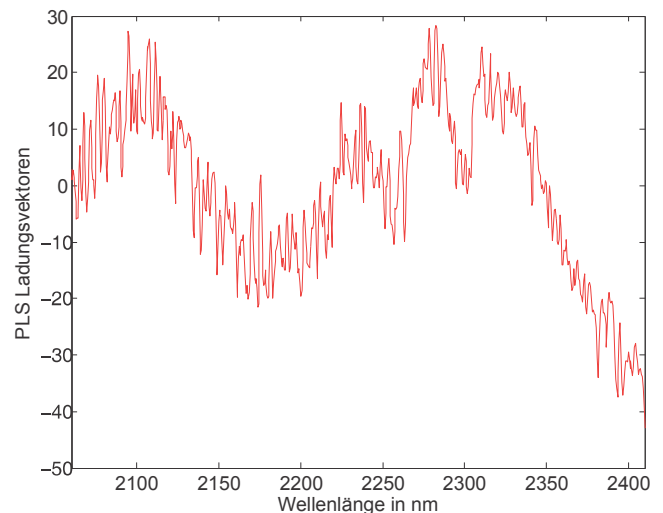


Abbildung 5. PLS Ladungsvektoren von 2050 bis 2400 nm mit optimalen fünf Komponenten

Mit dem angepassten Wellenlängenbereich und der idealen Anzahl von Faktoren wird die PLS-Regression durchgeführt, die zudem die sogenannten Ladungsvektoren bestimmt. Die Ladungsvektoren geben an, wie stark eine Wellenlänge der Originaldaten mit der jeweiligen Konzentration korreliert. Dies sagt jedoch nichts darüber aus, ob die Änderung der Signalstärke des Spektrums wirklich durch die Konzentrationsänderung



hervorgerufen wird, oder ob eine thermische Drift der Messkomponenten zufällig eine gleiche Änderung bewirkt. Die aus den 34 Kalibrierspektren mit fünf Faktoren bestimmten Ladungsvektoren im optimalen Wellenlängenbereich von 2060 bis 2410 nm sind in Abbildung 5 dargestellt.

Beim Vergleich von Abbildung 5 und Abbildung 2 lässt sich feststellen, dass der grobe Verlauf des Absorptionsspektrums auch in der Darstellung der Ladungsvektoren zu erkennen ist. Dies zeigt eine Abhängigkeit des Spektrums von der Laktat-Konzentration. Der Verlauf der Ladungsvektoren ist jedoch verrauschter als das Laktatspektrum, da auch andere Einflussgrößen wie Temperaturschwankungen die Messung stören.

Mit dem Kalibrierdatensatz bestehend aus 34 Spektren, dem angepassten Wellenlängenbereich und der optimalen Anzahl an Faktoren wird das Kalibrationsmodell bestmöglich beschrieben. Dieser Zusammenhang wird anschließend auf die elf verbleibenden Validierspektren angewandt, um von dem jeweiligen Spektrum auf die entsprechende Konzentration zu schließen und das Kalibriermodell zu validieren.

Im Wellenlängenbereich von 2060 bis 2410 nm mit fünf Faktoren wird eine Standardabweichung von  $\pm 1,96$  mmol/l erreicht. Eine Gegenüberstellung der durch Einwiegen bestimmten und durch PLS-Regression bestimmten Konzentrationen ist in Abbildung 6 zu finden.

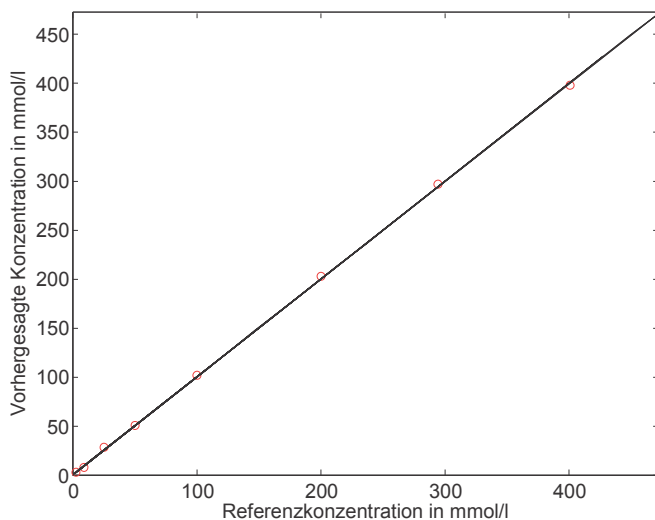


Abbildung 6. Soll-Ist Vergleich der PLS-Konzentrationsbestimmung

Zu berücksichtigen ist, dass die Gegenüberstellung zu rechnerisch bestimmten Konzentrationen erfolgt, die ihrerseits auch fehlerbehaftet sind. Die Standardabweichung durch die PLS-Regression ist also immer mindestens so groß wie die Standardabweichung der Referenzkonzentrationsbestimmung.

## Diskussion und Ausblick

Mit Hilfe des erstellten Kalibrationsmodells können die Konzentrationen der gesuchten Stoffe durch Aufnahme von Absorptionsspektren bestimmt werden. Für Laktatlösungen in Puffer werden Standardabweichungen von  $\pm 1,96$  mmol/l erreicht. Es ist davon auszugehen, dass sich dieser Wert für Messungen an Blutplasma verschlechtert, da das Absorptionsspektrum von Laktat von vielen anderen Blutbestandteilen überlagert wird. Wünschenswert wären Abweichungen von maximal  $\pm 0,5$  mmol/l in Blutplasma.

Eine große Störquelle geht momentan von der undefinierten Proben temperatur aus, da die Absorptionsspektren durch die Temperatur verändert werden. Um diesen Störeinfluss zu minimieren wird aktuell eine Temperaturregelung für die Probe enthaltende Messküvette entwickelt.

Ein weiterer Grund für limitierte Genauigkeit der Bestimmung ist das geringe Signal-Rausch-Verhältnis des Fourierspektrometers. Ursache hierfür ist die niedrige Sensitivität des luftgekühlten InSb-Detektors. Speziell auf den nahen Infrarot-Bereich angepasste ext. InGaAs oder PbS-Detektoren weisen deutlich höhere Empfindlichkeiten auf und können bessere Messergebnisse liefern.

Auch bei der Datenauswertung existieren noch eine Vielzahl an Algorithmen, die eine verbesserte Trennung von konzentrationsabhängigen Informationen und Störeinflüssen ermöglichen, was eine verbesserte Messgenauigkeit verspricht.

In einem weiteren Schritt soll dann ein solches Auswerteverfahren auf ein neues System mit optimalen Komponenten wie Detektor, Strahlungsquelle etc. entsprechend übertragen werden.

Mit den erreichten Messergebnissen ist ein vielversprechender Ansatz geschaffen worden, um die gesteckten Ziele zu erreichen.

## Danksagung

Diese Publikation ist ein Ergebnis der laufenden Arbeiten im vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) geförderten Projekt „OpLaSens“ (Förderkennzeichen: 03FH024PX4) in Kooperation mit der Firma Eschweiler, Kiel.

## Quellen

- [1] Mikkelsen ME, Miltiades AN, Gaieski DF, Goyal M, Fuchs BD, Shah CV, Bellamy SL, Christie JD, Serum Lactate is associated with Mortality in Severe Sepsis Independent of Organ Failure and Shock, *Annals of Emergency Medicine*, vol. 45, Issue 5, pp. 524-528, 2005
- [2] J. Deutsch, "Bestimmung der Laktatkonzentration in Plasma und Vollblut: Ein Methodenvergleich der enzymatischen und

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](mailto: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.

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](http://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](http://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](mailto:presse@fh-luebeck.de)

### SATZ UND LAYOUT

Thowo - Thorben Wolkowski  
E-mail: [info@thowo.de](mailto:info@thowo.de)  
[www.thowo.de](http://www.thowo.de)

### FOTOS

Autoren/-innen, Pressestelle

ISSN 1618 5528

AUFLAGE  
600 Exemplare