

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

WEARABLE ZUR LANGZEITBESTIMMUNG DER ARTERIELLEN GEFÄSSSTEIFIGKEIT

ROMA KUSCHE, STEFFEN KAUFMANN, ANKIT MALHOTRA, PAULA KLIMACH, MARTIN RYSCHKA

Einführung

Herz-Kreislauf-Erkrankungen stellen in den westlichen Industrienationen die häufigste Todesursache dar [1]. Ausgelöst werden die meisten dieser Krankheiten durch die Arteriosklerose. Bei der Arteriosklerose handelt es sich um die Verhärtung der Arterien des menschlichen Körpers, welche durch den Austausch elastischer Komponenten der Blutgefäße gegen weniger elastische Stoffe wie Kollagen entsteht [2]. Je weiter die Arteriosklerose fortgeschritten ist, desto steifer sind daher die Arterien. Als Risikofaktoren gelten insbesondere [2]:

- genetische Veranlagung
- Rauchen
- Bluthochdruck

Der Verlust der Elastizität der Arterien führt dazu, dass das schlagartige Pumpen des Herzens nur noch schlecht gedämpft wird. In den Blutgefäßen entstehen daher erhebliche Druckstöße, welche im gesunden Körper bereits in der Aorta deutlich reduziert würden. Um die Steifigkeit der Arterien, insbesondere der Aorta, bei einem Patienten bestimmen zu können, gibt es neben invasiven Messverfahren auch nicht-invasive, wie die in dieser Arbeit angewandte Pulswellenanalyse [1]. Ziel ist es dabei, aus der Ausbreitungsgeschwindigkeit oder Morphologie der Pulswelle im menschlichen Körper Rückschlüsse auf die Arteriensteifigkeit zu ziehen. Herkömmliche nicht-invasive Verfahren nutzen zur Aufzeichnung der Pulswelle Oberarmmanschetten, welche von der Blutdruckmessung bekannt sind. Ein Problem dieses Verfahrens ist, dass sowohl die Morphologie, als auch die Geschwindigkeit der Pulswelle in der Oberarmarterie stark von denen in der Aorta abweichen. Des Weiteren können mittels solcher Messverfahren keine unterbrechungsfreien Langzeitmessungen durchgeführt werden und der Patient ist durch die Messapparatur in seinen Bewegungen eingeschränkt.

Das in diesem Artikel beschriebene Messverfahren stellt den neuen Ansatz vor, die Pulswellengeschwindigkeit mittels Laufzeitmessung zwischen dem Herzen und dem Ohr zu ermitteln. Dazu wird die elektrische Aktivität des Herzens (Elektrokardiogramm) zur zeitlichen Bestimmung des Blutauswurfs des Herzens herangezogen. Die Ankunft der Pulswelle am Ohr wird mittels Detektion kleinster Druckänderungen im abgedichteten Gehörgang detektiert. Zur Erprobung dieses neuen Messverfahrens wird das Verfahren in Form einer tragbaren Elektronik technisch umgesetzt.

In den folgenden Abschnitten werden zunächst die Grundlagen, auf denen das Messverfahren beruht, beschrieben. Anschließend wird auf die Entwicklung des tragbaren Messsystems eingegangen und erste Messergebnisse werden diskutiert.

Methoden und Materialien

Die zur Beschreibung des neu entwickelten Messverfahrens benötigten Grundlagen werden in diesem Abschnitt zunächst eingeführt. Nachdem auf den Zusammenhang zwischen der arteriellen Gefäßsteifigkeit und der Pulswellengeschwindigkeit eingegangen wird, folgen kurze Beschreibungen der Elektrokardiographie und der In-Ohr-Druckmessung.

Pulswellenanalyse

Bei der Pulswellenanalyse handelt es sich um ein nicht-invasives, medizinisches Messverfahren, welches genutzt wird, um Rückschlüsse auf den Zustand des Herz-Kreislauf-Systems zu ziehen. Die analysierte Pulswelle entsteht durch das Pumpen des Herzens. Presst das Herz schlagartig sauerstoffreiches Blut in die Aorta, dehnt sich diese auf Grund des erhöhten Druckes aus. Sobald die Kontraktion des Herzens beendet ist und das hinaus gepumpte Blut durch das Arteriensystem vom Herzen weg geleitet wurde, nimmt die Aorta wieder ihre ursprüngliche Form an [3]. Eine grobe Näherung, die den Zusammenhang zwischen der Ausbreitungsgeschwindigkeit der so entstehenden Pulswelle und der Gefäßsteifigkeit aufzeigt, ist die Moens-Korteweg-Gleichung (1) [4]. Sie sagt aus, dass die Pulswellengeschwindigkeit PWV (engl. Pulse Wave Velocity) vom Elastizitätsmodul E der Arterien abhängig ist. Außerdem hängt sie von der Arterienwanddicke h , dem Gefäßradius r und der Dichte des Blutes ρ ab.

$$PWV \approx \sqrt{\frac{Eh}{2r\rho}} \quad (1)$$

Bei besonders steifen Arterien ist die Pulswellengeschwindigkeit daher hoch. Übliche Pulswellengeschwindigkeiten betragen bei gesunden Menschen $PWV_{\text{gesund}} \approx 6...10 \text{ m/s}$ [3]. Sind die Arterien sehr steif, so kann sie bei weit über 12 m/s liegen.

Elektrokardiographie (EKG)

Das Elektrokardiogramm spiegelt die elektrische Aktivität des Herzens wider. Aus ihm lässt sich der Zeitpunkt des Öffnens der Aortenklappe abschätzen, was den zeitlichen Beginn

der Pulswellenausbreitung im Arteriensystem definiert. Da zwischen elektrischer Anregung des Herzens und dem tatsächlichen Herauspumpen des Blutes in das Arteriensystem eine signifikante patienten- und zeitvariable Verzögerung PEP (Pre-Ejection Period) auftritt, entsteht jedoch eine nicht zu vernachlässigende Messunsicherheit.

In-Ohr Druckmessung

Im Rahmen mehrerer Vorarbeiten [5, 6] hat das Labor für Medizinische Elektronik (LME) der Fachhochschule Lübeck ein Verfahren vorgestellt, mit dem die ankommende Pulswelle via Druckmessung des abgedichteten Gehörgangs detektiert werden kann. Dazu wird eine herkömmliche Stethoskop-Ohrolive in Kombination mit einem Differenzdrucksensor gemäß Abbildung 1 im Ohr eingesetzt.

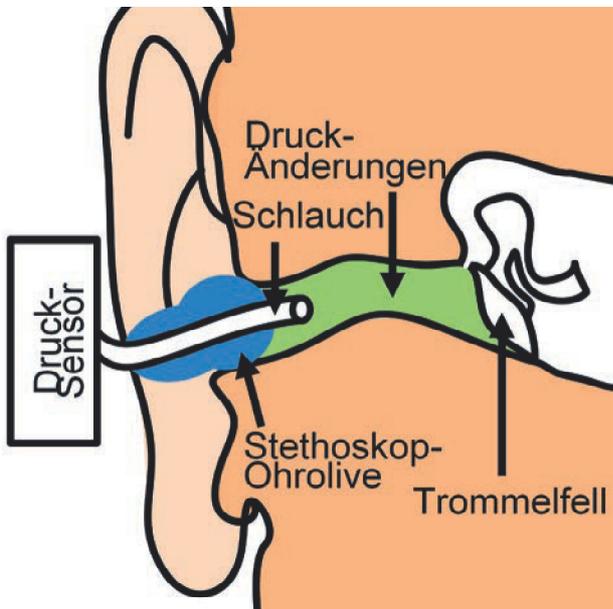


Abbildung 1. Detektion der Pulswelle mittels Druckmessung im Gehörgang

Der genaue Einkoppelmechanismus der Pulswelle in den Gehörgang ist einer der aktuellen Forschungsschwerpunkte des Labors und derzeit noch nicht eindeutig geklärt.

Entwickeltes Messverfahren

Das entwickelte Messverfahren zur Bestimmung der arteriellen Gefäßsteifigkeit beruht auf der Bestimmung der mittleren Pulswellengeschwindigkeit zwischen dem Herzen und dem Ohr. Es wird dazu die von der Pulswelle zurückgelegte Strecke Δx abgeschätzt und die Laufzeit, wie in Abbildung 2 (siehe nächste Seite) dargestellt, gemessen.

Die R-Zacke des EKG-Signals wird dabei zunächst als Startzeitpunkt der Pulswelle angenommen und der Fußpunkt der im Ohr detektierten Pulswelle (PW) als Ankunftszeit. Die so gemessene Gesamtdauer PAT (Pulse Arrival Time)

beinhaltet jedoch noch die unbekannte Verzögerung PEP, um die der tatsächliche Pumpvorgang des Herzens verzögert wird. Zur Bestimmung der für dieses Messverfahren eigentlich interessanten Differenz PTT (Pulse Transient Time) der beiden Zeiten werden zunächst Literaturwerte herangezogen.

$$PTT = PAT - PEP \quad (2)$$

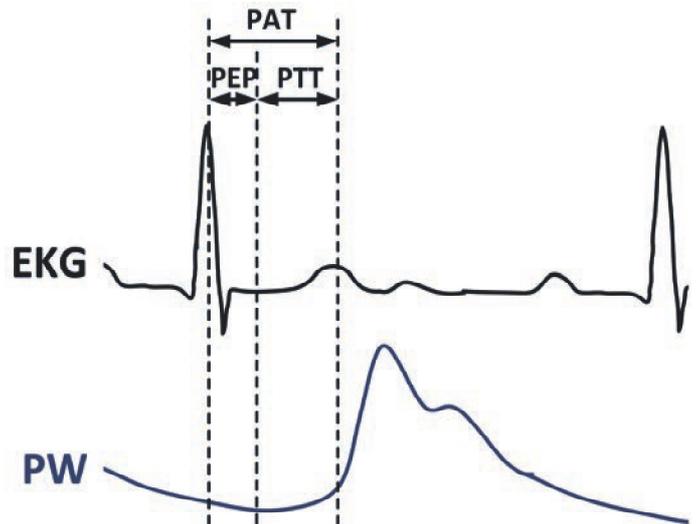


Abbildung 2. Bestimmung der Pulswellenlaufzeit aus einem EKG- und Pulswellensignal

Implementierung

In diesem Abschnitt wird die Entwicklung eines tragbaren Messsystems zur Realisierung des zuvor beschriebenen Messverfahrens beschrieben. Nachdem zunächst das Blockschaltbild der technischen Realisierung dargestellt wird, werden die Inhalte des Diagramms in eigenen Abschnitten erläutert.

Blockdiagramm

Abbildung 3 zeigt das Blockschaltbild des entwickelten tragbaren Messsystems. Das System enthält zusätzlich zu den für das neue Messverfahren nötigen EKG- und Druckmessmodulen

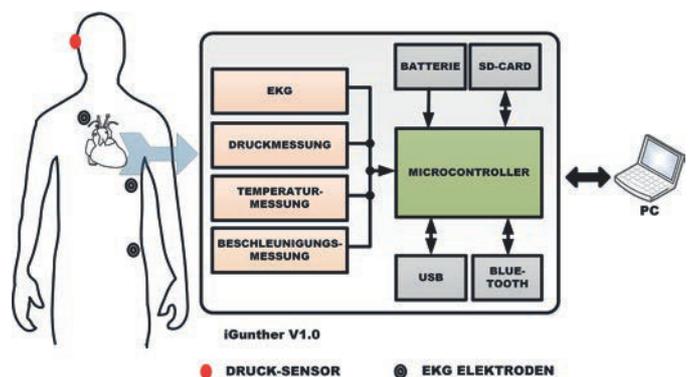


Abbildung 3. Blockdiagramm des entwickelten Messsystems

auch elektronische Komponenten zur Temperatur- und Beschleunigungsmessung. Dies ermöglicht die Aufzeichnung weiterer Patientendaten, auf die im Folgenden jedoch nicht weiter eingegangen wird.

Die vom Patienten aufgenommenen Daten werden zum Microcontroller weitergeleitet und je nach Anwendung mittels USB- oder Bluetooth-Schnittstelle an einen PC oder ein Smartphone gesendet.

EKG-Modul

Das EKG-Modul besteht aus einem Instrumentenverstärker (LT1789-1, Linear Technology) in Verbindung mit einer Driven Right Leg-Schaltung und einem Schildeiter. Das Signal wird anschließend bandpass-gel filtert ($f_{c1} = 0,15 \text{ Hz}$, $f_{c2} = 150 \text{ Hz}$) und vom internen Analog-Digital-Umsetzer (ADC) des Microcontrollers abgetastet ($Q = 12 \text{ Bit}$, $f_s = 1000 \text{ SPS}$).

Druckmessung

Zur Messung des Differenzdrucks zwischen abgedichtetem Gehörgang und der Umgebung wird der kalibrierte Drucksensor (HCE-M010DBE8P3, First Sensor AG) mit einem Messbereich von $\pm 1000 \text{ Pa}$ verwendet. Nach der sensor-internen AD-Wandlung mit einer Auflösung von 14 Bit wird das digitale Signal mittels Serial Peripheral Interface (SPI) zum Microcontroller gesendet.

Gehäuse und Spannungsversorgung

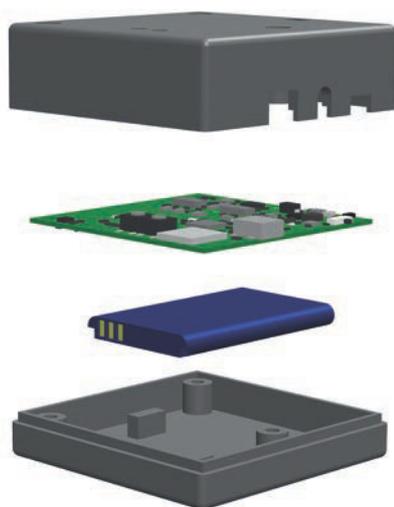


Abbildung 4. Explosionszeichnung des Messsystems inklusive Gehäuse und Lithium-Ionen-Akkumulator

Das Gehäuse des Messsystems wurde unter Verwendung von SolidWorks (Dassault Systèmes) entworfen und anschließend mittels 3D-Drucker (MakerBot Replicator 2X) aus ABS-Kunststoff erstellt. Das in Abbildung 4 dargestellte Gehäuse

hat die Maße $71,5 \times 71,5 \times 38 \text{ mm}^3$ und umschließt außer der Platine auch den Akkumulator.

Der verwendete Lithium-Ionen-Akkumulator hat eine Nennspannung von 3,7 V und eine Kapazität von 1,25 Ah. Je nach Anwendungsfall reicht diese Kapazität für einen Betrieb von bis zu 8 Stunden.

Microcontroller und Kommunikationsschnittstellen

Hauptaufgabe des Microcontrollers (ATxMega128A4U, Atmel) ist es, die Messergebnisse der einzelnen Module aufzuzeichnen und an einen PC oder ein mobiles Gerät zu senden. Soll keine Echtzeit-Auswertung der Messergebnisse vorgenommen werden, können die Daten auch zunächst auf einer systeminternen microSD-Karte gespeichert werden. Die Datenübertragung kann sowohl drahtgebunden mittels microcontroller-internem USB-Controller als auch drahtlos mit dem Bluetooth-Modul (RN42-I/RM, Roving Networks) durchgeführt werden. Dieses Modul ermöglicht Datenraten von bis zu 300 kbps.

Prototyp

Abbildung 5 zeigt ein Foto der entwickelten Platine. Die Maße sind ca. $60 \times 60 \text{ mm}^2$. Bestückt ist die Leiterplatte mit etwa 200 Bauteilen.

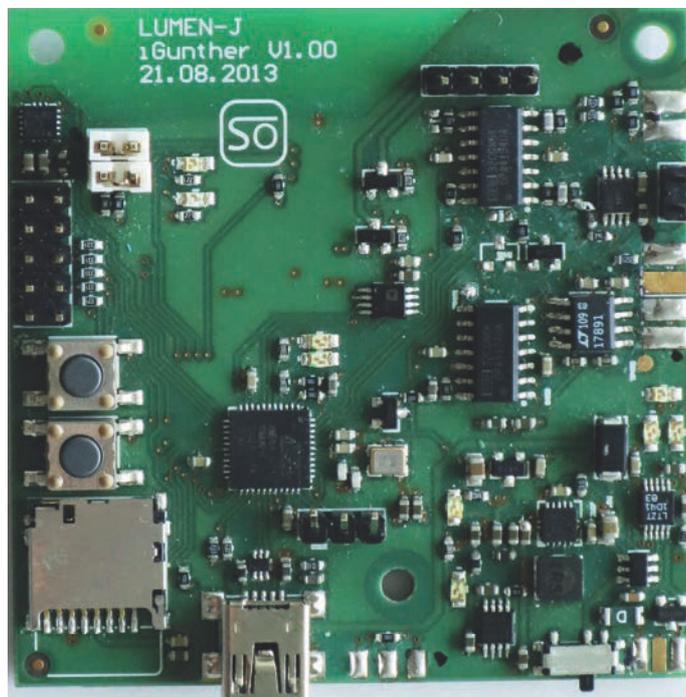


Abbildung 5. Foto der Platine des Messsystems

Softwareentwicklung

Die Softwareentwicklung gliedert sich in zwei Teile. Die Firmware des Microcontrollers wurde mittels der Entwicklungsumgebung

Atmel Studio in der Programmiersprache C geschrieben. Die Benutzerschnittstelle für den PC hingegen wurde mittels Microsoft Visual Studio in der Sprache C# programmiert. Mit dieser Schnittstellensoftware ist es möglich, die gemessenen Signale in Echtzeit anzuzeigen und zu speichern. Ein Screenshot der Benutzerschnittstelle ist in Abbildung 6 dargestellt.

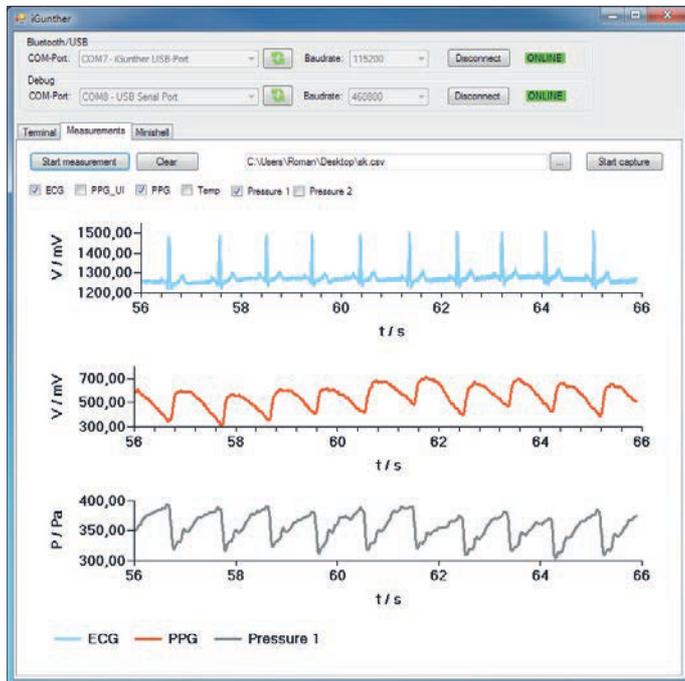


Abbildung 6. Screenshot der Benutzerschnittstelle

Die exportierten Messdaten können beispielsweise in The Mathworks Matlab oder Microsoft Excel weiterverarbeitet werden.

Ergebnisse

Es konnte mit dem Messsystem bei einem 29-jährigen männlichen Probanden mittels Druckmessung im linken Ohr eine mittlere PAT von ca. 135 ms ermittelt werden. Unter Verwendung der Gleichung (2) und der Annahme einer realistischen PEP von 70 ms kann eine PTT von 65 ms berechnet werden. Wird nun die von der Pulswelle zurückgelegte Strecke zwischen dem Herzen und dem Ohr als $\Delta x = 40$ cm angenommen, so ergibt sich eine mittlere Pulswellengeschwindigkeit von etwa 6,15 m/s, was im Vergleich mit Literaturwerten realistisch ist.

Zusammenfassung und Ausblick

Es wurde ein neues nicht-invasives Messverfahren zur Bestimmung der Pulswellengeschwindigkeit entwickelt. Dieses Verfahren beruht auf einer Laufzeitmessung der Pulswelle zwischen dem Herzen und dem Ohr. Mittels der entwickelten, portablen Hardware konnte gezeigt werden, dass das Verfahren sinnvolle Ergebnisse liefert. Die Problematik der unbekannt

Pre-Ejection-Period könnte zukünftig vermieden werden, wenn anstatt des Elektrokardiograms, die Herztöne als zeitliche Referenz genutzt werden.

Danksagung

Die Autoren bedanken sich bei F. Adam, G. Ardelt und K. Breßlein für die Unterstützung dieser Arbeit und bei den Firmen Linear Technology und Texas Instruments für die Überlassung kostenloser Muster während der Entwicklungsphase.

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.



Literatur

- [1] Baulmann, J.; Nürnberger, J.; Slany, J.; Schmieder, R.; Schmidt-Trucksäss, A.; Baumgart, D.; Cremerius, P.; Hess, O.; Mortensen, K.; Weber, T. Arterielle Gefäßsteifigkeit und Pulswellenanalyse - Positionspapier zu Grundlagen, Methodik, Beeinflussbarkeit und Ergebnisinterpretation. Deutsche Medizinische Wochenschrift 2010, 135, 4–14.
- [2] Robenek, H. Arteriosklerose und Bluthochdruck, Neue Erkenntnisse aus der ganzheitlichen Medizin, 5. Auflage; Leibniz-Institut für Arterioskleroseforschung, Universität Münster, 2011.
- [3] Kramme, R. Medizintechnik: Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung, 4. Auflage; Springer, 2011.
- [4] Wallis, W. H. Bestimmung der Pulswellengeschwindigkeit der Aorta mithilfe der flusssensitiven 4D Magnetresonanztomographie, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, Dissertation, 2011.
- [5] Kaufmann, S.; Ardelt, G.; Malhotra, A.; Ryschka, M. In-ear pulse wave measurements: A pilot study. Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik. 2013.
- [6] Kusche, R.; Malhotra, A.; Ryschka, M.; Kaufmann, S. A Portable In-Ear Pulse Wave Measurement System. Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik. 2014

Autoren**Roman Kusche**

Fachhochschule Lübeck

Labor für Medizinische Elektronik (LME)

(korrespondierender Autor)

Universität zu Lübeck

Graduate School for Computing in Medicine and Life Sciences

Mönkhofer Weg 239

23562 Lübeck

E-Mail: roman.kusche@fh-luebeck.de

Dr. Steffen Kaufmann

Fachhochschule Lübeck

Labor für Medizinische Elektronik (LME)

Ankit Malhotra

Fachhochschule Lübeck

Labor für Medizinische Elektronik (LME)

Universität zu Lübeck

Institut für Medizintechnik

Paula Klimach

Fachhochschule Lübeck

Labor für Medizinische Elektronik (LME)

Universität zu Lübeck

Graduate School for Computing in Medicine and Life Sciences

Prof. Dr. rer. nat Martin Ryschka

Fachhochschule Lübeck

Labor für Medizinische Elektronik (LME).

OPTISCHE MESSUNG VON HÄMOGLOBINDERIVATEN IN NICHT-HÄMOLYSIERTEM HUMANEM VOLLBLUT

BENJAMIN REDMER, BODO NESTLER

Einführung

Die Blutgasanalyse ist ein bedeutender Teil der klinischen Diagnostik. Zusätzlich zu den typischen Parametern pH, pO₂, pCO₂, K⁺, Ca²⁺, Cl⁻ oder Na⁺ können mit einer Oximetrie-Einheit ausgestattete Geräte auch eine Analyse des Hämoglobin-Status des Patienten durchführen. Der Protein-Komplex Hämoglobin ist in den roten Blutkörperchen in hoher Konzentration vorhanden und für die rote Farbe des Blutes verantwortlich. Er ist in der Lage, Sauerstoff zu binden und diesen wieder an die Zellen abzugeben. Neben den physiologisch vorkommenden Varianten wie desoxygeniertem (Hb) und oxygeniertem (O₂Hb) Hämoglobin können aufgrund von genetischen Defekten, Arzneimitteln oder Krankheiten auch pathologische Formen auftreten. Diese als Methämoglobin (MetHb), Carboxyhämoglobin (COHb) oder Sulfhämoglobin (SHb) bezeichneten Varianten können ihre ursprüngliche Aufgabe, den Transport von lebenswichtigem Sauerstoff, nicht mehr erfüllen.

Bei der optischen Konzentrationsbestimmung klinisch relevanter Hämoglobin-Derivate sind Streuprozesse an den roten Blutkörperchen eine große messtechnische Einschränkung, da sie die zugrundeliegenden Transmissionsmessungen überlagern. Deshalb erfolgt die Messung bei auf dem Markt befindlichen Geräten bisher nur in hämolysiertem Blut. Als Hämolyse wird die Zerstörung der roten Blutkörperchen vor der Analyse mittels Ultraschall, Druck oder chemischer Substanzen bezeichnet. Das in ihnen enthaltene Hämoglobin verteilt sich anschließend gleichmäßig in der gesamten Probe.

Diese Methode weist jedoch einige Nachteile auf. Sie macht eine Aufbereitung der Probe vor der Analyse erforderlich. Die Hämolyse muss auf ihre Vollständigkeit hin überwacht werden und führt zu einer irreversiblen Veränderung der Probe, was für nachfolgende Analysen ein Ausschlusskriterium darstellt. Ein Wegfall der Hämolyse würde neben einer Vereinfachung des Analyseprozesses auch das notwendige Probenvolumen reduzieren, wodurch sich weitere Vorteile für die Notfallmedizin und die Neonatologie ergeben.

Aus diesem Grund soll im Projekt „Hämoxytmetrie in Vollblut“ ein Konzept entwickelt werden, mit dem die Konzentrationen der wichtigsten Hämoglobin-Derivate auch ohne Hämolyse zuverlässig in Vollblut bestimmt werden können. Dieser Artikel stellt zunächst die notwendigen Grundlagen vor und geht anschließend auf den verwendeten experimentellen Aufbau sowie einen Ansatz für die Modellierung der optischen Konzentrationsbestimmung ein.

Grundlagen

Als Grundlage der optischen Konzentrationsbestimmung mittels Absorptionsspektroskopie dient die stoffspezifische Abschwächung bestimmter Wellenlängen. Der Extinktionskoeffizient gibt dabei das Ausmaß der Abschwächung beim Durchdringen des jeweiligen Mediums an. Für die bedeutendsten Hämoglobin-Varianten sind die Extinktionskoeffizienten ϵ in Abbildung 1 dargestellt.

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