

## Kamerabasierte Erfassung kardiorespiratorischer Signale

**Georg Lempe, Sebastian Zaunseder, Tom Wirthgen, Stephan Zipser, Hagen Malberg**

### Angaben zur Veröffentlichung / Publication details:

Lempe, Georg, Sebastian Zaunseder, Tom Wirthgen, Stephan Zipser, and Hagen Malberg. 2013. "Kamerabasierte Erfassung kardiorespiratorischer Signale." *tm - Technisches Messen* 80 (5): 179–84. <https://doi.org/10.1524/teme.2013.0029>.

### Nutzungsbedingungen / Terms of use:

licgercopyright





# Kamerabasierte Erfassung kardiorespiratorischer Signale

Camera Based Measurement of Cardiorespiratory Signals

Georg Lempe\*, Sebastian Zaunseder, IBMT, Dresden,  
Tom Wirthgen, Stephan Zipser, IVI, Dresden,  
Hagen Malberg, IBMT, Dresden

\* Korrespondenzautor: georg.lemppe@tu-dresden.de

**Zusammenfassung** In diesem Artikel wird ein Messstand vorgestellt, der es ermöglicht, kamerabasierte Verfahren zur Erfassung kardiorespiratorischer Biosignale zu charakterisieren und weiterzuentwickeln. Zur Untersuchung der Möglichkeiten dieser Verfahren wurde der Messstand so entwickelt, dass konventionelle Biosignale zeitlich synchron mit den Daten verschiedener Kameras aufgenommen werden können. Zusätzlich zur technischen Realisierung des Messstandes werden die Ergebnisse zweier Pilotstudien zur kamerabasierten Erfassung der mittleren Atemfrequenz und der mittleren Herzrate präsentiert.

**Summary** In this article we present a measurement setup, that allows for the characterisation and development of methods for the camera based acquisition of cardiorespiratory biosignals. In order to investigate the possibilities of these methods, the measurement setup was developed in a way that enables the synchronous recording of conventional biosignals and data of different cameras. Additionally the results of two studies regarding to the remote measurement of mean respiratory rate and mean heart rate are presented.

**Schlagwörter** Bildverarbeitung, Überwachung, Biosignalverarbeitung, biosignal processing

**Keywords** Image processing, monitoring,

## 1 Einleitung

In der medizinischen Diagnostik sind verschiedene bildgebende Verfahren etabliert, die Strukturen hinsichtlich der Anatomie oder funktioneller Aspekte abbilden. Bildgebende Verfahren können aber auch genutzt werden, um aus dem Bildmaterial Biosignale abzuleiten, die zum automatisierten Monitoring eines Patienten verwendet werden können. Gegenüber klassischen Verfahren zur Biosignalerfassung besitzen kamerabasierte Verfahren den Vorteil, kontaktfrei und damit für den Patienten vollkommen rückwirkungsfrei zu arbeiten.

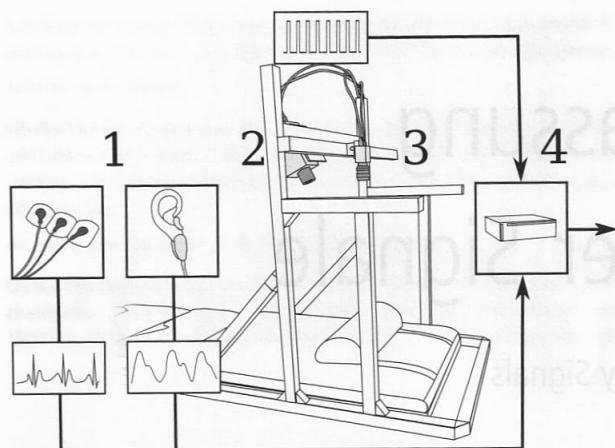
Die Verbreitung kostengünstiger Bildsensoren und mobiler Rechentechnik bietet den kamerabasierten Verfahren einen günstigen Ausgangspunkt, um biomedizinische Signalerfassung auch außerhalb des klinischen Umfeldes durchzuführen. Anwendungsgebiete finden

sich beispielsweise im Ambient Assisted Living oder in Fahrerassistenzsystemen.

Die kamerabasierte Biosignalerfassung ist klinisch allerdings noch nicht hinreichend evaluiert. In diesem Artikel wird ein Messstand des Institutes für Biomedizinische Technik vorgestellt, der es erlaubt, die innovativen Möglichkeiten der kamerabasierten Biosignalerfassung gegenüber klinischer Referenzsensorik zu evaluieren. Neben der technischen Umsetzung werden die Möglichkeiten anhand zweier bereits durchgeföhrter Pilotstudien aufgezeigt und diskutiert.

## 2 Messstand

Ziel des IBMT ist die Entwicklung von Verfahren zur kamerabasierten Erfassung von kardiorespiratorischen Biosignalen und die allgemeine Quantifizierung der me-



**Bild 1** Messstand und Schema des Synchronisationsverfahrens. 1 Referenzsensorik, 2 Pyroview IR Kamera, 3 uEye RGB Kamera, 4 Messwertaufnehmer.

dizinischen Anwendbarkeit von Kameratechnik. Dazu wurde ein Messstand entwickelt, mit dem zeitlich hochauflösende Videoaufnahmen synchron mit konventionell gemessenen Biosignalen erfasst werden können (Bild 1). Der konstruktive Aufbau des Messstandes wurde als Erweiterung eines Kipptisches realisiert. Durch die veränderbare Neigung der Liege können im kardiovaskulären Labor orthostatische Blutdruckänderungen induziert und somit systematisch untersucht werden. Die mechanische Konstruktion des Kipptisches wurde so erweitert, dass mehrere Kameras in unterschiedlichen Abständen und Winkeln zum Körper montiert werden können. Um Artefakte durch die Beleuchtung zu unterdrücken, wurde die Laborbeleuchtung (Leuchtstoffröhren) mit einem elektronischen Vorschaltgerät ausgerüstet, das die Leuchten mit einer Schaltfrequenz von ca. 40 kHz treibt. Für die Aufnahme der Referenzsignale wird ein 16-Kanal Bio-

signalverstärker verwendet (Powerlab 16/35 der Firma ADInstruments, Sydney, Australien). Dieser erfasst neben den Referenzsignalen auch Triggersignale der Kameras, wodurch die einzelnen Bilder den Referenzsignalen mit einer zeitlichen Auflösung von einer Millisekunde zugeordnet werden können. Tabelle 1 gibt einen Überblick über die eingesetzte Referenzsensorik.

Für die Untersuchungen am Messstand stehen Kamerasysteme zur Verfügung, die Messungen im sichtbaren Spektrum, sowie im nahen und thermischen Infrarotbereich ermöglichen. Bei den Messungen im sichtbaren Teil des Spektrums kommen eine Industriekamera (uEye 5240CP-C der Firma IDS, Obersulm, Deutschland) Industriekamera und eine Webcam (C170 der Firma Logitech) zum Einsatz. Im nahen Infrarot werden eine uEye 1540SE-M und eine weitere C170-Webcam verwendet, die für Aufnahmen im nahen Infrarot modifiziert wurde. Thermographische Aufnahmen werden mit einer ungekühlten IR Kamera (Pyroview 640L der Firma DIAS Infrared, Dresden, Deutschland) erstellt. Die eingesetzte Hardware erlaubt es, anhand von hochauflösenden Aufnahmen die prinzipielle Machbarkeit neuartiger Messmethoden zu evaluieren. Ebenso ist es möglich, die Eignung kostengünstiger Kameratechnik zu beurteilen. In Tabelle 2 sind die technischen Daten der Kameras dargestellt.

Eine der Herausforderungen bei der Entwicklung des Messstandes ist die hohe Datenrate (bis 10 GB/min) der Kameras beim Betrieb mit hohen Bildfrequenzen und hoher Auflösung. Eine dafür entwickelte Softwarelösung mit doppelter Pufferung und präziser Kontrolle über den Ablauf der Schreiboperationen sorgt für eine verlustfreie Aufnahme der Videos.

Im Folgenden werden mit der kamerabasierten Erfassung der Herzrate und der Ermittlung der Atemfrequenz durch thermographische Aufnahmen zwei Studien

**Tabelle 1** Referenzsensorik am Messstand.

| Sensor           | Verfahren       | Parameter  |
|------------------|-----------------|--|
| Atemgurt         | elektrisch      | Atmung über Umfang des Thorax                        |
| Fingermanschette | opto-mechanisch | Kontinuierlicher Blutdruck durch Volumenkompensation |
| EKG              | elektrisch      | Elektrische Erregung des Herzens                     |
| PPG              | optisch         | Blutvolumenänderungen durch Finger- oder Ohrclip     |
| Thermistor       | elektrisch      | Temperatur über Widerstand                           |

**Tabelle 2** Parameter der am Messstand verwendeten Kameras. Die hohen Bildfrequenzen der uEye Kameras werden durch eine Reduktion der geometrischen Auflösung erreicht.

| Kamera         | Max. Auflösung    | Framerate | Sampletiefe | Spektralbereich |
|----------------|-------------------|-----------|-------------|-----------------|
| uEye 5240 CP-C | 1280 × 1024 Pixel | 100 Hz    | 3 × 10 Bit  | 400 nm–700 nm   |
| uEye 1540 SE-M | 1280 × 1024 Pixel | 100 Hz    | 8 Bit       | 400 nm–1100 nm  |
| Logitech C 170 | 1024 × 768 Pixel  | 30 Hz     | 3 × 8 Bit   | 400 nm–1100 nm  |
| Pyroview 640 L | 640 × 480 Pixel   | 50 Hz     | 16 Bit      | 8 μm–14 μm      |

vorgestellt, die das Potential der kamerabasierten Biosignalerfassung und die Möglichkeiten des Messstands exemplarisch aufzeigen sollen.

### 3 Kamerabasierte Erfassung der Herzrate

#### 3.1 Hintergrund

Blutvolumenschwankungen lassen sich nichtinvasiv mit optischen Methoden messen. Lokale Änderungen des Blutvolumens bedingen lokale Änderungen im Absorptionsverhalten optischer Strahlung. In etablierter biomedizinischer Messtechnik werden diese Absorptionsänderungen meist mit einzelnen Photodetektoren im Absorptions- oder Reflexionsverfahren gemessen. Dieses Verfahren ist als Photoplethysmographie (PPG) bekannt. Optische Strahlung wird im Blut hauptsächlich durch Hämoglobin absorbiert. Im klinischen Alltag wird mittels PPG-Sensoren durch die Messungen bei mindestens zwei Wellenlängen spektrometrisch die Sauerstoffsättigung des Blutes ermittelt. Nach dem Prinzip volumenbedingter

Absorptionsänderungen ist es auch möglich, mit Kameras kardiovaskuläre Biosignale zu messen [1; 9; 12]. Die Messung kann mit herkömmlichen Kameras bei Verwendung von sichtbarem (Umgebungs-) Licht oder nahinfraroter Strahlung erfolgen [1; 13]. Bild 2 zeigt ein PPG Signal, das aus Videoaufnahmen extrahiert wurde und ein synchron erfasstes konventionelles PPG.

Die durch den Herzzyklus verursachten Blutvolumenschwankungen finden sich in den Videoaufnahmen als zyklische Farbänderungen der Hautflächen wieder. Hämoglobin hat ein Absorptionsmaximum im grünen Wellenlängenbereich, das sich mit der maximalen Empfindlichkeit vieler Kameras überschneidet. Zur Extraktion eines Zeitsignales wird eine Messfläche auf der Haut definiert und deren Farbänderung über die Zeit gemessen. Die Wahl der Messfläche ist dabei maßgeblich für die Qualität der Messung. Anatomisch und physiologisch bedingt unterscheiden sich die Signalamplituden und Signalmorphologien je nach Messfläche. Bild 3 zeigt Signalmorphologien, die sich aus unterschiedlichen Messflächen ergeben. Liegt beispielsweise eine pulsierende Arterie innerhalb der Messfläche (z. B. A. carotis), so wird das Signal auch von der mechanischen Auslenkung der Haut beeinflusst. In der Literatur wurde die Wahl der Messfläche bisher nur qualitativ untersucht. Ein verbreiteter Ansatz ist es, eine Messfläche zu definieren, die das gesamte Gesicht beinhaltet [8; 9; 11]. Die im folgenden Abschnitt beschriebene Studie befasst sich mit dem quantitativen Vergleich verschiedener Messflächen.

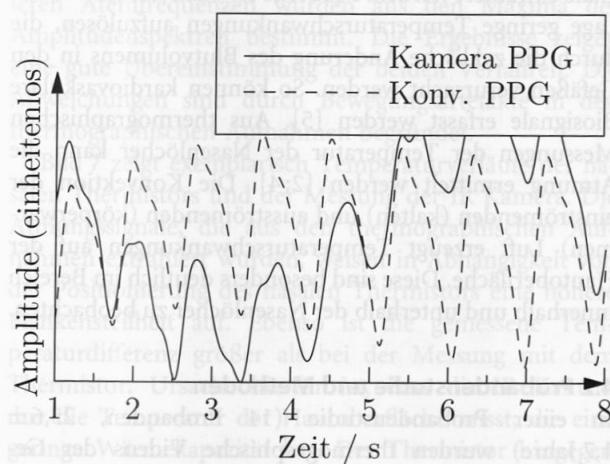


Bild 2 Synchronie Signale der kamerabasierten und der konventionellen PPG.

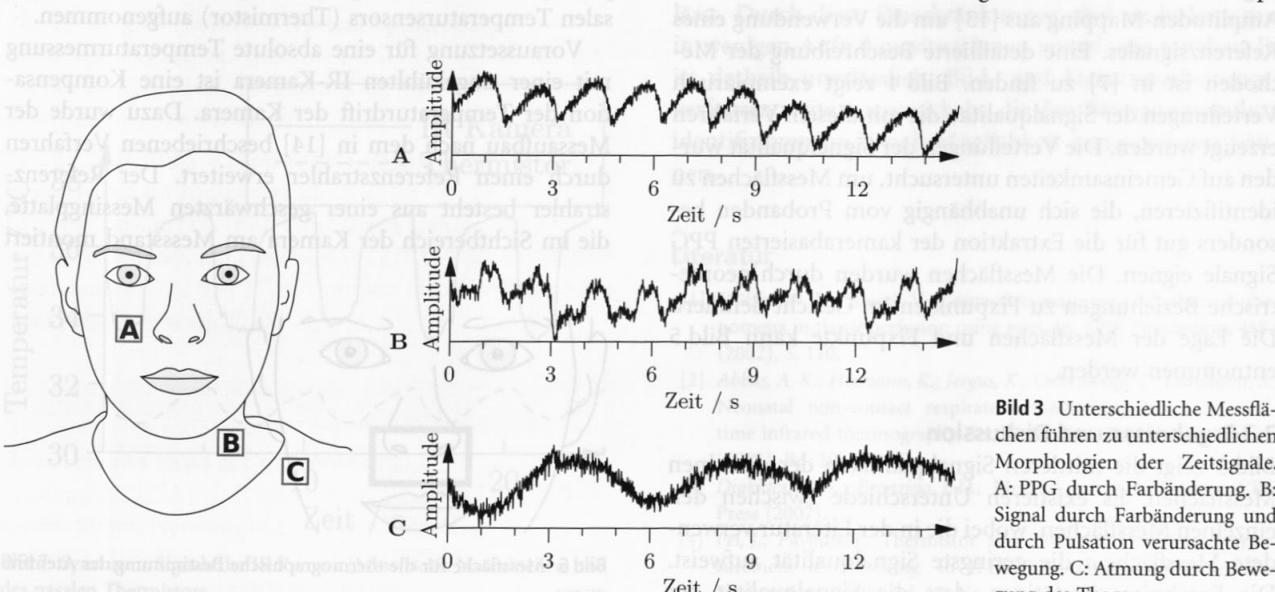


Bild 3 Unterschiedliche Messflächen führen zu unterschiedlichen Signalmorphologien. A: PPG durch Farbänderung. B: Signal durch Farbänderung und durch Pulsation verursachte Bewegung. C: Atmung durch Bewegung des Thorax.



Bild 4 Die Verteilungen zeigen die höchsten Signalqualitäten im Bereich der Wangen und der Arteria Carotis.

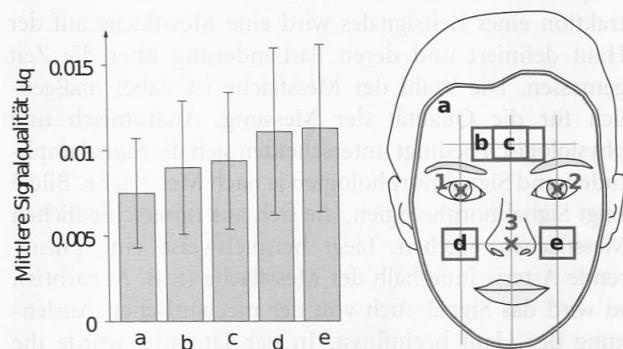


Bild 5 Mittlere Signalqualitäten  $\mu_q$  der Messflächen sowie die Lage der Messflächen und Fixpunkte.

aufgenommen. Die Probanden waren angehalten, sich während der Messung nicht zu bewegen, um somit den Effekt der Durchblutung ohne den Einfluss von Bewegung zu erfassen.

Zur ortsaufgelösten Bewertung der Signalqualität, wurde ein Maß definiert, welches auf der spektralen Ähnlichkeit des kamerabasierten PPG Signales zur Referenz eines konventionellen PPG beruht. Dieses wird auf jeden Bildpunkt der Videosequenz angewendet, um so die Verteilung der Signalqualität zu bestimmen. Das angewandte Verfahren erweitert den Ansatz des Puls-Amplituden-Mapping aus [13] um die Verwendung eines Referenzsignals. Eine detaillierte Beschreibung der Methoden ist in [7] zu finden. Bild 4 zeigt exemplarisch Verteilungen der Signalqualität, die mit diesem Verfahren erzeugt wurden. Die Verteilungen der Signalqualität wurden auf Gemeinsamkeiten untersucht, um Messflächen zu identifizieren, die sich unabhängig vom Probanden besonders gut für die Extraktion der kamerabasierten PPG Signale eignen. Die Messflächen wurden durch geometrische Beziehungen zu Fixpunkten im Gesicht definiert. Die Lage der Messflächen und Fixpunkte kann Bild 5 entnommen werden.

### 3.3 Ergebnisse und Diskussion

Bild 5 zeigt die mittleren Signalqualitäten der einzelnen Messflächen. Es existieren Unterschiede zwischen den einzelnen Messflächen, wobei die in der Literatur verwendete Messfläche *a* die geringste Signalqualität aufweist. Die Ergebnisse bestätigen, dass die Signalqualität der

kamerabasierten PPG durch die Wahl einer geeigneten Messfläche gegenüber dem in der Literatur verbreiteten Ansatz gesteigert werden kann. Sowohl die Ergebnisse der Untersuchung, als auch praktische Überlegungen machen die Wangen zu einer günstigen Messfläche für die kamerasierte PPG. Selbst starke Gesichtsbehaarung und einhüllende Kleidung lassen die Wangen zumeist unbedeckt, wodurch eine Messung in den meisten Situationen möglich ist.

## 4 Thermographische Erfassung der Atemfrequenz

### 4.1 Hintergrund

Die IR-Thermographie, die ortsaufgelöste Messung der Wärmestrahlung, ermöglicht die berührungslose Messung von Oberflächentemperaturen. In der Medizintechnik können thermographische Aufnahmen beispielsweise bei der Diagnose von Gefäßerkrankungen und für das Brustkrebs-Screening eingesetzt werden [3; 6; 10]. Aus thermographischen Messungen können aber auch Biosignale extrahiert werden. Moderne IR-Kameras sind in der Lage geringe Temperaturschwankungen aufzulösen, die durch die zyklische Änderung des Blutvolumens in den Gefäßen verursacht werden. So können kardiovaskuläre Biosignale erfasst werden [5]. Aus thermographischen Messungen der Temperatur der Nasenlöcher kann die Atmung ermittelt werden [2; 4]. Die Konvektion der einströmenden (kalten) und ausströmenden (körperwarmen) Luft erzeugt Temperaturschwankungen auf der Hautoberfläche. Diese sind besonders deutlich im Bereich innerhalb und unterhalb der Nasenlöcher zu beobachten.

### 4.2 Probandenstudie und Methoden

In einer Probandenstudie (14 Probanden,  $25,6 \pm 1,7$  Jahre) wurden thermographische Videos der Gesichter zeitsynchron mit den Referenzsignalen eines piezoelektrischen Atemgürtels und eines klinischen nasalen Temperatursensors (Thermistor) aufgenommen.

Voraussetzung für eine absolute Temperaturmessung mit einer ungekühlten IR-Kamera ist eine Kompensation der Temperaturdrift der Kamera. Dazu wurde der Messaufbau nach dem in [14] beschriebenen Verfahren durch einen Referenzstrahler erweitert. Der Referenzstrahler besteht aus einer geschwärzten Messingplatte, die im Sichtbereich der Kamera am Messstand montiert

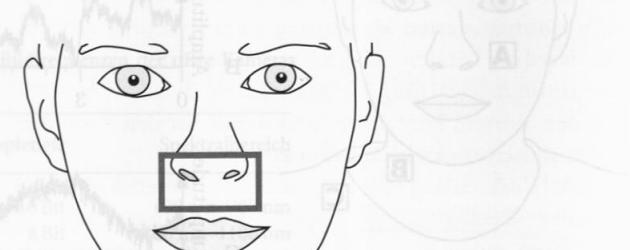


Bild 6 Messfläche für die thermographische Bestimmung der Atemfrequenz.

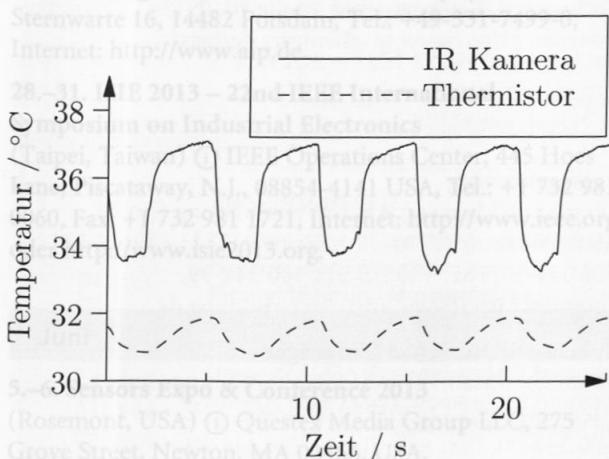
wurde. Die Temperatur dieses Referenzstrahlers wurde mittels eines weiteren Thermistors gemessen.

Die Probanden wurden angehalten, während der Messung ausschließlich durch die Nase zu atmen. Aus den thermographischen Aufnahmen wurden die Temperaturverläufe an den Nasenlöchern bestimmt. Dazu wurden die Temperaturmittelwerte einer rechteckigen Messfläche gebildet, welche die Nasenlöcher beinhaltete (Bild 6). Durch einen Vergleich der Amplitudenspektren der verschiedenen Signale wurde die Nutzbarkeit der thermographischen Atmungserfassung für die Ermittlung der mittleren Atemfrequenz evaluiert. Für reproduzierbare Ergebnisse wurden die Probanden angeleitet, zunächst nach einem festen Protokoll ein- und auszuatmen.

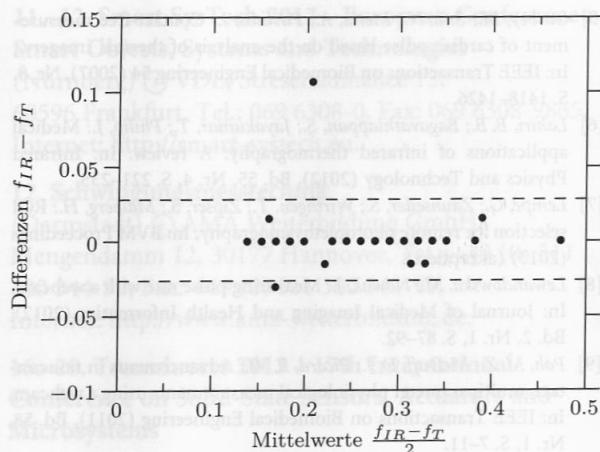
#### 4.3 Ergebnisse und Diskussion

In Bild 8 werden die mittleren Atemfrequenzen gegenübergestellt, die aus den Signalen des nasalen Thermistors und der IR-Kamera bestimmt wurden. Dazu wurden Fenster von je einer Minute Länge aus einer Messreihe mit Spontanatmung untersucht. Die mittleren Atemfrequenzen wurden aus den Maxima der Amplitudenspektren bestimmt. Die Ergebnisse zeigen eine gute Übereinstimmung der beiden Verfahren. Die Abweichungen sind durch Bewegungsartefakte in den thermographischen Aufnahmen begründet.

Bild 7 zeigt exemplarisch Temperaturverläufe des nasalen Thermistors und der Messung der IR Kamera. Die Atmungssignale, die aus den thermographischen Aufnahmen extrahiert wurden, weisen in Abhängigkeit von der Positionierung des nasalen Thermistors eine höhere Flankensteilheit auf. Ebenso ist die gemessene Temperaturdifferenz größer als bei der Messung mit dem Thermistor. Ursache hierfür ist, dass die IR Kamera nur die Temperatur der Hautoberfläche misst, die eine geringe Wärmekapazität hat. Der Thermistor hingegen misst die mittlere Temperatur des Widerstandelements und ist durch die vergleichsweise hohe Wärmekapazität



**Bild 7** Synchron Signale der IR Kamera (Messfläche: Nasenlöcher) und des nasalen Thermistors.



**Bild 8** Bland-Altman Plot der mittleren Atemfrequenzen:  $f_{IR}$  wurde mit der IR-Kamera bestimmt,  $f_T$  mit einer konventionellen Temperaturmessung.

träger. Durch die Anteile höherer Frequenzen, die in den Signalen der Referenzsensorik nicht enthalten sind, bringt das Verfahren neben der Berührungsfreiheit auch inhaltliche Vorteile mit sich.

#### 5 Bewertung der Messverfahren

Beide hier vorgestellten Verfahren heben sich gegenüber den klinisch etablierten Verfahren dadurch ab, dass sie kontaktlos Biosignale erfassen können. Die Technologien eröffnen potentiell neue medizinische Anwendungsgebiete und diagnostische Möglichkeiten. Besonders vorteilhaft sind die kurzen Zeitkonstanten der Temperaturmessung für die thermographische Atmungsmessung und im Falle der kamerabasierten PPG die Möglichkeit, die Hautperfusion ortsaufgelöst messen zu können. Die Verfahren funktionieren jedoch bislang nur in den Situationen zuverlässig, in denen sich der Proband wenig bewegt und den Sichtbereich der Kamera nicht verlässt. Durch diese Einschränkungen sind sie bislang nur in wenigen Aufnahmesituationen zuverlässig nutzbar. Es ist deshalb unerlässlich, Bild- und Signalverarbeitungsverfahren weiterzuentwickeln, die den Bewegungseinfluss identifizieren und nach Möglichkeit kompensieren können.

#### Literatur

- [1] Hülbusch, M.; Blazek, V.: Contactless mapping of rhythmical phenomena in tissue perfusion using ppgi. In: SPIE Proceedings 4683 (2002), S. 110.
- [2] Abbas, A. K.; Heimann, K.; Jergus, K.; Orlikowsky, T.; Leonhardt, S.: Neonatal non-contact respiratory monitoring based on real-time infrared thermography. In: BioMedical Engineering OnLine (2011), Bd. 10, S. 1–17.
- [3] Diakides, N. A.; Bronzino, J. D.: Medical infrared imaging. CRC Press (2007).
- [4] Fei, J.; Pavlidis, I.: Thermistor at a distance: Unobtrusive measurement of breathing. In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering (2010), Bd. 57, Nr. 4, S. 988–998.

- [5] Garbey, M.; Sun, N.; Merla, A.; Pavlidis, I.: Contact-free measurement of cardiac pulse based on the analysis of thermal imagery., In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering 54 (2007), Nr. 8, S. 1418–1426.
- [6] Lahiri, B. B.; Bagavathiappan, S.; Jayakumar, T.; Philip, J.: Medical applications of infrared thermography: A review. In: Infrared Physics and Technology (2012), Bd. 55, Nr. 4, S. 221–235.
- [7] Lempe, G.; Zaunseder, S.; Wirthgen, T.; Zipser, S.; Malberg, H.: ROI selection for remote photoplethysmography, In: BVM Proceedings (2013) (akzeptiert).
- [8] Lewandowska, M.; Nowak, J.: Measuring pulse rate with a webcam. In: Journal of Medical Imaging and Health Informatics (2012), Bd. 2, Nr. 1, S. 87–92.
- [9] Poh, M. Z.; McDuff, D. J.; Picard, R. W.: Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam. In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering (2011), Bd. 58, Nr. 1, S. 7–11.
- [10] Ring, E. F. J.; Ammer, K.: Infrared thermal imaging in medicine. In: Physiological measurement (2012), Bd. 33, Nr. 3, R33–R46.
- [11] Sun, Y.; Hu, S.; Azorin-Peris, V.; Greenwald, S.; Chambers, J.; Zhu, Y.: Motion-compensated noncontact imaging photoplethysmography to monitor cardiorespiratory status during exercise. In: Journal of Biomedical Optics 16 (2011), Nr. 7, S. 077010–077010.
- [12] Sun, Y.; Hu, S.; Azorin-Peris, V.; Kalawsky, R.; Greenwald, S.: Non-contact imaging photoplethysmography to effectively access pulse rate variability. In: Journal of Biomedical Optics (2013), Bd. 18, Nr. 6, S. 061205–061205.
- [13] Verkruyse, W.; Svaasand, L. O.; Nelson, J. S.: Remote Plethysmographic Imaging Using Ambient Light. In: Optics Express 18 (2010), Nr. 5, S. 4867–4875.
- [14] Wirthgen, T.; Zipser, S.; Geidel, S.; Franz, U.: Präzise IR-basierte Temperaturmessung – eine Fallstudie für die automatische Gesundheitsüberwachung von Milchkühen. In: tm – Technisches Messen 79 (2012), S. 168–174.

Manuskripteingang: 29. Januar 2013, zur Veröffentlichung angenommen: 26. Februar 2013

**Dipl.-Ing. (FH) Georg Lempe** hat 2011 das Studium der Sensorsystemtechnik an der HS Karlsruhe abgeschlossen. Er promoviert derzeit am Institut für Biomedizinische Technik der TU Dresden über die kamerasasierte Erfassung von Biosignalen. **Hauptarbeitsgebiete:** Bild- und Signalverarbeitung.

Adresse: IBMT, Helmholtzstraße 10, D-01069 Dresden, Germany, Tel.: +49-351-463-33414, Fax: +49-351-463-35026, E-Mail: georg.lempe@tu-dresden.de

**Dr.-Ing. Sebastian Zaunseder** ist Leiter der Arbeitsgruppe für Medizinische Signalerfassung und -verarbeitung am Institut für Biomedizinische Technik der TU Dresden. **Hauptarbeitsgebiet:** Signalverarbeitung und messtechnische Verfahren für die Medizin.

Adresse: IBMT, Helmholtzstraße 10, D-01069 Dresden, Germany, Tel.: +49-351-463-33786, Fax: +49-351-463-35026, E-Mail: sebastian.zaunseder@tu-dresden.de

**Dipl.-Ing. Tom Wirthgen** hat 2007 das Studium der Mechatronik an der TU Dresden abgeschlossen. Er promoviert derzeit am Fraunhofer IVI in Dresden in der Arbeitsgruppe Sensor- und Aktorsysteme. **Hauptarbeitsgebiete:** Bildverarbeitung, Infrarotmesstechnik.

Adresse: IVI, Zeunerstraße 38, D-01069 Dresden, Germany, Tel.: +49-351-4640-649, Fax: +49-351-4640-803, E-Mail: tom.wirthgen@ivi.fraunhofer.de

**Dr.-Ing. Stephan Zipser** hat Elektrotechnik an der TU Dresden studiert und 2004 im Bereich der Regelung industrieller Verbrennungsprozesse promoviert. Seit 2006 leitet er die Arbeitsgruppe Sensor- und Aktorsysteme am Fraunhofer IVI in Dresden. **Hauptarbeitsgebiete:** Regelungsentwurf, Bildverarbeitung.

Adresse: IVI, Zeunerstraße 38, D-01069 Dresden, Germany, Tel.: +49-351-4640-680, Fax: +49-351-4640-803, E-Mail: stephan.zipser@ivi.fraunhofer.de

**Prof. Dr. Hagen Malberg** ist seit 2011 Leiter der Institutes für Biomedizinische Technik der TU Dresden. **Hauptarbeitsgebiete:** Biosignalverarbeitung, automatisierungstechnische Systeme in der Medizintechnik.

Adresse: IBMT, Helmholtzstraße 10, D-26121 Dresden, Germany, Tel.: +49-351-463-35040, Fax: +49-351-463-35026, E-Mail: hagen.malberg@tu-dresden.de

Die Temperaturdrift der Kamera ist eine Kompen-  
sation für eine absolute Temperaturmessung  
angekoppelten IR-Kameras ist eine Kompensa-  
tion der Temperaturdrift der Kamera. Dazu wurde der  
Referenzstrahler erweitert. Der Referenzstrahler  
besteht aus einer geschwärzten Messplatte  
im Bereich des Kameras im Messstand mitgeteilt.

Die Temperaturdrift der Kamera. Dazu wurde der  
Referenzstrahler erweitert. Der Referenzstrahler  
besteht aus einer geschwärzten Messplatte  
im Bereich des Kameras im Messstand mitgeteilt.



Das Verfahren besteht aus zwei Schritten. Im ersten Schritt wird die Temperaturdrift der Kamera bestimmt. Dies ist in [14] beschrieben. Im zweiten Schritt wird die Temperaturdrift der Kamera korrigiert. Das Ergebnis ist ein Temperaturprofil, das die Temperaturdrift der Kamera berücksichtigt.