

# Spektrometrische Untersuchungen für die kamerabasierte Photoplethysmographie

Philipp Woller<sup>1</sup>, Alexander Trumpp<sup>1</sup>, Hagen Malberg und Sebastian Zaunseder<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut für biomedizinische Technik, TU Dresden, Dresden, Deutschland  
Kontakt: sebastian.zaunseder@tu-dresden.de

## Einleitung

Mittels Kameras ist es möglich, Vitalparameter wie die Herzrate kontaktlos zu erfassen (kamerabasierte Photoplethysmographie, cbPPG) [1,2]. In den letzten Jahren war das Verfahren Gegenstand zahlreicher Veröffentlichungen. Der Fokus der überwiegenden Anzahl dieser Veröffentlichungen liegt auf Entwicklungen im Bereich der Bild- und Signalverarbeitung und verfolgt das Ziel, die Herzrate robust zu erfassen. Als Grundlage dienen in der Regel RGB Aufnahmen bzw. wird aufgrund der Einschätzung als im Mittel bester Kanal ausschließlich der Grünkanal verwendet.

Vergleichsweise wenige Arbeiten beschäftigten sich mit den Grundlagen der cbPPG. Gerade vor dem Hintergrund, dass die Herkunft des Messsignals nicht eindeutig geklärt ist [3], sind detailliertere Betrachtungen bezüglich der Einflussgrößen und hardwareseitige Optimierungsmöglichkeiten für die cbPPG aber von großem Interesse. Die genutzte(n) Wellenlänge(n) gehören zu den entscheidenden Faktoren der cbPPG [4]. Die Arbeit des IBMT zielt daher u.a. auf eine Charakterisierung der cbPPG in Abhängigkeit der Wellenlänge ab. Gegenstand der Untersuchungen sind die Fragen, inwieweit variierende Wellenlängen bei kontaktlosen kamerabasierten Messungen unter verschiedenen Messbedingungen spezifische Informationen liefern und wie dies mit der Herkunft des Messsignals interagiert.

In diesem Beitrag wird ein zur Beantwortung dieser Fragen umgesetzter spektrometrischer Messaufbau beschrieben und eine erste Untersuchung unter Verwendung des Aufbaus vorgestellt.

## Methoden und Materialien

### Allgemeiner Messaufbau

Im Messaufbau kommt das Spektrometer USB2000+ der Firma Ocean Optics mit Zubehör zum Einsatz. Das Spektrometer wird im Reflexionsmodus betrieben. Mithilfe einer Lichtquelle (HL-2000-FHSA) wird über ein Glasfaserkabel und einen Messkopf (QR400-7-VISBX) das Messobjekt beleuchtet und die reflektierte Strahlung erfasst. Vor Beginn einer Messung wird ein Referenzspektrum aufgenommen, um die Wellenlängenabhängigkeit der Lichtquelle auszugleichen und die Reflexion bei verschiedenen Wellenlängen vergleichbar zu machen. Die Ansteuerung des Spektrometers erfolgt aus Matlab<sup>®</sup> über den durch Ocean Optics verfügbaren OmniDriver. Für Referenzmessungen kommt der Verstärker PowerLab 16/35 mit dem Plethysmographen MLT1020FC (ADInstruments) zum Einsatz.

### Versuchsinhalte und Ablauf

Die vorgestellte Untersuchung leistet einen Beitrag zur Charakterisierung der Wellenlängenabhängigkeit kamerabasierter Messungen bei variierenden Messbedingungen. Für die Messung wurde aufgrund der guten Zugänglichkeit der Finger ausgewählt und drei Fingerpositionen (Messbedingungen) verglichen (siehe Abb. 1). Der Versuch bestand je Messbedingung aus einer Messung von 20 s während der mit einer Abtastrate von 100 Hz Spektren in einem Bereich von 340 nm - 1020 nm bei einer Auflösung von 0.33 nm erfasst wurden. Synchron wurde ein Referenz-PPG erfasst.

### Probandenkollektiv

An der Studie nahmen 14 Probanden teil (20 - 35 Jahre, 13 männlich). Alle Probanden wurden über Inhalte und Ablauf des Versuches informiert und gaben eine schriftliche Einverständniserklärungen zur Teilnahme ab.

### Bewertung

Die Bewertung der Messbedingungen erfolgte anhand des Signal-to-Noise Ratio (SNR) gemäß [5]. Das SNR bewertet die Anteile um die reale Herzrate und deren erster Harmonischen gegenüber dem restlichen Amplitudenspektrum im Bereich von  $\lambda_1 = 30$  bpm bis  $\lambda_2 = 200$  bpm. Es gilt

$$SNR = 10 \log_{10} \left( \frac{\sum_{k=\lambda_1}^{\lambda_2} \Pi(k) |X(k)|^2}{\sum_{k=\lambda_1}^{\lambda_2} (1 - \Pi(k)) |X(k)|^2} \right) \quad (1)$$

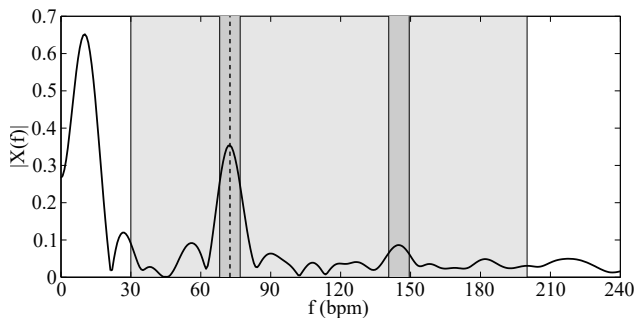
mit dem Amplitudenspektrum  $|X(f)|$  und  $\Pi$  als

$$\Pi(k) = \begin{cases} 1, & \text{if } |f_{hr} - \Delta f \cdot k| \leq 5 \text{ bpm} \\ 1, & \text{if } |f_{hr1} - \Delta f \cdot k| \leq 5 \text{ bpm} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2)$$

Abb. 2 illustriert das Vorgehen. Die 20 s Messung pro Messbedingung wurden jeweils in drei Fenstern der Länge 10 s (d.h. Überlappung 5 s) analysiert. Pro Proband und Messbedingung wurde daraus ein mittleres SNR bestimmt.



**Abb. 1:** Darstellung der drei Messbedingungen A,B und C. Zwischen Messkopf und Finger besteht jeweils kein Kontakt. Bei A und B wird der Finger auf die Öffnung im Probenhalter aufgelegt.



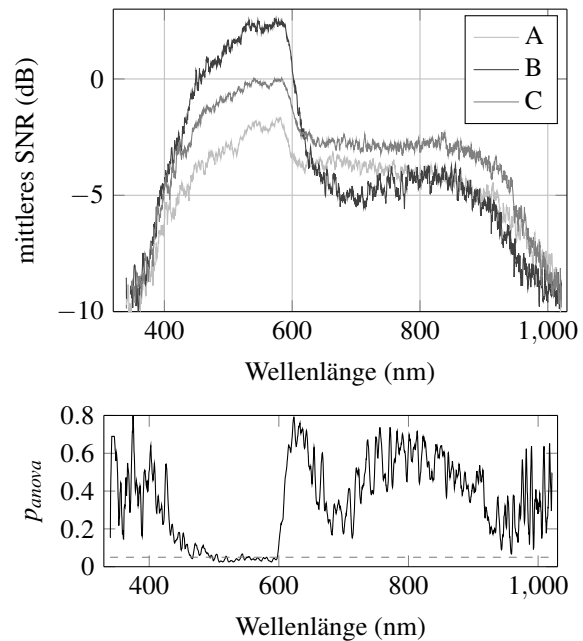
**Abb. 2:** Amplitudenspektrum  $|X(f)|$  eines Signalsegments. Ausgehend von einer Referenzherzrate (gestrichelte Linie) werden Nutzanteil (dunkelgrau) und Rauschanteil (hellgrau) des Spektrums ins Verhältnis gesetzt.

## Ergebnisse und Diskussion

Abb. 3 zeigt das über alle Probanden gemittelte SNR in Abhängigkeit der Wellenlänge für alle Messbedingungen zusammen mit dem p-Wert der für jede betrachtete Wellenlänge durchgeführten ANOVA mit Messwiederholung. Wie zu erwarten war ergeben sich für alle Messbedingungen im Bereich von ca. 450 nm - 600 nm höhere Signalqualitäten als in den umgebenden Wellenlängenbereichen [6]. Diese lassen sich aus den Absorptionseigenschaften des Hämoglobins begründen. Zwischen den Messbedingungen bestehen dabei deutliche Unterschiede, die im Bereich zwischen 500 nm - 600 nm signifikant sind. Im Vergleich zwischen den Messbedingungen A zu B und A zu C sind abweichende Beschaffenheiten der Messort mögliche Ursachen. Die zwar geringer ausgeprägten aber dennoch deutlich vorhandenen Unterschiede zwischen B und C lassen sich aufgrund vergleichbarer Messorte auf die Art des Aufsetzens zurückführen. So ist davon auszugehen, dass je nach Anordnung minimale Probandenbewegungen unterschiedlich stark auftreten und entsprechend das SNR beeinträchtigen. Bemerkenswert sind die qualitativen Unterschiede in den Verläufen des SNR. Es zeigt sich eine wellenlängenabhängige Eignung der Messbedingungen. Eine Erklärung dafür ist, dass die je nach Messbedingung unterschiedlich stark auftretenden Störquellen unterschiedlich gut kompensiert werden können und/oder je nach Messbedingung verschiedene physiologische Mechanismen für die Herkunft des Messsignals verantwortlich sind.

## Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse können als Indiz der unterschiedlichen Herkunft des Messsignals und einer wellenlängenabhängigen Robustheit gegenüber Störquellen gewertet werden. Bei der Untersuchung handelt es sich aber lediglich um den ersten Schritt hinsichtlich einer genauen Charakterisierung, die mit Hilfe des vorhandenen Messaufbaus Ziel zukünftiger Arbeiten ist.



**Abb. 3:** Oben: SNR in Abhängigkeit der Wellenlänge für die Messbedingungen A, B und C (Mittelwert über alle Probanden pro Wellenlänge). Unten: Ergebnisse (p-Werte) der ANOVA mit Messwiederholung in Abhängigkeit der Wellenlänge.

## Literatur

- [1] HUELSBUSCH, M ; BLAZEK, V: Contactless mapping of rhythmical phenomena in tissue perfusion using PPGI. In: *Proceedings of SPIE* Bd. 4683, 2002, S. 110
- [2] POH, Ming-Zher ; MCDUFF, Daniel J. ; PICARD, Rosalind W.: Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. In: *Optics express* 18 (2010), may, Nr. 10, S. 10762–74
- [3] KAMSHILIN, Alexei a. ; NIPPOLAINEN, Ervin ; SIDOROV, Igor S. ; VASILEV, Petr V. ; EROFEEV, Nikolai P. ; PODOLIAN, Natalia P. ; ROMASHKO, Roman V.: A new look at the essence of the imaging photoplethysmography. In: *Scientific reports* 5 (2015), S. 10494
- [4] MCDUFF, Daniel ; GONTAREK, Sarah ; PICARD, Rosalind W.: Improvements in Remote Cardio-Pulmonary Measurement Using a Five Band Digital Camera. In: *IEEE transactions on bio-medical engineering* 9294 (2014), oct, Nr. c, S. 1–8. – ISSN 1558–2531
- [5] HAAN, Gerard de ; JEANNE, Vincent: Robust pulse rate from chrominance-based rPPG. In: *IEEE transactions on bio-medical engineering* 60 (2013), oct, Nr. 10, S. 2878–86
- [6] CORRAL MARTINEZ, Luis F. ; PAEZ, Gonzalo ; STROJNIK, Marija: Optimal wavelength selection for noncontact reflection photoplethysmography. In: RODRÍGUEZ-VERA, Ramón (Hrsg.) ; DÍAZ-URIBE, Rufino (Hrsg.): *22nd Congress of the International Commission for Optics: Light for the Development of the World* Bd. 8011, 2011, 801191–801191–7