

Evaluation von Sensoren zur kontaktlosen Messung der Herzrate im Fahrzeug

Dipl.-Ing. **Peter Mirwaldt**, Dr.-Ing. **Arne Bartels**,
Dr.-Ing. **Than-Binh To**, Dipl.-Ing. **Max Braer**, Volkswagen AG,
Wolfsburg;
Prof. Dr.-Ing. habil. **Hagen Malberg**, Dr.-Ing. **Sebastian Zaunseder**,
Technische Universität Dresden;
Prof. Dr.-Ing. **Karsten Lemmer**, Deutsches Zentrum für Luft- und
Raumfahrt e.V., Braunschweig

Kurzfassung

Nothalteassistenzsysteme zur Erkennung von medizinischen Notfällen sind Bestandteil der aktuellen Forschung zu innovativen Fahrerassistenzsystemen. Kardiovaskuläre Erkrankungen wie Herzinfarkte werden einhergehend mit dem demografischen Wandel zukünftig auch bei Führern von Fahrzeugen verstärkt auftreten. In diesem Beitrag wird erstmals ein kamerabasiertes Verfahren anhand eines direkten Vergleichs mit einem kapazitiven Messverfahren zur Messung der Herzrate im Fahrzeug evaluiert. Hierfür wird eine Probandenstudie in einem fahrzeugähnlichen Aufbau durchgeführt, in der beide Verfahren mit einem Referenz-EKG verglichen werden. Es stellt sich eine hohe Beeinträchtigung der Signalqualität beim kapazitiven Sensor durch Bewegungsartefakte heraus. Die Qualität der kamerabasierten Herzschlagmessung wird zwar durch Lichtartefakte beeinträchtigt, zeigt aber im Vergleich zu den kapazitiven Sensoren eine deutlich geringere Störanfälligkeit gegenüber kleinen Bewegungsartefakten, die z.B. beim Überfahren von Fahrbahnunebenheiten auftreten können. Kamerabasierte Verfahren zur kontaktlosen Herzschlagmessung erscheinen daher für Automotive Anwendungen als vielversprechende Alternative.

1. Motivation und Zielsetzung

Unfallstatistiken zufolge sind ca. 3% aller Verkehrstoten auf medizinisch bedingte Fahrunfähigkeit des Fahrers zurückzuführen. Eine häufige Ursachen für diese medizinisch bedingten Notfälle im Fahrzeug sind kardiovaskuläre Erkrankungen, wie z.B. Herzinfarkte oder Herzrhythmusstörungen [1]. Das Erkennen dieser Notfälle ist im klinischen Umfeld mit Hilfe eines EKG prinzipiell möglich. Im Fahrzeug und anderen außerklinischen Bereichen eignet sich ein derart kontaktgebundenes Verfahren aus Komfortgründen nicht. In der Medizintechnik beschäftigen sich Forschungsgruppen deshalb mit der kontaktlosen

Kardiographie mithilfe verschiedener Sensortechnologien. Dabei steht zunächst die Erfassung der Herzrate als wichtige medizinische Größe im Mittelpunkt des Interesses. Erste positive Ergebnisse wurden u.a. mit kapazitiven Sensoren [2], ballistokardiographischen Sensoren [3] oder kamerabasierten Verfahren [4] in Laborversuchen erzielt.

Im Automotive-Bereich wurden für kontaktlose kardiographische Messungen bislang hauptsächlich kapazitive Sensoren untersucht, die in das Gewebe von Fahrzeugsitzen integriert wurden [5,6]. Grundsätzlich wurde hierbei eine Messbarkeit des menschlichen Herzschlags nachgewiesen, allerdings wurden auch deutliche Verbesserungspotentiale hinsichtlich der Reduzierung von Störeinflüssen bei fahrerinduzierten Bewegungen offengelegt. Außerdem kann sich das Messergebnis durch das Tragen mehrerer Kleidungsschichten erheblich verschlechtern.

Eine vielversprechende Alternative für die Messung des Herzschlags im Fahrzeug bieten kamerabasierte Ansätze, da sie den Herzschlag im Gesichtsfeld des Fahrers und somit unabhängig von der Art der Bekleidung messen. Durch geeignete Algorithmen kann außerdem die Bewegung des Gesichtsfelds geschätzt werden (Tracking), was zumindest teilweise zu einer Reduktion von Bewegungsartefakten führt, solange sich das Gesicht im Öffnungsbereich der Kamera befindet. Defizite sind bei Lichtmangel sowie sich stark verändernden Lichtverhältnissen zu erwarten [4]. Eine Evaluierung der kamerabasierten Herzschlagmessung in einem fahrzeugähnlichen Umfeld ist bislang unbekannt.

Im Rahmen dieses Beitrags wird daher erstmals ein kamerabasiertes Verfahren zur Messung der Herzrate für den Einsatz im Fahrzeug anhand eines direkten Vergleichs mit einem kapazitiven Messverfahren evaluiert. Hierfür wird ein prototypischer Laboraufbau konzipiert, in dem die zu evaluierenden Sensoren integriert und durch ein Referenz-EKG ergänzt werden. Anschließend werden die Sensoren im Rahmen einer Probandenstudie untersucht, wobei ein besonderes Augenmerk auf die im Fahrzeug auftretenden Störeinflüsse, wie fahrer- und fahrzeuginduzierte Bewegungen oder Streulicht, gelegt wird.

2. Versuchskonzept

Im Folgenden werden die zu evaluierenden Sensoren (kapazitives EKG, kamerabasierte Photoplethysmographie) und deren Messprinzipien beschrieben. Außerdem wird das verwendete Referenz-EKG erläutert.

2.1 Sensoren

Kapazitives EKG (cEKG)

Das kapazitive EKG-System besteht aus insgesamt 8 Textil-Elektroden, die in einen Autositzbezug im Sitz- und Lehnbereich integriert und mit einem Steuergerät (EKG-Box) elektrisch verbunden werden (Bild 1). Die EKG-Box hat die folgenden Aufgaben:

- Synchronisation und Ansteuerung der Elektroden
- Signalverstärkung bzw. -vorfilterung
- Weitergabe der Daten an einen PC (via USB-Schnittstelle)

Für die in Kapitel 3 beschriebene Probandenstudie werden 7 bipolare Ableitungen erfasst (alle Elektroden gegenüber der Elektrode 3 in der Rückenlehne, vgl. Bild 1) und kanalweise weiterverarbeitet. Das EKG-System arbeitet mit einer Abtastrate von 500Hz.

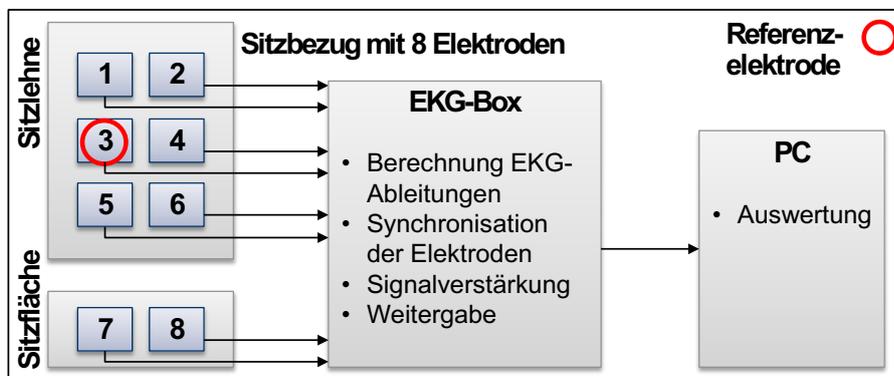


Bild 1: Messaufbau des kapazitiven EKG

Kamerabasierte Messung der Herzrate (Photoplethysmographie)

Als alternatives Verfahren wird eine farbkamerabasierte Herzschlagerkennung verwendet, die auf dem Prinzip der Plethysmographie, also der Messung von Blutvolumenänderungen in Blutgefäßen basiert. Im klinischen Umfeld werden hierfür Sensoren in Form von Finger- oder Ohrklammern verwendet, die mithilfe eines optischen Messverfahrens das in Abhängigkeit des Herzschlags schwankende Blutvolumen messen und daraus unter anderem die mittlere Herzrate berechnen. Am MIT wurde nachgewiesen, dass mithilfe einer Farbkamera die mittlere Herzrate aus dem reflektierten Licht des Gesichtsfelds extrahiert werden kann (Photoplethysmographie) [4].

Der beschriebene Effekt wird im Folgenden verwendet, um im Gesichtsfeld des Fahrers die mittlere Herzrate mithilfe einer Automotive-Kamera zu bestimmen. In diesem Versuch wird eine μ Eye-Farbkamera der Firma IDS mit den folgenden Eigenschaften verwendet:

- Farbtiefe: 24 bit (8 bit pro Farbkanal)
- Mittlere Bildrate: 20 fps

- Auflösung: 752 x 480 Bildpunkte

Referenz-EKG

Zur Evaluierung der beiden zuvor genannten Messverfahren wird ein Referenz-EKG verwendet. Um die Bewegungsfreiheit der Probanden während der Probandenstudie nicht einzuschränken, werden Elektroden auf den Oberkörper (Thorax) geklebt. Dabei werden die positive Elektrode auf der linken unteren Thoraxhälfte, die negative Elektrode im Bereich der rechten Schulter und die Masselektrode im Bereich der linken Schulter platziert (vgl. Bild 2).

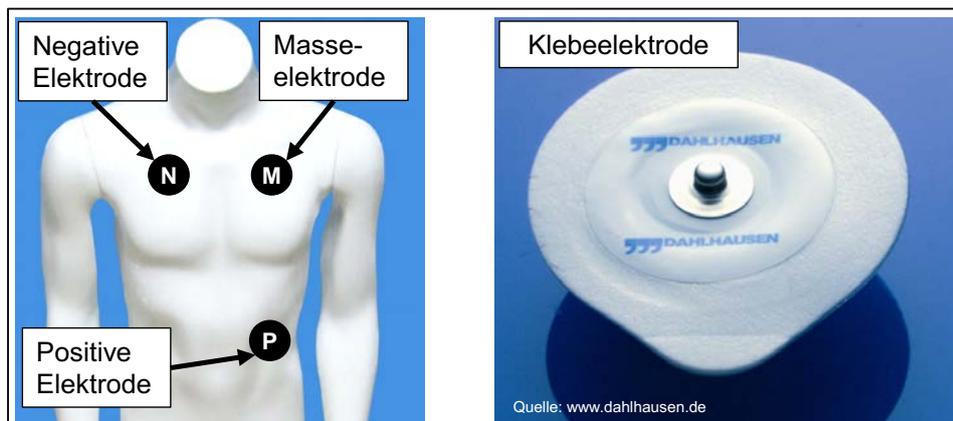


Bild 2: Applikationsort der Klebeelektroden des Referenz-EKG

Dies entspricht der Ableitung II nach Einthoven [8], was üblicherweise zu einer guten Erkennbarkeit der Herzschläge führt. Die Signale werden mit einer Abtastrate von 500 Hz aufgenommen und in einer Recheneinheit ausgewertet.

2.2 Algorithmen

Signalfusion des cEKG - Mehrkanaldetektion

Vorversuche zur Signalqualität des cEKG ergaben starke inter- und intraindividuelle Schwankungen innerhalb einzelner EKG-Ableitungen. Interindividuelle Schwankungen, d.h. Schwankungen der Signalqualität einer Ableitung zwischen verschiedenen Probanden, resultieren unter anderem aus den variablen Größen, Haltungen oder Kleidungen der Probanden. Intraindividuelle Schwankungen, d.h. Schwankungen der Signalqualität einer Ableitung innerhalb einer Aufnahme oder zwischen verschiedenen Aufnahmen desselben Probanden resultieren aus dem variablen Einfluss intermittierender Bewegungen und den sich aus Bewegungen ergebenden leicht variierenden Sitzpositionen.

Die beschriebene Charakteristik macht die Verwendung einer mehrkanaligen QRS-Detektion (ein QRS-Komplex kann vereinfachend mit einem Herzschlag im EKG-Signal gleichgesetzt

werden) nötig. Diese kann in den Bereich der Sensordatenfusion eingeordnet werden: Mehrere konkurrierende Sensoren [9] liefern im betrachteten Fall Ergebnisse aus denen ein gemeinschaftliches Resultat bestimmt werden muss. Gemäß der Einteilung von [10] ist dazu eine Fusion auf Rohdaten-, Merkmals- oder Entscheidungsebene nötig. Während erstere Varianten die Erzeugung eines oder mehrerer „künstlicher“ Merkmalssignale, auf deren Basis eine Detektion möglich ist, verfolgen, versucht die Fusion auf Entscheidungsebene die Detektionsergebnisse der einzelnen Kanäle zu kombinieren. Aufgrund der intermittierend guten Qualität einzelner Kanäle wurde für die vorliegende Arbeit eine Fusion auf Entscheidungsebene implementiert.

Basis für die Fusion ist die QRS-Detektion in jeder der einzelnen Ableitungen. Diese basiert auf der Wavelet Transformation (WT). Die WT zerlegt ein Signal x in skalierte (Skalenparameter a) und verschobene (Verschiebung t) Versionen $\psi(a, t)$ eines Mutterwavelets ψ . Die Waveletkoeffizienten $X(a, t)$ ergeben sich gemäß

$$X(a, t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{\tau - t}{a}\right) d\tau \quad [1]$$

$X(a, t)$ repräsentieren die im Signal enthaltenen Frequenzanteile zeitlich lokalisiert. Im Rahmen dieser Arbeit kommt eine translationsinvariante dyadische WT auf Basis des Quadratic Spline Wavelets zum Einsatz. Die Detektion von QRS-Komplexen erfolgt anhand des Auftretens von Extremwertpaaren [11] in den Skalen 3 und 4. Relevante Extremwerte werden anhand eines adaptiven Schwellwerts ermittelt. Mit der beschriebenen Methode wird die spektrale Lokalisation [12] und typische Morphologie von QRS-Komplexen ausgenutzt [13]. Die Umsetzung der Methode erlaubt eine Anwendung in Echtzeit unter geringem Versatz für die Detektion einzelner QRS Komplexe (Versatz kleiner 1s) [14].

Die Fusion nimmt die Detektionen in den einzelnen Ableitungen als Grundlage und entscheidet für jeweils 1-sekündige Bewertungsintervalle, ob darin ein QRS-Komplex vorliegt. Anhand der Standardabweichungen in Fenstern von 10 Sekunden (langfristiges Maß) und 1 Sekunde (kurzfristiges Maß) vor dem zu bewertenden Intervall wird dazu für jede Ableitung ein Gütemaß berechnet. Anhand dieses Gütemaßes wird eine Wichtung der ggf. in der jeweiligen Ableitung im Bewertungsintervall vorhandenen Detektionen vorgenommen. Um zu entscheiden, ob ein QRS-Komplex vorliegt, wird die Summe der gewichteten Werte mit einem Schwellwert verglichen. Aus den Detektionen werden abschließend die mittleren Herzraten (*mean*) als Median aller RR-Intervalle in den Fenstern von 10 s bestimmt.

Kamerabasierte Herzschlagmessung

Mit der Farbkamera werden Videodaten vom Fahrer gesicht mithilfe eines Algorithmus zur Gesichtsdetektion (Haar Feature based Cascade Classifier for Object Detection, openCV [15]) aufgenommen und in den drei Farbkanäle rot, grün und blau getrennt ausgewertet (Bild 3).

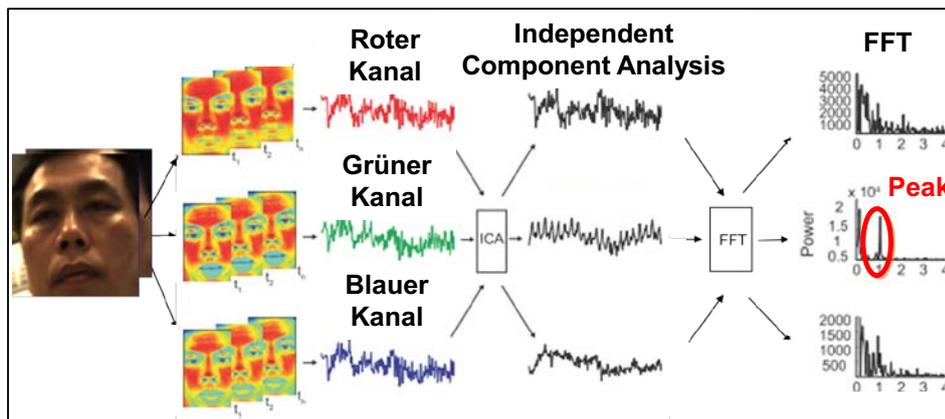


Bild 3: Messkette der kamerabasierten Photoplethysmographie (In Anlehnung an [4])

Zur Reduktion von unnötigen Rauschteilen und Artefakten in allen Farbsignalen wird eine Independent Component Analysis (ICA) angewendet. Nach einer Fast-Fourier-Transformation (FFT) von Abschnitten der Länge 12,8 s wird das Leistungsspektrum aller drei ICA Ausgangssignale untersucht und anhand des Kanals mit dem größten Peaks im Leistungsspektrum die Herzfrequenz (*mean*) bestimmt. Es muss betont werden, dass das ICA-Verfahren zur Rauschreduzierung nicht für alle Fälle geeignet ist. Dieses Verfahren basiert auf der Annahme, dass die Farben in jedem Bildpixel von allen drei Quellfarben linear gemischt sind. Weiterhin ist durch eine sehr hohe Farbempfindlichkeit die Verfügbarkeit der Farbkamera bei Dunkelheit und veränderlichen Lichtverhältnissen für die reale Fahrt deutlich beschränkt. Deshalb wird dieses farbkamerabasierte Verfahren nur zum Zweck einer Machbarkeitsstudie verwendet. Eine Erweiterung auf eine Nahinfrarot-Kamera ist denkbar.

Referenz-EKG

Die aus dem Referenz-EKG bestimmte Herzrate dient als Gold-Standard. Auf der Basis einer automatisiert erstellten Annotation (Herzschlagerkennung) werden, falls nötig, manuelle Korrekturen der QRS-Detektionen vorgenommen, so dass keine Fehler in den Detektionen zu erwarten sind. Die mittlere Herzrate wird als Mittelwert aller RR-Intervalle in den Fenstern von 12,8 s bestimmt.

3. Probandenstudie

Die zuvor beschriebenen Sensoren gilt es für die Einsetzbarkeit im Fahrzeug zu evaluieren. Hierfür wurden anhand einer Realfahrt mögliche Störgrößen für beide Messprinzipien identifiziert, um sie im Anschluss systematisch im Rahmen einer Probandenstudie zu untersuchen. Zur getrennten Analyse einzelner Störgrößen wird die Studie in einem speziellen Laboraufbau (im Folgenden „Sitzkiste“ genannt) und nicht im Fahrzeug durchgeführt. Im Anschluss daran werden die Leistungsfähigkeit der Sensoren und mögliche Korrelationen mit Störgrößen untersucht.

Messaufbau

In Bild 4 ist der verwendete Messaufbau zur Durchführung der Probandenstudie abgebildet.



Bild 4: Messaufbau („Sitzkiste“) für die Probandenstudie

Die zu evaluierenden Sensoren (kapazitives EKG, kamerabasierte Photoplethysmographie) sind zusammen mit dem Referenz-EKG an eine Recheneinheit angeschlossen, die eine synchrone Datenaufzeichnung ermöglicht. Auf zwei Bildschirmen wird der Fahrer über durchzuführende Fahrmanöver instruiert, um möglichst reale Bewegungen des Fahrers auf dem Fahrersitz zu simulieren (z.B. Bedienung der Navigationssysteme RNS).

Störgrößen

Während einer Messfahrt im realen Fahrzeug über verschiedenen Untergründen und bei verschiedenen Lichtverhältnissen wird mithilfe einer auf den Fahrer gerichteten Kamera das Gesichtsfeld des Fahrers gefilmt. Die Ergebnisse der gesamten Störgrößenanalyse sind in Bild 5 dargestellt, wobei bei der Darstellung zwischen umwelt- und fahrerinduzierten Störgrößen unterschieden wird.

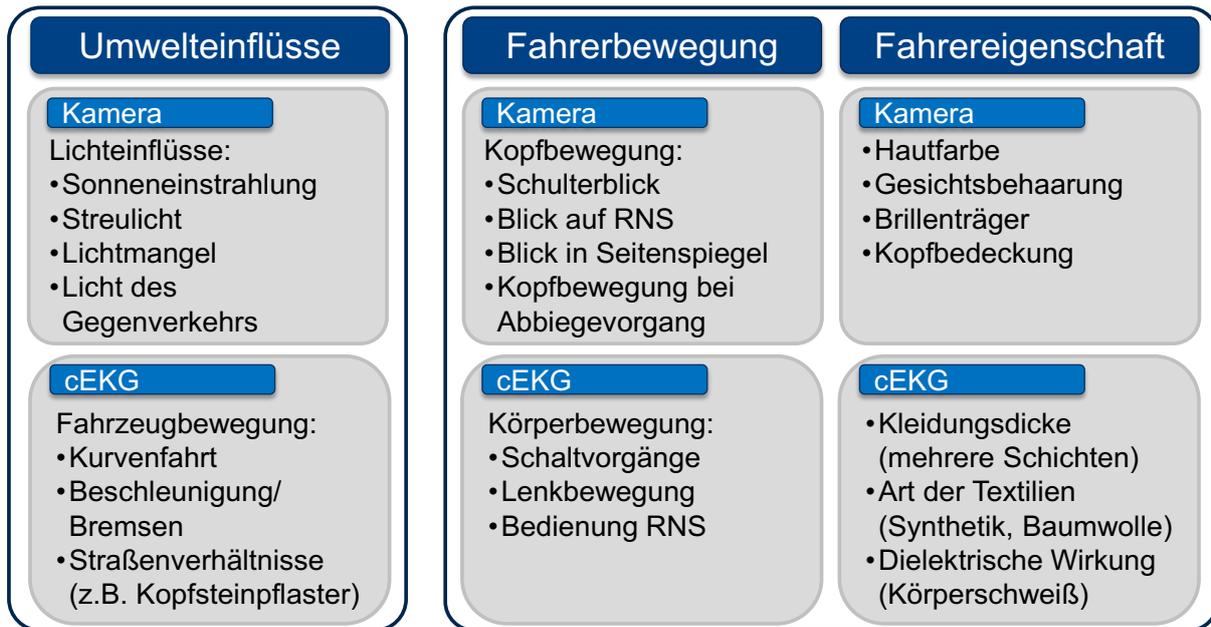


Bild 5: Störgrößen bei kontaktloser EKG-Messung im Fahrzeug

Die kamerabasierte Messung hängt vor allem von der Sichtbarkeit der benötigten Gesichtspartien ab, die unter anderem durch Abdeckung (Bart, Brille) oder durch Bewegung (z.B. Schulterblick) beeinflusst wird. Allerdings haben auch die Beleuchtung des Gesichtsfelds (Streulicht, Lichtmangel) und die Hautfarbe einen Einfluss. Das kapazitive EKG wird einerseits durch die Bewegungen des Fahrers (fahrzeug- oder fahrerinduzierte) beeinflusst, aber auch durch die Art der Bekleidung (Material, Dicke).

Versuchsplan und Probandenkollektiv

In Tabelle 1 ist der Versuchsplan der Studie dargestellt, der sich aus der Analyse der Störgrößen ergab. Es werden primär Licht- und Bewegungsartefakte untersucht. Die Gesamtdauer der Studie beträgt 27 min.

Zu Beginn der Studie werden die Elektroden des Referenz-EKG auf dem Oberkörper der Probanden platziert und angeschlossen. Danach erfolgt eine Einführung, in der die Probanden die Ausführung von Anweisungen trainieren, die auf den Monitoren vor ihnen angezeigt werden (Schulterblick durchführen, Lenkbewegungen, Pedalbedienung). Im Anschluss daran folgen drei verschiedene Bewegungsphasen, die jeweils mit variierenden Lichtverhältnissen kombiniert werden.

In dem Abschnitt „Ruhephase“ soll der Proband bewegungslos und ohne Hände am Lenkrad sitzen. Danach werden im Abschnitt „Passive Bewegungen“ Straßenunebenheiten simuliert, indem impulsartige Bewegungen in den Messstand eingeleitet werden (Einzelimpulse mit 6 s Pause, danach konstante Impulse mit ca. 1 Hz). Der Proband soll sich dabei nicht bewegen.

Im letzten Abschnitt „Aktive Bewegungen“ werden die eintrainierten Fahrmanöver in einer bestimmten Kombination abgefahren. Die Manöver werden fortlaufend anhand einer Bildschirmpräsentation angekündigt.

Tabelle 1: Ablauf der Probandenstudie

Nr.	Abschnitt	Länge	Beschreibung
0	Einführung und Adaption	3 min	Informationen über die Studie, Gewöhnung an den Messstand, Übungsdurchlauf
1	Ruhephase	3 min	Ideale Messbedingungen: Proband bewegt weder Kopf noch Körper
	Ruhephase + Lichtartefakte	3 min	
2	Passive Bewegungen	3 min	Körper- und Kopfbewegungen werden durch Bewegung der Sitzkiste hervorrufen.
	Passive Bewegungen + Lichtartefakte	3 min	
3	Aktive Bewegungen	3 min	Der Proband führt nach einem Szenario vorgeschriebenen Bewegungen aus. (Abbiegen, Schulterblick, Überholen)
	Aktive Bewegungen + Lichtartefakte	3 min	

Das Probandenkollektiv umfasst insgesamt 27 Probanden (5 weiblich, 22 männlich, im Alter von 20 bis 46 Jahren, Durchschnittsalter 27 Jahre, keine kardiovaskulären Krankheiten bekannt). Bezüglich der Kleidung gibt es keine Vorgaben, allerdings sollten Jacken und Kopfbedeckungen abgelegt werden. Zur Analyse der Ergebnisse und zum späteren Nachweis von möglichen Korrelationen mit der Signalqualität werden im Probandenprotokoll einige Probandeninformationen dokumentiert (Geschlecht, Alter, Gewicht [kg], Körpergröße [cm], Material der Oberbekleidung (Baumwolle, Synthetik) [%], Anzahl der Kleidungsschichten, Barträger, Brillenträger).

4. Ergebnisse und Diskussion

Ziel der Studie ist der Vergleich der gemessenen Herzraten eines kapazitiven EKG sowie eines kamerabasierten Messverfahrens, bezogen auf ein geklebtes Referenz-EKG. Hierfür werden zunächst die Ergebnisse der beiden Messprinzipien einzeln vorgestellt, bevor sie im Anschluss verglichen werden.

cEKG

In Bild 6 sind die Ergebnisse des cEKG für alle 27 Probanden im Messabschnitt „Ruhephase“ dargestellt. Als Vergleichsmaß ist auf der Ordinate der Quotient aus der Anzahl der nicht erkannten Herzschläge (falsch negativ *FN*) und der Anzahl der falsch erkannten Herzschläge (falsch positiv *FP*), bezogen auf die Anzahl der tatsächlichen Herzschläge

(Referenzannotationen *ref*) dargestellt. Übersteigt die Summe aus *FN* und *FP* den Wert von *ref*, ergibt sich eine Fehlerquote von über 100%.

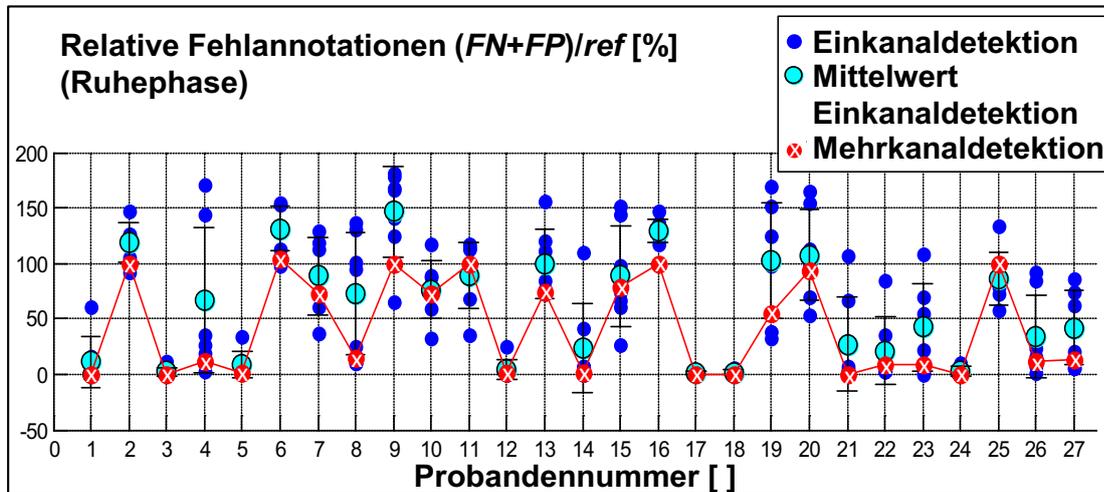


Bild 6: Vergleich der Fehlannotierungen zwischen Einkanal- und Mehrkanaldetektion in der Ruhephase

Für jeden Probanden können bis zu sieben Einkanalmessungen (ausgefüllte Kreise) durchgeführt werden, da eine der acht Elektroden als Bezugs-elektrode dient. Der mittlere Fehler aller sieben Einkanalmessungen ist durch umrahmte Kreise dargestellt. Die Fehlerrate, die sich durch die Fusion der Einkanalinformationen ergibt (Mehrkanaldetektion, vgl. Abschnitt 2.2.), ist durch die verbundenen Kreise dargestellt.

In Tabelle 2 ist die durchschnittliche Verbesserung durch eine Mehrkanaldetektion dargestellt. Hierfür werden die Differenzen zwischen „Mittelwert Einkanaldetektion“ und „Mehrkanaldetektion“ für alle Probanden gebildet und der Mittelwert betrachtet. Es ergibt sich durch die Mehrkanaldetektion für alle drei Phasen eine Verbesserung von min. 10 % gegenüber der mittleren Einkanalauswertung. Für Probanden mit extrem schlechten Ergebnissen (Fehler Mehrkanaldetektion größer 50 %, vgl. Bild 7, z.B. Probanden 2, 6, 9) konnten keine Korrelationen mit bestimmten Merkmalen der Probanden nachgewiesen werden.

Tabelle 2: Durchschnittliche Verbesserung der Herzschlagerkennung durch die Mehrkanaldetektion im Vergleich zur Einkanaldetektionen (ohne Ergebnisse der Lichtphasen, da das cEKG durch Licht nicht beeinflusst wird)

Phase	Ruhephase	Passive Bewegung	Aktive Bewegung
Verbesserung durch Mehrkanaldetektion [%]	18,6	22,3	10,1

Kamerabasierte Herzschlagmessung:

Zur Darstellung der Ergebnisse der kamerabasierten Herzschlagmessung werden die ausgegebenen Herzraten der Kameramessung mit den Referenzdaten verglichen. In Bild 7 sind die Ergebnisse über alle drei Phasen ohne Lichtartefakte (Ruhephase, Passive und Aktive Bewegung) sowie für den Messabschnitt „Ruhephase + Lichtartefakte“ dargestellt.

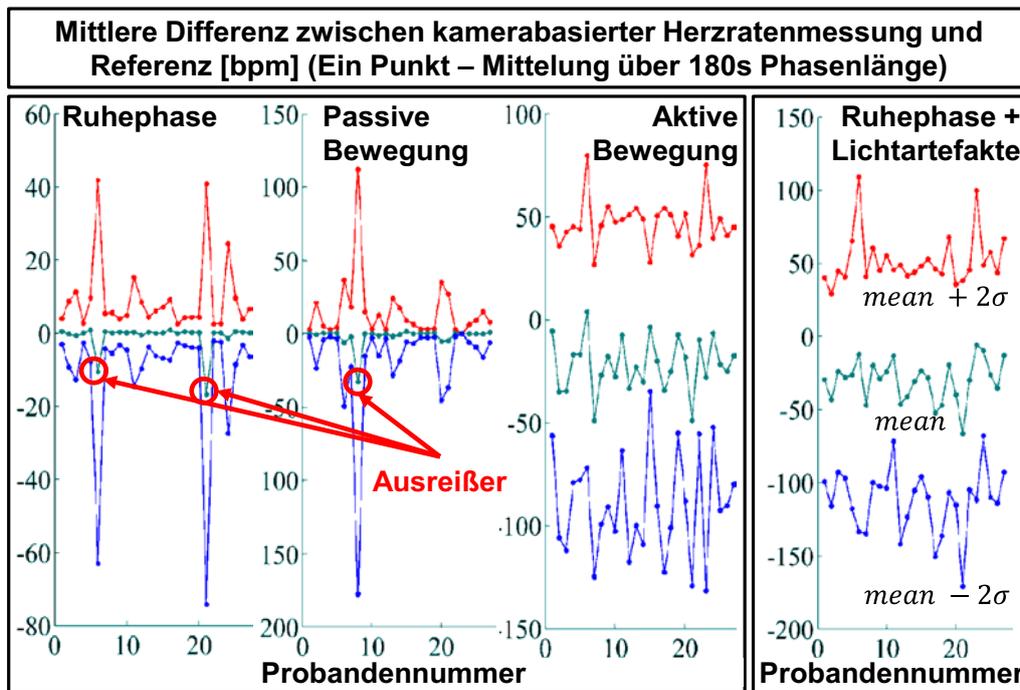


Bild 7: Vergleich der Fehlannotationen zwischen Einkanal- und Mehrkanaldetektion in der Ruhephase

Die Punkte der mittleren Linie des jeweiligen Graphen kennzeichnen die über 180 s Phasenlänge gemittelten Differenzen zwischen der kamerabasierten Herzrate und der Referenzherzrate (*mean* in [bpm]) für einen Probanden. Darüber und darunter ist jeweils der gleiche Wert samt doppelter Standardabweichung eingetragen, sodass über 95 % der Werte eingeschlossen sind ($mean \pm 2\sigma$ in [bpm]). Es ist zu erkennen, dass die kamerabasierte Herzratenmessung bei den Messabschnitten „Ruhephase“ und „Passive Bewegung“ ohne Lichtartefakte gute Ergebnisse liefert ($mean \leq 10$ bpm).

Erst bei der aktiven Bewegung steigt der Wert auf über 20 bpm. Bei den Messabschnitten mit Lichtartefakten liegen die Werte auf einem konstant hohen Niveau von bis zu 20 bpm. Für die Probanden mit großen Abweichungen (Probanden 6,11,21 („Ausreißer“), Bild 4) konnten wie auch zuvor bei dem kapazitiven Sensor keine Korrelationen mit bestimmten Probandeneigenschaften nachgewiesen werden.

Vergleich und Diskussion

Zum Vergleich der Messverfahren werden die mittleren Herzraten (*mean*) verwendet und im nächsten Schritt für beide Sensoren der mittlere Fehler zwischen Sensor-Herzrate und Referenz-Herzrate (\overline{mean}) über alle 27 Probanden gebildet:

$$\overline{mean} = \frac{\sum_{i=1}^{27} mean(i)}{27} \quad [2]$$

In Tabelle 4 sind die Ergebnisse für alle Phasen dargestellt. Insbesondere in den Messabschnitten „Ruhephase“ und „Passive Bewegung“ ohne Lichtartefakte bietet die kamerabasierte Methode Vorteile, da sie bei geringen Bewegungen weniger fehleranfällig ist.

Tabelle 4: Über alle 27 Probanden gemittelter Fehler zwischen den Herzraten der kontaktlosen Messverfahren (cEKG, Kamera) und des Referenz-EKG

\overline{mean} [bpm]	Ruhephase	Passive Bewegung	Aktive Bewegung	Ruhephase + Lichtartefakte
cEKG	8,6	9,3	16,2	8,0
Kamera	3,0	5,1	27,4	20,7

Im Bereich „Aktive Bewegung“ hingegen ergeben sich geringe Vorteile beim kapazitiven EKG, was voraussichtlich auf die Kopfbewegungen des Fahrers zurückzuführen ist. Im Extremfall ist es nämlich möglich, dass das Gesicht des Fahrers bei einem Schulterblick vollständig aus dem Sichtbereich der Kamera gedreht wird, während speziell die unteren Elektroden des kapazitiven EKG noch ausreichend Informationen liefern können. Bei schwachem Licht oder veränderlichen Lichtverhältnissen bietet hingegen das kapazitive EKG stabilere Ergebnisse.

4. Ausblick

Ausblickend ist zu sagen, dass beide Sensoren Stärken und Schwächen besitzen, die durch eine Sensordatenfusion zumindest teilweise kompensiert werden können. Allerdings sind auch Folgearbeiten zur Erhöhung der Sensorqualität und -robustheit notwendig. Für das kapazitive EKG werden weitere Studien benötigt, um besondere Einflüsse von Kleidungsmaterialien zu identifizieren und zu kompensieren. Die kamerabasierte Herzschlagmessung wird sich voraussichtlich durch robustere Algorithmen im Gesichtsfeld-Tracking sowie durch eine externe Messung von Streulichteinflüssen verbessern lassen.

5. Literaturverzeichnis

- [1] P. Mirwaldt, A. Bartels, T.-B. To, P. Pascheka, K. Lemmer, S. Zaunseder et al., Gestaltung eines Notfallassistenzsystems bei medizinisch bedingter Fahruntfähigkeit, München, 2012.
- [2] A. Aleksandrowicz, S. Leonhardt, Wireless and Non-contact ECG Measurement Systeme - the "Aachen SmartChair", Acta Polytechnica (2007), S.68–71, 2007.
- [3] J. Kim, J.e.a. Hong, Wireless biomedical signal monitoring device on wheelchair using noncontact electro-mechanical film sensor, in: Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, S. 574–577, 2007.
- [4] M.-Z. Poh, D. McDuff, R. Picard, Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation, Cambridge, Massachusetts, 2010.
- [5] B. Chamadiya, S. Heuer, U. Hofmann, M. Wagner, Towards a capacitively coupled electrocardiography system for car seat integration, 2008.
- [6] Ford Motor Company, Ford Researchers Develop Car Seat That Monitors Drivers' Heart Activity, 2013.
- [7] S. Prah, Optical Absorption of Hemoglobin, [02.07.2013], <http://omlc.ogi.edu/spectra/hemoglobin/>.
- [8] K. von Olshausen, EKG-Information, 8. Aufl., Springer DE, Berlin, 2005.
- [9] H. Durrant-Whyte, B. Rao, H. Hu, Toward a fully decentralized architecture for multi-sensor data fusion, in: Proceedings., IEEE International Conference on Robotics and Automation, S. 1331-1336, 1990.
- [10] M.E. Liggins, D.L. Hall, J. Llinas, Handbook of Multisensor Data Fusion: Theory and Practice, Second Edition (Electrical Engineering & Applied Signal Processing Series), CRC Press, 2008.
- [11] C. Li, C. Zheng, C. Tai, Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms, IEEE Transactions on Biomedical Engineering 42, S. 21-28, 1995.
- [12] N.V. Thakor, J.G. Webster, W.J. Tompkins, Estimation of QRS complex power spectra for design of a QRS filter, IEEE Transactions on Biomedical Engineering 31, S. 702-706, 1984.
- [13] J.P. Martinez, R. Almeida, S. Olmos, A.P. Rocha, P. Laguna, A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases, IEEE Transactions on Biomedical Engineering 51, S. 570-581, 2004.
- [14] S. Zaunseder, W.-J. Fischer, R. Poll, M. Rabenau, Wavelet-Based Real-Time ECG Processing for a Wearable Monitoring System, in: International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies, S. 255-260, 2008.
- [15] P. Viola, R. Lienhart, Haar Feature-based Cascade Classifier for Object Detection: Open CV, [03.07.2013], http://docs.opencv.org/modules/objdetect/doc/cascade_classification