

at 5/2010

Unterdrückung von Bewegungsartefakten in PPG-Signalen mittels Adaptive-Noise-Canceling

Motion Artifact Compensation for Photoplethysmographic Signals by Help of Adaptive Noise Cancelation

Achim Volmer, Reinhold Orglmeister, Technische Universität Berlin,
Sebastian Feese, Eidgenössische Technische Hochschule Zürich

Zusammenfassung In diesem Beitrag wird die Problematik der bewegungsbedingten Artefaktbehaftung von PPG-Signalen im Kontext des Langzeitmonitorings untersucht. Dabei wird besonders das Potential einer Signalrekonstruktion basierend auf adaptiver Filterung mittels Beschleunigungssignalen anhand verschiedener Bewegungsmuster evaluiert und quantifiziert. Ziel ist es, die Anwendbarkeit für kontinuierliches Monitoring

abzuschätzen. ▶▶▶ **Summary** This paper discusses the influence of motion artifacts on the signal quality of photoplethysmographic signals. The focus lies on a performance estimation for a reconstruction method based on adaptive filtering with help of acceleration signals acquired at the fingertip. The quality enhancement has been evaluated to propose a suitable optimal setup for a continuous long-term application.

Schlagwörter Bewegungsartefakte, Langzeitmonitoring, adaptive Filterung, PPG ▶▶▶ **Keywords** Motion artifacts, personal-healthcare, adaptive filtering, PPG

1 Einleitung

Durch den demographischen Wandel wird die Versorgung älterer Menschen mit Personal-Healthcare-Systemen zur Vorbeugung und Rehabilitation immer bedeutender. Die Langzeitüberwachung von Vitalparametern und Biosignalen mittels 24/7-Monitoring stellt dabei eine Schlüsseltechnologie dar.

Kontinuierliches Monitoring bedeutet, dass Signale in jeder Lebenslage erhoben werden, wodurch bewegungsbedingte Artefakte unausweichlich sind. Derartige Daten weisen oft nur eine geringe Konsistenz auf und sind daher

nicht lückenlos auswertbar [1]. Besonders anfällig für Bewegungsartefakte ist das Photoplethysmogramm (PPG) und die daraus ermittelte Sauerstoffsättigung (SpO_2).

Der Einfluss auf die Zuverlässigkeit bei Störung durch Bewegung wird beispielhaft für zwei Signalausschnitte mit Bewegungsartefakten in Bild 1 deutlich. Größere Handbewegungen oder ein Hustenanfall lassen die typische doppelgipflige Struktur des PPGs gänzlich verschwinden.

In dieser Arbeit wird daher untersucht, in wie weit eine Verbesserung der Signalqualität des PPGs für die Anwendung in Personal-Healthcare-Systemen möglich ist. Dazu

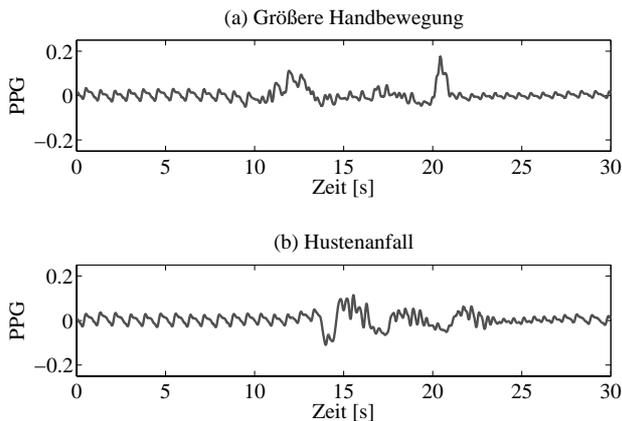


Bild 1 Bewegungsartefakte im normalisierten PPG-Signal. Die Ausschnitte zeigen je 30 Sekunden: (a) größere Bewegung der Hand, (b) Hustenanfall.

soll das gestörte PPG-Signal adaptiv unter Zuhilfenahme von Beschleunigungssignalen als Referenz gefiltert werden.

1.1 Bestimmung des PPGs

Das Photoplethysmogramm wird mittels einer photometrischen Methode bestimmt. Das Messsignal veranschaulicht die pulsierende Strömung des Blutes indem die mit der Pumpaktion des Herzens verbundene Änderung des Arterienradius als Absorptionsänderung gemessen wird.

Dazu wird ein peripherer Körperteil, in der Regel ein Finger, Zeh oder ein Ohrläppchen, von einer Seite mit Licht bestimmter Wellenlänge durchleuchtet und auf der anderen Seite das transmittierte Licht detektiert.

Die Absorption setzt sich bei der Messung aus einem konstanten (DC) und einem pulsierenden Anteil (AC) zusammen (Bild 2). Der konstante Anteil ergibt sich aus der Absorption durch Hautschichten, Gewebe und Knochen und ist von deren Dicke, Farbe und Struktur abhängig. In Ruhelage ergibt sich durch die Absorption des Blutes in den Venen ebenfalls ein konstanter Anteil. Der pulsierende Anteil wird durch die arterielle Pulsation verursacht. Diese entsteht durch das Ausdehnen und Zusammenziehen der Arterien [2].

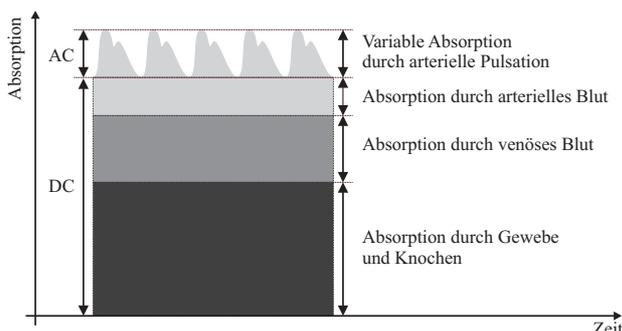


Bild 2 Komponenten des Absorptionssignals; aufgeteilt in AC- und DC-Komponente.

Mittels des Fotodetektors wird allerdings die transmittierte Intensität und nicht die Absorption gemessen. Daher ist die Berechnung eines normalisierten PPGs

$$I_{NPPG}(t) = - \frac{I_{AC}(t)}{I_{DC}(t)} \quad (1)$$

aus den gemessenen Intensitäten üblich. Die dafür notwendigen AC- und DC-Signale lassen sich durch lineare Filterung aus dem Intensitätssignal erzeugen. Eine Trennfrequenz $f_x = 0,5$ Hz erweist sich hier als günstig und ermöglicht die Messung der Pulsation ab einer Herzfrequenz von 30 BPM (engl. beats per minute).

1.2 Artefaktentstehung

Der Ursprung von Bewegungsartefakten lässt sich auf unterschiedliche physikalische Prozesse zurückführen. Zum einen verursacht die mechanische Verschiebung des Sensors relativ zum Finger (engl. **Probe-Coupling**) Artefakte. Diese können jedoch relativ gut durch mechanische Fixierung oder Modellierung des Probe-Coupling-Effekts unterdrückt werden [3].

Zum anderen sind physiologische Effekte für Artefakte verantwortlich. Tritt **venöse Pulsation** auf, beschreibt das Photoplethysmogramm nun nicht mehr ausschließlich die Blutvolumenänderungen in der Arterie, sondern auch in der Vene [4]. Dieser Effekt wird besonders dadurch begünstigt, dass von außen auf das Gefäßsystem einwirkende Bewegung vorwiegend venöses Blut beeinflusst, da der Druck in den Venen deutlich geringer als in den Arterien ist.

2 Methodik

Besonders beim Langzeitmonitoring ist also eine Artefaktkompensation zu erwägen. Um das Potential einer Rekonstruktion mittels Beschleunigungssignalen zu bemessen und eine optimale Struktur für einen kontinuierlichen Betrieb zu finden, wurden kombiniert PPG- und Beschleunigungssignale aufgezeichnet.

2.1 Messsystem

Zur Erhebung der artefaktbehafteten Messdaten wurde ein Body-Sensor-Network entwickelt, das aus verschiedenen Sensormodulen und einem Koordinator besteht. Die Kommunikation wird drahtlos mittels MAC (Media-Access-Control) und PHY (physikalische Schicht) nach IEEE 802.15.4 (ZigBee) abgewickelt, um möglichst real die Bedingungen eines 24/7-Monitorings herzustellen. So können verschiedenen Biosignale gleichzeitig aufgenommen, zusammengeführt und bewertet werden [5]. Das Besondere dieses Systems liegt in der genauen Synchronisation der Abtastzeitpunkte zwischen den Sensorsystemen, deren Unsicherheit geringer als $4 \mu s$ ist.

Das PPG-Sensorsystem (Bild 3) umfasst ein Frontend zur Steuerung der Lichtquellen in Form von Leuchtdioden sowie einen Transimpedanz-Verstärker, der den Photostrom des Lichtsensors in eine Spannung umsetzt. Der zentrale MSP430F1611 low-power Mikrocontroller

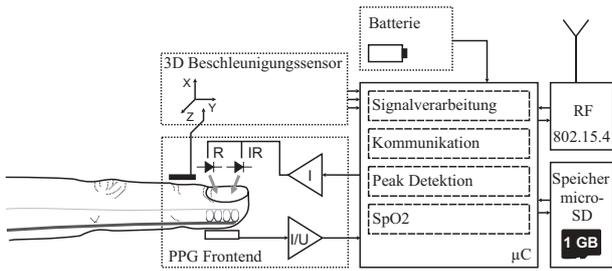


Bild 3 Blockschaltbild des Sensorsystems zur Erfassung des PPGs und der Sauerstoffsättigung in Kombination mit Beschleunigungssensoren.

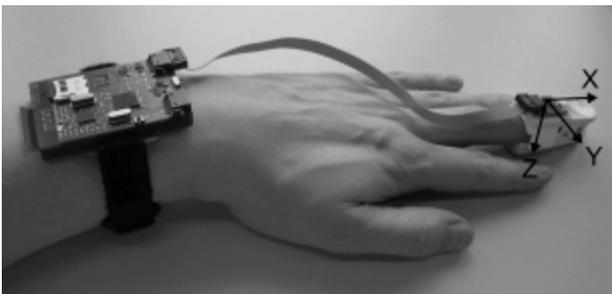


Bild 4 Trageweise des PPG-Sensorsystems am Handgelenk. Äußere Abmessungen des Hauptmoduls: 45 mm × 65 mm.

digitalisiert das Intensitätssignal sowie die Signale eines dreiachsigen Beschleunigungssensors, der direkt auf dem Fingerclip platziert ist, mit einer Abtastrate von 200 Hz und einer Auflösung von 12 bit. Das System ist batteriebetrieben und besitzt eine Funkschnittstelle zur Synchronisation und Datenübertragung. Darüber hinaus dient eine µSD-Karte als Massenspeicher.

Bild 4 zeigt das Hauptmodul, das am Handgelenk getragen wird, und den über eine Kabelverbindung angeschlossenen Fingerclip mit integriertem Beschleunigungssensor.

2.2 Versuchsaufbau

Um den Nutzen einer adaptiven Filterung bemessen zu können, wird an jeder Hand jeweils ein PPG-Sensorsystem befestigt, das mittels des Body-Sensor-Networks synchronisiert wird. Während mit der rechten Hand verschiedene Bewegungen ausgeführt werden, liegt die linke Hand in Ruhe auf dem Tisch. Dieser Aufbau bietet den Vorteil, dass sowohl ein artefaktbehaftetes PPG in Kombination mit entsprechenden Beschleunigungen des Fingers als auch ein artefaktfreies PPG ermittelt wird, das als Referenz dient.

3 Bewegungseinfluss

In diesem Abschnitt wird der Einfluss der Bewegung auf das PPG-Signal genauer untersucht. Es ist plausibel, dass die Artefakte im PPG-Signal mit dem Signal der Beschleunigungssensoren korreliert sind, da Bewegung vornehmlich Blutvolumenänderung im venösen Niederdrucksystem bewirkt. Entscheidend ist es nun zu

untersuchen, wie stark Beschleunigung und Artefakt korreliert sind und mit welchem zeitlichen Einfluss die Bewegung im PPG hervortritt, da auf diese Weise beim Entwurf einer Kompensationsmethode Parameter wie zum Beispiel die Filterordnung abgeschätzt werden können.

Prinzipiell setzt sich das gestörte PPG-Signal aus zwei Teilen zusammen: dem eigentlichen Pulssignal sowie der durch die Bewegung hervorgerufenen Störung. Um den Bewegungseinfluss möglichst unabhängig vom Pulssignal zu charakterisieren, wird ein Mittelungsverfahren eingesetzt. Das PPG-Signal wird dazu bei insgesamt 60 Wiederholungen der gleichen sprunghaften Bewegungen horizontal, vertikal und in Fingerrichtung ermittelt. Anschließend werden zwei Sekunden lange Signalauschnitte der Beschleunigungssignale und des PPG-Signals zeitlich zentriert um die Stellen maximaler Beschleunigung ausgeschnitten und überlagert.

Da die ausgeführte sprunghafte Bewegung im Allgemeinen zum Pulssignal unkorreliert ist, wird auf diese Weise die Pulswelle gegenüber der Störung durch die Beschleunigung unterdrückt.

Der mittlere Bewegungseinfluss auf das PPG-Signal für die verschiedenen Bewegungsrichtungen ist in den Bildern 5–7 dargestellt. Dabei lässt sich ein Zusammenhang zwischen der mittleren Störung im PPG-Signal und den mittleren Beschleunigungen feststellen.

In Bild 5 zeigt sich zudem, dass der Einfluss in Fingerrichtung am stärksten ist. Dieses wird dadurch deutlich, dass die normalisierte PPG-Störung eine Amplitude von 0,1 besitzt, obwohl die mittlere X-Beschleunigung nur eine Amplitude von 1,5 g aufweist. Bei seitlicher Bewegung hingegen (Bild 6) führt eine sehr starke Y-Beschleunigung von etwa 2,5 g nur zu einer relativen

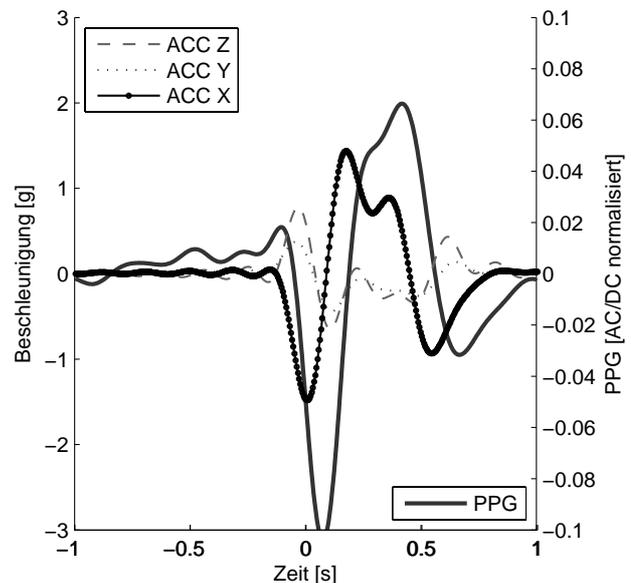


Bild 5 Bewegungseinfluss auf das PPG bei horizontaler Bewegung in Fingerrichtung.

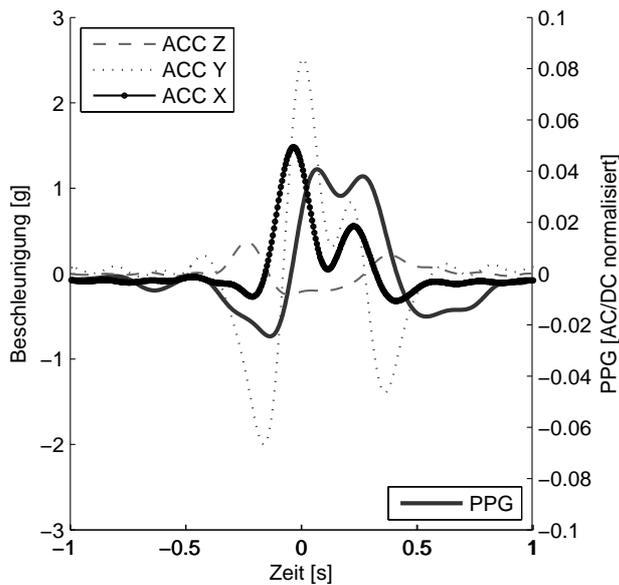


Bild 6 Bewegungseinfluss auf das PPG bei seitlicher Bewegung.

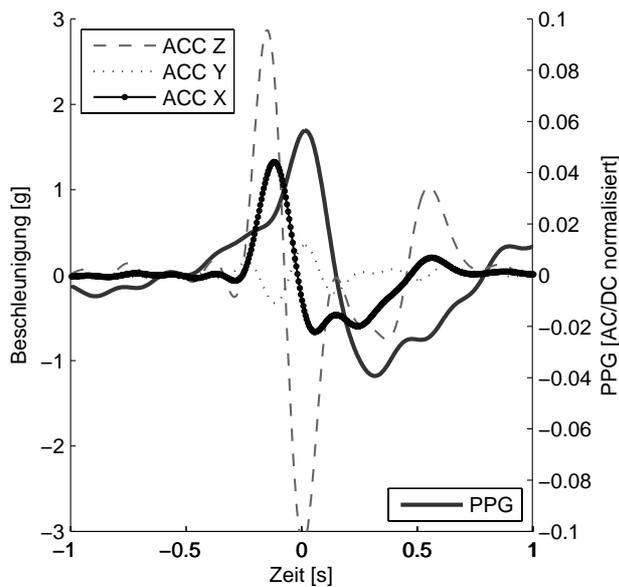


Bild 7 Bewegungseinfluss auf das PPG bei vertikaler Bewegung.

Störampplitude von 0,04. In vertikaler Richtung (Bild 7) ist der Einfluss der Z-Beschleunigung mit der seitlichen vergleichbar.

Durch einen Vergleich der maximalen **Korrelationswerte** zwischen einzelnen Komponenten der Beschleunigung und der Störung im PPG-Signal (Tabelle 1) wird deutlich, dass die X-Komponente der Beschleunigung den Bewegungseinfluss gut beschreibt.

Zusätzlich fällt auf, dass die Beschleunigung verzögert auf das PPG wirkt. In Tabelle 2 sind die aus der Kreuzkorrelation ermittelten Verzögerungszeiten für die verschiedenen Beschleunigungskomponenten und Bewegungen zusammengefasst. Sie bewegen sich zwischen 75 ms und 220 ms.

Tabelle 1 Mittlere maximale Korrelation zwischen einzelnen Beschleunigungskomponenten und der Störung im PPG-Signal bei sprunghaften Bewegungen in verschiedene Richtungen.

Bewegung	X	Y	Z
in Fingerrichtung	0,906	0,638	0,708
seitlich	0,822	0,712	0,859
vertikal	0,855	0,195	0,649

Tabelle 2 Mittlere Verzögerungszeit zwischen einzelnen Beschleunigungskomponenten und der Störung im PPG-Signal bei sprunghaften Bewegungen in verschiedene Richtungen.

Bewegung	X	Y	Z
in Fingerrichtung	100 ms	135 ms	120 ms
seitlich	110 ms	75 ms	120 ms
vertikal	155 ms	170 ms	220 ms

Die hier erzielten Ergebnisse stimmen gut mit denen von Asada [9] überein. Dort wurde bei einer für Jogging typischen Handbewegung eine Korrelation zwischen 0,89 und 0,93 gemessen, sowie eine Zeitverzögerung zwischen 80 ms und 100 ms festgestellt.

Der Einsatz von adaptiver Filterung zur Unterdrückung von Bewegungsartefakten ist ausgehend von dieser Bestimmung des Bewegungseinflusses offenbar sinnvoll, da besonders das X-Beschleunigungssignal gut mit der PPG-Störung korreliert ist. Ferner deutet der zeitverzögerte Einfluss darauf hin, dass die Bewegung durch den Körper verändert als additives Artefakt auftritt. Die Filterlänge ist also so zu bemessen, dass der Einfluss der Beschleunigung noch komplett abgedeckt wird.

4 Adaptive-Noise-Canceler (ANC) für PPG-Signale

In der Literatur finden sich einige Anwendungen der adaptiven Filterung zur PPG-Signalrekonstruktion [7]. Relente und Sison unterdrücken Artefakte mittels ein-kanaliger Beschleunigung unter Anwendung von LMS- (least mean squares) und RLS-Filtern (recursive least squares) der Länge $N = 32$ [8]. Als Qualitätsmerkmal wird lediglich die korrekte Herzrate ausgewertet.

Asada motiviert die Anwendung eines ANCs durch die Bestimmung der Korrelation zwischen Beschleunigung und Artefakt, die Rekonstruktionsqualität wird allerdings subjektiv bestimmt [9].

Um die Anwendbarkeit eines ANCs zu begründen, wird in dieser Arbeit zuerst auf die Funktion und die Randbedingungen der Methode eingegangen. Anschließend werden der gewählte Bewertungsmaßstab und die erzielten Ergebnisse vorgestellt.

4.1 Funktionsweise des ANC

Adaptive-Noise-Canceling ist ein Verfahren zur Störreduktion gemessener Signale mit Hilfe eines Referenz-

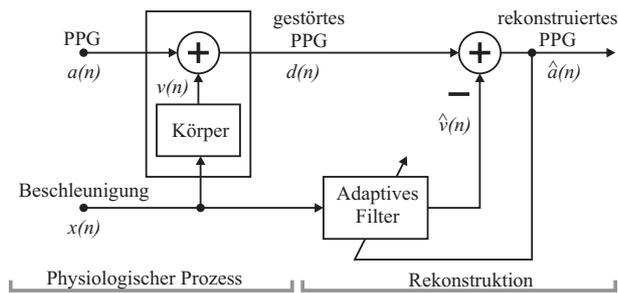


Bild 8 ANC mit Beschleunigungssignalen.

signals. Im Wesentlichen besteht ein ANC aus einem System mit zwei Eingängen und einer geschlossenen Regelschleife [6]. Durch ein adaptives Filter wird mittels eines Referenzsignals das Störsignal geschätzt und vom gestörten Signal abgezogen, um so eine Schätzung des Nutzsignals zu erhalten (Bild 8). Vorausgesetzt werden allerdings drei Bedingungen:

1. Das gemessene Signal $d(n)$ ergibt sich aus dem Nutzsignal $a(n)$ und einem **additiven** Störsignal $v(n)$:

$$d(n) = a(n) + v(n) \quad (2)$$

2. Nutzsignal $a(n)$ und Störsignal $v(n)$ sind **unkorreliert**, d. h.

$$E[a(n)v(n-k)] = 0 \quad \forall k \quad (3)$$

mit E als Erwartungswertoperator.

3. Störsignal $v(n)$ und Referenzsignal $x(n)$ sind miteinander **korreliert**, d. h.

$$E[v(n)x(n-k)] = p(k), \quad (4)$$

wobei $p(k)$ die Kreuzkorrelation an der Stelle k ist.

Am Ausgang des adaptiven Filters liegt eine Schätzung für das Störsignal $\hat{v}(n)$ an. Das Ausgangssignal $\hat{a}(n)$ ergibt sich damit zu

$$\hat{a}(n) = d(n) - \hat{v}(n) = a(n) + v(n) - \hat{v}(n) = e(n), \quad (5)$$

es dient zum einen einer weiteren Adaptierung der Filterkoeffizienten, zum anderen als direkter Systemausgang. Der Störanteil im Systemausgang beträgt $v(n) - \hat{v}(n)$.

4.2 Adaption der Filterkoeffizienten

Die Adaption der Filterkoeffizienten erfolgt durch die Minimierung einer Kostenfunktion $J(\mathbf{w})$ in Abhängigkeit der Filterkoeffizienten \mathbf{w} . Dabei wird der mittlere quadratische Fehler $E[e^2(n)]$ verwendet.

Beim RLS-Algorithmus ist die Kostenfunktion gegeben durch:

$$J(\mathbf{w}, n) = \sum_{i=1}^n \lambda^{n-i} e^2(i). \quad (6)$$

Damit wird der Erwartungswert fortlaufend approximiert, wobei durch den sog. Gedächtnisfaktor λ

zurückliegende Werte geringer gewichtet werden. Die Least-Squares-Lösung ergibt für die Koeffizienten

$$\mathbf{w}(n) = \mathbf{R}^{-1}(n)\mathbf{p}(n), \quad (7)$$

wobei sich die Autokorrelationsmatrix $\mathbf{R}(n)$ zu

$$\mathbf{R}(n) = \sum_{i=1}^n \lambda^{n-i} \mathbf{x}(i)\mathbf{x}^T(i) \quad (8)$$

und der Kreuzkorrelationsvektor $\mathbf{p}(n)$ zu

$$\mathbf{p}(n) = \sum_{i=1}^n \lambda^{n-i} \mathbf{x}(i)d(i) \quad (9)$$

ergibt. Die Autokorrelationsmatrix und der Kreuzkorrelationsvektor können nach kurzer Umformung rekursiv berechnet werden. Mit Hilfe des Matrix-Inversions-Lemmas ist es außerdem möglich, die Invertierung der Autokorrelationsmatrix rechentechnisch effizient zu berechnen [10].

Wie in Abschnitt 3 untersucht, ist die Störung des PPG-Signals in der Regel gut mit der X-Beschleunigung korreliert, während die Pumpaktion des Herzens davon weitestgehend unabhängig ist. Das Potential einer Störsignal-Unterdrückung mittels ANC wird daher im Folgenden untersucht.

4.3 Bewertungsmaßstab

In vielen Versuchen zur PPG-Signal-Rekonstruktion wurde auf einen objektiven Bewertungsmaßstab verzichtet [8]. Um die Qualität der verwendeten Algorithmen objektiv zu überprüfen, wird in dieser Arbeit die Änderung des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR) durch die Anwendung der Filterung betrachtet. Dabei dient das PPG-Signal des PPG-Sensorsystems an der linken Hand in Ruhe als Referenz für die Signalquelle (S), während aus der Differenz von gemessenem PPG-Signal in Bewegung und Referenzsignal das Störsignal (N) berechnet wird.

$$\text{SNR [dB]} = 10 \cdot \log \frac{\sum_n S^2(n)}{\sum_n N^2(n)} \quad (10)$$

Für die Vergleichbarkeit der SNR-Werte ist es jedoch notwendig, den Einfluss der Signalamplitude zu eliminieren. Dazu werden Referenz- und Störsignal in Abschnitte der Dauer von 2 s zerteilt, die damit mindestens eine Pulsation bei einer minimalen Herzrate von 30 BPM abdecken. Nach einer Mittelwertbefreiung wird der Signalabschnitt auf seine Standardabweichung bezogen, wodurch die Amplituden der zu vergleichenden Signale normalisiert sind.

Die Vergleichbarkeit der Pulswelle zwischen dem linken und rechten Arm ist aber dennoch nicht unproblematisch, da Unterschiede in der Vasokonstriktion für eine Variation der Wellenausbreitungsgeschwindigkeit in den unterschiedlichen Gefäßabschnitten sorgen.

Diese lassen sich als Puls-Arrival-Time (PAT), der Dauer von der elektrischen Erregung des Herzens bis

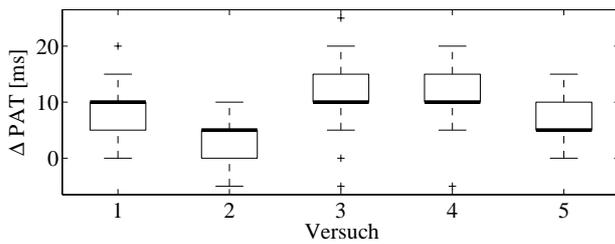


Bild 9 Boxplots der Unterschiede der Pulswellenlaufzeit (ΔPAT) zwischen linkem und rechtem Arm für fünf gleichartige Versuche von je einer Minute.

zum Eintreffen der Pulswelle an der Peripherie, bemessen. Jago und Murray fanden dafür bei Versuchswiederholungen an einem Individuum deutliche Variationen [11], die auch bei eigenen Versuchen (Bild 9) bestätigt wurden.

Aus diesem Grund werden vor der Berechnung des SNR die normalisierten Signalabschnitte zusätzlich durch Kreuzkorrelation synchronisiert.

5 Ergebnisse

Ausgehend von den Vorüberlegungen für die adaptive Filterung wurden insgesamt zwölf verschiedene Bewegungen für je 1 min ausgeführt, die repräsentativ für Situationen während des Langzeitmonitorings sind.

Dazu zählen sprunghafte Bewegungen in drei Raumrichtungen (sp) jeweils alle zehn Sekunden, periodische Bewegungen (p), die als kontinuierliche Pendelbewegung in den entsprechenden Richtungen ausgeführt wurden, sowie kreisende Bewegungen in drei verschiedenen Geschwindigkeiten und zwei Ebenen. Zur Adaptierung der Filterkoeffizienten wurde jeweils ein RLS-Algorithmus verwendet.

5.1 Einfluss des Referenzsignals auf die Rekonstruktion

Bild 10 stellt die Signalqualität der PPG-Signale für die unterschiedlichen Bewegungsversuche gegenüber und

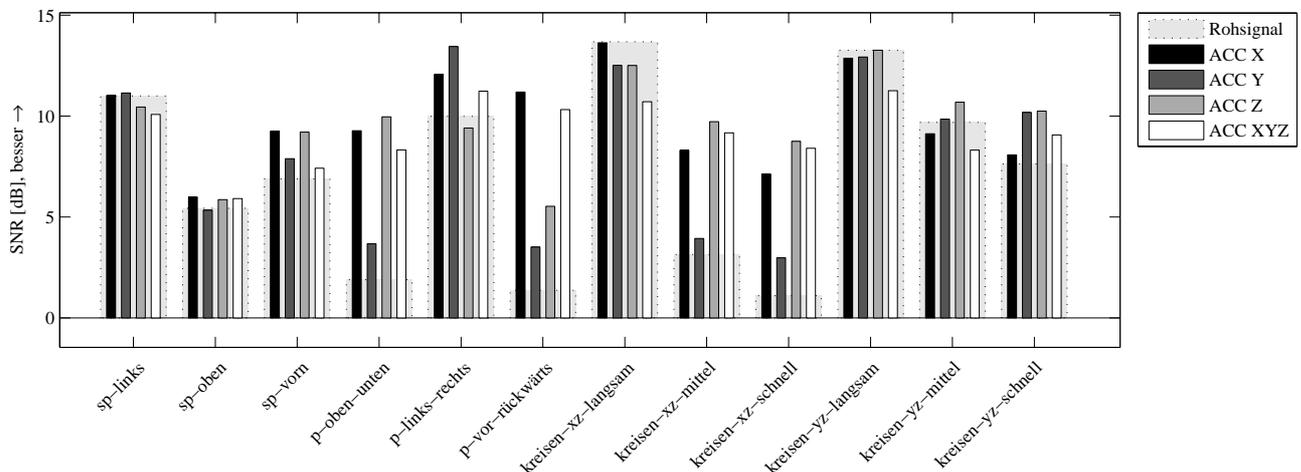


Bild 10 Einfluss auf das SNR durch adaptive RLS-Filterung des PPG-Signals mit verschiedenen Beschleunigungssignalen als Referenz für zwölf verschiedene Bewegungen (Filterlänge $N = 40$ je Raumrichtung).

veranschaulicht den Einfluss der Auswahl des Referenzsignals für die Rekonstruktion. Das Rohsignal wurde dazu durch RLS-Filterung mit je einem Beschleunigungssignal separat als Referenz (ACC X, ACC Y, ACC Z) gefiltert. Zusätzlich wurde die Filterstruktur dreifach implementiert, um drei Störsignalschätzungen mit den jeweiligen Beschleunigungssignalen als Referenz gleichzeitig zu erzeugen. Durch anschließende Summierung ergibt sich eine gemeinsame Störschätzung $\hat{v}(n)$, die schließlich vom gemessenen Signal $d(n)$ subtrahiert wird (ACC XYZ). Der Vergessensfaktor λ wurde für die Berechnungen zu 0,9998 gewählt.

Für die sprunghaften Bewegungen (sp) lässt sich feststellen, dass die Qualität des Rohsignals für seitliche horizontale Bewegungen gut ist, also auch der Bewegungseinfluss gering ist. Deutlich schlechter ist das SNR des Rohsignals für Bewegungen in Finger- oder in vertikaler Richtung. Bei kreisenden Bewegungen ist zu erkennen, dass langsame Bewegungen gegenüber mittleren und schnellen Bewegungen weniger artefaktbehaftet sind.

Eine Artefaktkompensation ist vor allem bei Signalen mit geringem SNR erfolgreich, während bei hoher Signalqualität auch eine leichte Verschlechterung entsteht. Zusätzlich wird deutlich, dass in der Gruppe der sprunghaften (sp) und periodischen (p) Bewegungen fast immer die X-Komponente der Beschleunigung besonders gute Werte liefert.

Kreisende Bewegungen lassen sich hingegen auch mit der Z-Komponente der Beschleunigung gut rekonstruieren. Diese liegt vor allem in der langsameren Ausführungsgeschwindigkeit der kreisenden Bewegungen, wodurch vermutlich Ausgleichsprozesse des statischen Blutdrucks die Artefaktbehaftung dominieren.

5.2 Einfluss der Filterlänge auf die Rekonstruktion

Die Filterlänge hat zusätzlich erheblichen Einfluss auf die erzielbare Artefaktunterdrückung. In Bild 11 ist die Än-

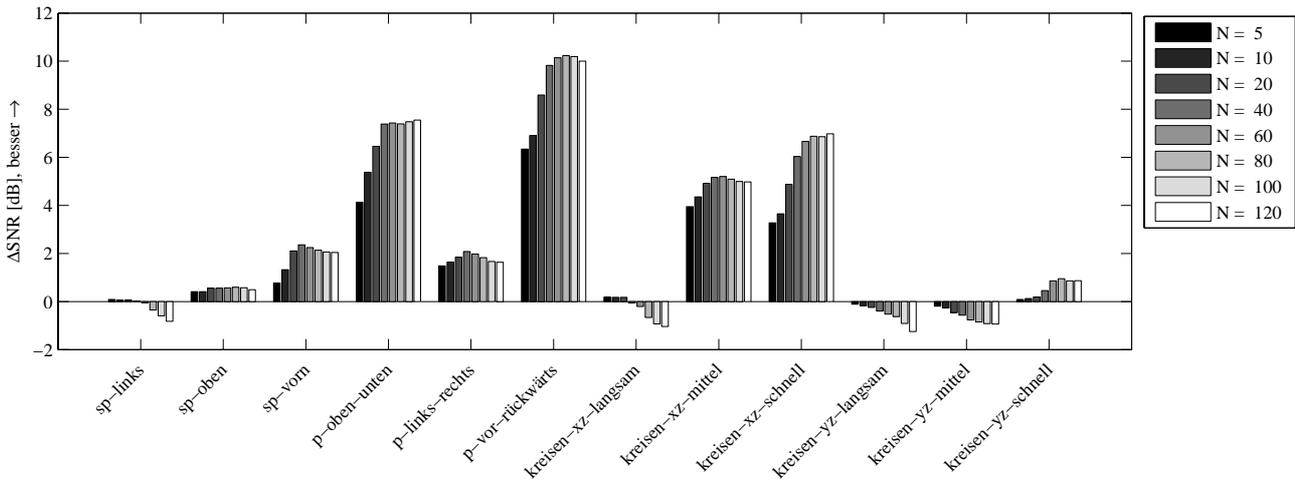


Bild 11 Einfluss auf die SNR-Änderung durch adaptive RLS-Filterung des PPG-Signals mit Beschleunigungssignalen in X-Richtung für zwölf verschiedene Bewegungen in Abhängigkeit der Filterlänge N .

derung des SNR in Abhängigkeit von der Filterlänge für die zwölf oben beschriebenen Versuche dargestellt. Hier wurde für die Rekonstruktion die X-Komponente verwendet.

Immer dann, wenn eine deutliche Verbesserung des SNR mittels Filterung erreichbar ist, fällt auf, dass die Vergrößerung der Filterlänge bis $N = 40$ deutlichen Einfluss hat. Darüber hinaus sind nur noch minimale Verbesserungen erreichbar. Daher ist die Verwendung eines Filters der Länge $N = 40$ als Optimum zwischen Rechenaufwand und erzielbarer Signalverbesserung einzuschätzen.

Dieses Ergebnis deckt sich gut mit den Erkenntnissen aus Abschnitt 3, in dem die Zeitverzögerung des maximalen Bewegungseinflusses in X-Richtung auf 100 ms

bis 155 ms bemessen wurden. Bei einer Abtastrate von $f_a = 200$ Hz entspricht dieses 20 bis 31 Abtastwerten.

5.3 Rekonstruktion des PPG-Zeitsignals

In den Bildern 12–14 sind jeweils das artefaktbehaftete und das rekonstruierte PPG-Signal zusammen mit der Referenz für drei verschiedene Bewegungen dargestellt.

Sämtliche Signale sind durch RLS-Filterung der Länge $N = 40$ und $\lambda = 0,9998$ mit der X-Komponente der Beschleunigung als Referenz rekonstruiert. Dabei wird die wirksame Unterdrückung der Artefakte durch Einsatz des ANC deutlich. Auch bis zur Unkenntlichkeit entartete Signale (Bilder 13 und 14) besitzen nach der Rekonstruktion wieder die charakteristische doppelgipflige Struktur.

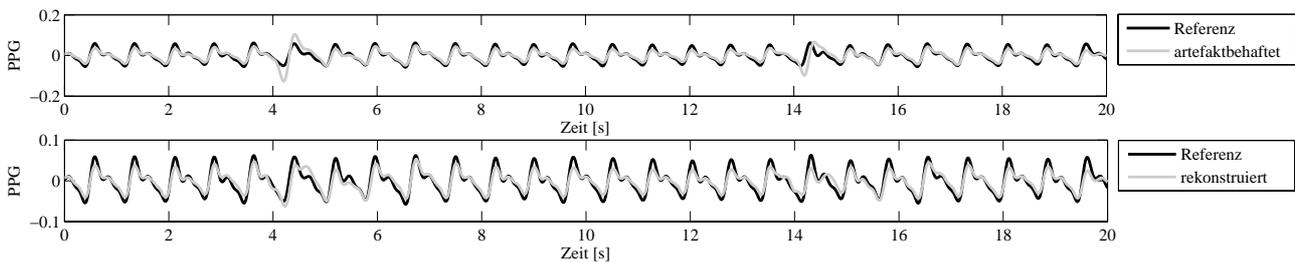


Bild 12 Rekonstruktion des PPG-Zeitsignals für sprunghafte Bewegung nach vorn (*sp-vorn*).

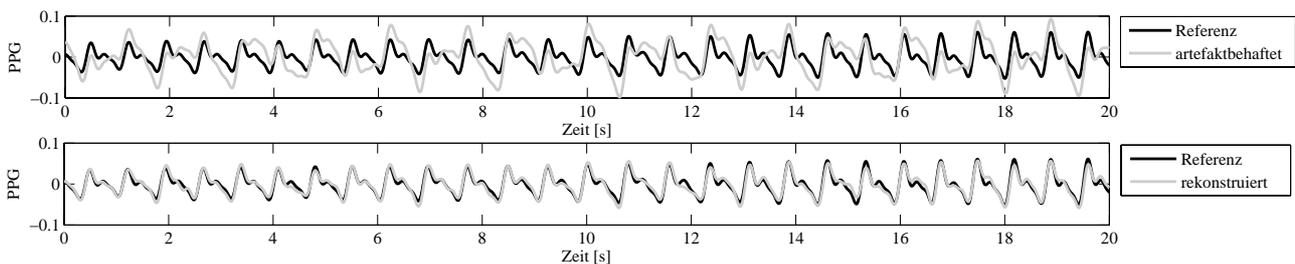


Bild 13 Rekonstruktion des PPG-Zeitsignals für periodische Bewegung in Fingerrichtung (*p-vor-rückwärts*).

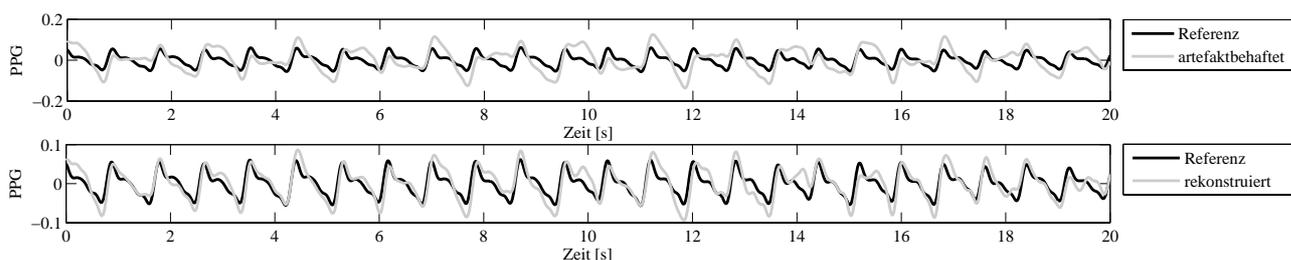


Bild 14 Rekonstruktion des PPG-Zeitsignals für kreisende Bewegung in der XZ-Ebene (kreisen-xz-schnell).

6 Fazit

Die Rekonstruktion artefaktbehafteter PPG-Signale ist durch die Anwendung adaptiver Filterung möglich. Die SNR-Verbesserung zeigt, dass der Einsatz der X-Komponente der Beschleunigung als Referenzsignal allein gute Ergebnisse liefert. Mit einer Filterlänge von $N = 40$ wurde das Optimum zwischen Rechenaufwand und Rekonstruktionsqualität gefunden, wodurch eine Implementierung auf Systemen mit geringer Rechenleistung ermöglicht wird.

Um im kontinuierlichen Betrieb leichte Verschlechterungen des Signals in Phasen geringer Bewegung zu umgehen, ist ein hybrider Ansatz denkbar, der den Adaptive-Noise-Canceler nur bei großer Artefaktbehaftung zuschaltet.

Literatur

- [1] O. Such, J. Mühlsteff, *The Challenge of Motion Artifact Suppression in Wearable Monitoring Solutions*. In: Proc. 3rd IEEE/EMBS International Summer School on Medical Devices and Biosensors, 2006, S. 49–52.
- [2] J. G. Webster (Hrsg.), *Design of Pulse Oximeters*. Bristol: Institute of Physics Publishing, 1997.
- [3] J. Hayes, P. Smith, *A New Method for Pulse Oximetry Possessing Inherent Insensitivity to Artifact*. In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering 48 (2001), Nr. 4, S. 452–461.
- [4] M. Neumann, N. Wang, *Motion Artifact in Pulse Oximetry*. In: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 12 (1990), Nr. 5, S. 2007–2008.
- [5] A. Volmer, R. Orglmeister, *Wireless Body Sensor Network for low-power motion-tolerant synchronized vital sign measurement*. In: Proceedings of the 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2008, S. 3422–3425.
- [6] S. Haykin, *Adaptive Filter Theory (4th Edition)*. Prentice Hall, 2001.
- [7] P. Gibbs et al., *Active Motion Artifact Cancellation for Wearable Health Monitoring Sensors using MEMS Accelerometers*. In: Proceedings of the SPIE Bd. 5765, 2005, S. 811–819.
- [8] A. Relente, L. Sison, *Characterization and Adaptive Filtering of Motion Artifacts in Pulse Oximetry using Accelerometers*. In: Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference, 2002, S. 1769–1770.
- [9] H. Asada et al., *Active noise cancellation using MEMS accelerometers for motion-tolerant wearable bio-sensors*. In: Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Bd. 1, 2004, S. 2157–2160.

- [10] B.-U. Köhler, *Konzepte der statistischen Signalverarbeitung*. Springer, Berlin Heidelberg New York, 2005.
- [11] J. Jago, A. Murray, *Repeatability of peripheral pulse measurements on ears, fingers and toes using photoelectric plethysmography*. In: Clinical Physics & Physiological Measurement 9 (1988), S. 319–330.

Manuskripteingang: 21. September 2009



Dipl.-Ing. Achim Volmer ist Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Fachgebiet Elektronik und medizinische Signalverarbeitung der Technischen Universität Berlin. Hauptarbeitsgebiete: Elektronik, Reduktion von Bewegungsartefakten in Biosignalen für Langzeitmonitoring, drahtlose Body-Sensor-Netzwerke für die Erfassung von Vitalparametern sowie Biosignalverarbeitung.

Adresse: Technische Universität Berlin, Fachgebiet Elektronik und medizinische Signalverarbeitung, Einsteinufer 17, D-10587 Berlin, Tel.: +49-(0)30-31421432, Fax: +49-(0)30-31422120, E-Mail: Achim.Volmer@TU-Berlin.de



Dipl.-Ing. Sebastian Feese studierte Technische Informatik an der Technischen Universität Berlin. In seiner Diplomarbeit beschäftigte er sich mit der Implementierung und Rekonstruktion gestörter Vitaldaten. Aktuell ist er Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Wearable Computing Laboratory der ETH Zürich. Hauptarbeitsgebiete: Biosignalverarbeitung, Aktivitäts- und Verhaltensmonitoring.

Adresse: Eidgenössische Technische Hochschule Zürich, Institut für Elektronik, Gloriastrasse 35, 8092 Zürich, Tel.: +41 44 6323077, E-Mail: feese@ife.ee.ethz.ch



Prof. Dr.-Ing. Reinhold Orglmeister ist Leiter des Fachgebiets Elektronik und medizinische Signalverarbeitung der Technischen Universität Berlin. Hauptarbeitsgebiete: Verarbeitung mehrkanaliger medizinischer und akustischer Signale in Theorie, Soft- und Hardware, Statistische Signalverarbeitung, Blinde Quellentrennung, Mustererkennung und Signalklassifikation.

Adresse: Technische Universität Berlin, Fachgebiet Elektronik und medizinische Signalverarbeitung, Einsteinufer 17, D-10587 Berlin, Tel.: +49-(0)30-31423362, Fax: +49-(0)30-31422120, E-Mail: Reinhold.Orglmeister@TU-Berlin.de