

# Optimierung der kamerabasierten Photoplethysmographie für die kontaktlose Messung kardiovaskulärer Parameter

H. Ernst, H. Malberg, M. Schmidt

**Kurzfassung**—Die kontaktlose Herzratenmessung mit Kameras lässt sich durch die Kombination der Farbkanäle (rot, grün, blau) optimieren. Bisherige Verfahren sind aufgrund algorithmischer Unterschiede nur indirekt vergleichbar, weshalb systematische Rastersuchen vorgeschlagen wurden (Metrik: Genauigkeit *ACC*). Zur Validierung der Methode untersuchte diese Arbeit weitere Metriken (mittlerer absoluter Fehler, Pearson Korrelation, Signal-Rausch-Verhältnis) und Optimierungsverfahren anhand von 45 796 Aufnahmen. Die Rastersuche (82 177 Stützpunkte) ergab ähnliche globale Optima für alle Metriken (*ACC*: 96,6 %). Surrogatbasierte Optimierung konvergierte nach Evaluierung von ca. 60 Stützpunkten mit vergleichbaren Ergebnissen. Die Erkenntnisse helfen, algorithmische Entwurfsentscheidungen zielgerichtet zu treffen und empirisch zu validieren.

**Schlagerworte**—Herzrate, iPPG, Kanalkombination, Optimierung

## I. EINLEITUNG

Kamerabasierte Photoplethysmographie ist eine optische Technik zur kontaktlosen Erfassung kardiovaskulärer Vitalparameter [1]. Häufig kommen dabei RGB-Kameras zum Einsatz, die einen roten, einen grünen und einen blauen Kanal aufnehmen [2]. In der Literatur existieren zahlreiche Methoden zur Kombination dieser Kanäle (z. B. blind source separation, CHROM, POS) [1]. Diese Verfahren nutzen unterschiedliche Kanalkombinationen und lassen sich aufgrund algorithmischer Unterschiede (z. B. Fensterung, Normierung, Parametertuning) nur indirekt miteinander vergleichen. Zur direkten systematischen Analyse der Kanalkombinationen wurde eine datengetriebene Rastersuche anhand der Genauigkeit der Herzratenmessung vorgeschlagen [3]. Diese Arbeit validiert und vertieft die vorgeschlagene Methodik, indem die Konsistenz über verschiedene Metriken untersucht und der Nutzen effizienterer Optimierungsverfahren aufgezeigt wird.

## II. METHODEN

Zur Generierung des photoplethysmographischen Signals  $S$  lassen sich die Kanäle rot, grün und blau ( $R$ ,  $G$  und  $B$ ) eines RGB-Videos gemäß der Linearkombination:

$$S = c_r R + c_g G + c_b B$$

mit den Wichtungskoeffizienten  $c_r$ ,  $c_g$ ,  $c_b$  kombinieren. Die Wichtungskoeffizienten liegen auf der Oberfläche der Einheitshalbkugel im RGB-Farbraum. Bei der Rastersuche wird jeder Punkt auf der Halbkugeloberfläche anhand einer Metrik evaluiert (z. B. Genauigkeit der Herzratenmessung). [3]

H. Ernst, H. Malberg, M. Schmidt: Institut für Biomedizinische Technik, Fakultät Elektrotechnik und Informationstechnik, TU Dresden, Deutschland, E-Mail: hannes.ernst@tu-dresden.de.

Eine solche Rastersuche wurde anhand eines Datensatzes (54 gesunde Probanden, davon 22 weiblich,  $25,8 \pm 4,9$  Jahre) mit 45 796 Aufnahmen von 10 s Länge aufgesetzt. Die Halbkugeloberfläche wurde als regelmäßiges Ikosaeder mit 82 177 Punkten diskretisiert. Das Photoplethysmogramm des linken Ohrläppchens (1000 Hz, MLT1020EC, ADInstruments Ltd., Dunedin, Neuseeland) diente als Referenz für die kamerabasierten Messungen (100.49 Hz, 320x640 Pixel, 12 bit RGB, UI-3060CP-C-HQ R2, IDS GmbH, Obersulm, Deutschland). Details zum Studienprotokoll finden sich in [4]. Mithilfe des Level-Set-Algorithmus [5] wurden geeignete Hautbereiche in den Videos ermittelt und die Kanäle  $R$ ,  $G$  und  $B$  durch Mittelwertbildung abgeleitet. Photoplethysmogramme von Kamera und Referenz durchliefen eine Kaskade von Butterworth Hoch- und Tiefpassfiltern 5. Ordnung mit den Grenzfrequenzen 0,5 Hz und 5 Hz (Null-Phasen-Filterung). Kameraherzrate und Referenzherzrate ergaben sich aus dem höchsten Peak der jeweiligen Amplitudenspektren. Neben der Genauigkeit der kamerabasierten Herzratenmessung *ACC* gemäß DIN EN 60601-2-27 dienten der mittlere absolute Fehler *MAE* zwischen den Herzraten, der Pearson Korrelationskoeffizient  $\rho$  der Herzraten und der Median des Signal-Rausch-Verhältnisses *SNR* des kamerabasierten Photoplethysmogramms (Definition siehe [6]) als Metriken.

Da das Optimierungsproblem monotone Verläufe für *ACC* hin zu einer optimalen Region aufweist [3], kann die Farbkanalkombination effizient mithilfe nicht erschöpfender Optimierungsverfahren ermittelt werden, ohne das gesamte Raster evaluieren zu müssen. Zur Definition lassen sich dabei sphärische Koordinaten nutzen, sodass die zwei Parameter Azimutwinkel  $\varphi$  und Polarwinkel  $\theta$  zu optimieren sind ( $\varphi \in \mathbb{R}: 0 \leq \varphi < 2\pi$ ,  $\theta \in \mathbb{R}: 0 \leq \theta < \pi/2$ ). Die Wichtungskoeffizienten ergeben sich aus der Transformation der sphärischen Koordinaten in kartesische Koordinaten.

Die Optimierung von  $\varphi$  und  $\theta$  erfolgte mit dem *Surrogate Optimization Algorithm* [7], der sich besonders für zeitaufwendige Metriken eignet (Evaluation aller Aufnahmen). Für jede der vier Metriken *ACC*, *MAE*,  $\rho$  und *SNR* erfolgten 1000 Optimierungsläufe mit 100 Zyklen und zufälliger Initialisierung der Startpunkte.

## III. ERGEBNISSE

Abb. 1 zeigt die Ergebnisse der Rastersuchen für die vier Metriken. Tabelle 1 fasst sie quantitativ zusammen.

Abb. 2 stellt die Entwicklung der Metriken während der Optimierungsläufe dar. Die Optimierung konvergiert für alle Metriken nach etwa 50 Zyklen (0,06 % der Rastersuche).

TABELLE I

OPTIMA DER RASTERSUCHEN FÜR VERSCHIEDENE METRIKEN UND WERT DER METRIKEN FÜR DIE OPTIMALEN KOMBINATIONSKOEFFIZIENTEN NACH ACC.

Metrik	Metrik-Optimum	ACC-Optimum
ACC	0,966	0,966
MAE	2,14 bpm	2,14 bpm
$\rho$	0,960	0,959
SNR	4,46 dB	4,37 dB

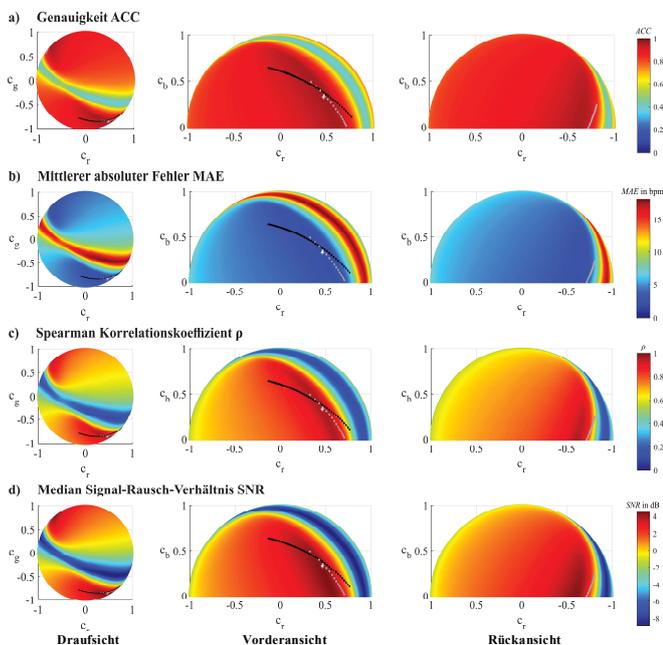


Abb. 1. Ergebnisse der Rastersuchen für die vier Evaluationsmetriken. Das Optimum für ACC ist in allen Rasterstrukturen weiß markiert. Farbkanalkombinationen, die in weit verbreiteten Algorithmen vorkommen, sind zur Referenz grau (POS) und schwarz (CHROM) markiert.

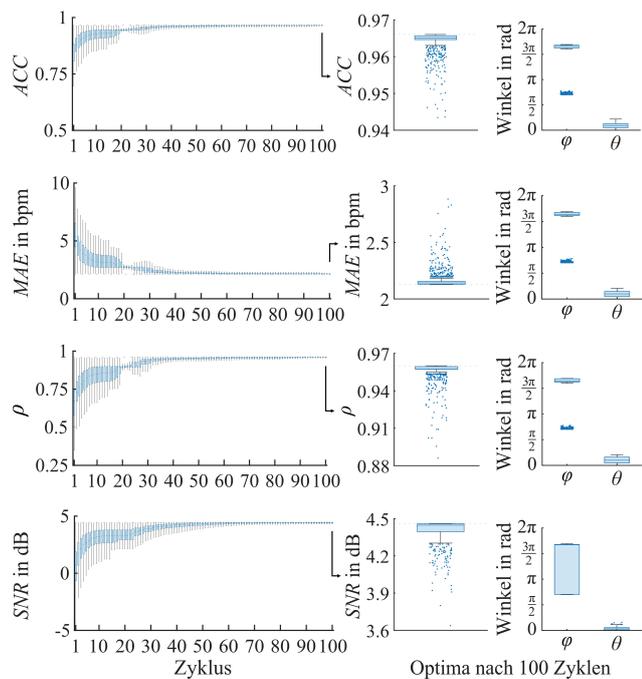


Abb. 2. Entwicklung der Optimierungsläufe (surrogatbasierte Optimierung, pro Boxplot 1000 Werte) für die vier Metriken und Optimierungsergebnisse.

#### IV. DISKUSSION

Alle vier Metriken weisen den monotonen Verlauf hin zu einer ähnlich gelagerten, global optimalen Region auf (siehe Abb. 1). Die Ableitung der optimalen Farbkanalkombination aus ACC erscheint plausibel, da alle anderen Metriken für die zugehörigen Wichtungskoeffizienten nahe ihres Optimums liegen (siehe Tabelle 1) und diese Metrik klinische Relevanz innehat. Die Genauigkeit von 96,6 % zeugt von einer sicheren Messung der Herzrate nach klinischen Standards. Die hohe Korrelation bestätigt eine exakte Übereinstimmung der kontaktlosen Messung mit der Referenz.

Die in der surrogatbasierten Optimierung ermittelten sphärischen Koordinaten spannen zum Teil weite Bereiche für verschiedene Initialisierungen (siehe Abb. 2). Das resultiert aus der Tatsache, dass sich die Optima der Metriken nicht auf einen speziellen Punkt fokussieren, sondern sich über gewisse Bereiche der Halbkugeloberfläche erstrecken (siehe Abb. 1), innerhalb derer der Gradient der Metrik stark abflacht. Am stärksten wirkt sich dieser Effekt auf SNR aus (siehe Abb. 2).

#### V. FAZIT

Es wurde erstmalig gezeigt, dass ACC, MAE,  $\rho$  und SNR ähnliche Eigenschaften für die Kombinationskoeffizienten im RGB-Farbraum aufweisen. Diese Erkenntnis validiert die Methodik der systematischen Rastersuche und ermöglicht die Anwendung effizienter Optimierungsverfahren, wie am Beispiel der surrogatbasierten Optimierung gezeigt. Beide Ansätze eignen sich zur Bestimmung geeigneter Kombinationskoeffizienten. Die systematische Rastersuche bietet den Vorteil, die Ergebnisse global einordnen zu können, während die surrogatbasierte Optimierung effizienter ist. Die Methoden lassen sich auf andere Vitalparameter übertragen und ermöglichen informierte Entwurfsentscheidungen.

Künftige Schritte umfassen die Integration weiterer Spektralbereiche (z. B. Nahinfrarot) sowie die Untersuchung von Normalisierung, um die Vergleichbarkeit verschiedener Setups (z. B. unterschiedliche Beleuchtung) zu steigern.

#### LITERATURVERZEICHNIS

- [1] S. Zaunseder, A. Trumpp, D. Wedekind, und H. Malberg, „Cardiovascular assessment by imaging photoplethysmography - a review“, *Biomed. Eng. / Biomed. Tech.*, Bd. 63, Nr. 5, S. 617–634, 2018.
- [2] C. H. Antink, S. Lyra, M. Paul, X. Yu, und S. Leonhardt, „A Broader Look: Camera-Based Vital Sign Estimation across the Spectrum“, *Yearb. Med. Inform.*, Bd. 28, Nr. 01, S. 102–114, 2019.
- [3] H. Ernst, M. Scherpf, H. Malberg, und M. Schmidt, „Optimal color channel combination across skin tones for remote heart rate measurement in camera-based photoplethysmography“, *Biomed. Signal Process. Control*, Bd. 68, S. 102644, 2021.
- [4] H. Ernst, M. Scherpf, H. Malberg, und M. Schmidt, „Pulse Arrival Time - A Sensitive Vital Parameter for the Detection of Mental Stress“, in *Curr. Dir. Biomed. Eng.*, Bd. 7, Nr. 2, S. 419–422, 2021.
- [5] A. Trumpp u. a., „Skin Detection and Tracking for Camera-Based Photoplethysmography Using a Bayesian Classifier and Level Set Segmentation“, in *Bildverarbeitung für die Medizin 2017*, Berlin, Heidelberg: Springer Vieweg, S. 43–48, 2017.
- [6] S. Rasche u. a., „Camera-based photoplethysmography in critical care patients“, *Clin. Hemorheol. Microcirc.*, Bd. 64, Nr. 1, S. 77–90, 2016.
- [7] „Surrogate Optimization Algorithm“. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.mathworks.com/help/gads/surrogate-optimization-algorithm.html>. [Zugegriffen: 01-März-2022].