

## BERÜHRUNGSLOSE BESTIMMUNG DER HERZ- UND ATMUNGSFREQUENZ

Kristian Kroschel<sup>1</sup>, Jürgen Metzler<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Karlsruher Institut für Technologie (KIT)

<sup>1,2</sup> Fraunhofer Institut für Optronik, Systemtechnik und Bildauswertung (IOSB)

e-mail: kristian.kroschel@kit.edu

**Kurzfassung:** Herz- und Atmungsfrequenz lassen sich berührungslos mit Hilfe des von einem Laservibrometer gelieferten Vibrokardiogramms (VBKG) bestimmen. Dazu wird das Laser-Rohsignal vom Mittelwert befreit und in einem Hochpass vom Atmungssignal getrennt. Andererseits wird das Atmungssignal durch Tiefpassfilterung aus dem Rohsignal gewonnen.

Es kommen verschiedene Messorte an der Körperoberfläche in Betracht. Am besten zugänglich ist die Halsregion. Der beste Messort wird durch das Kriterium gewonnen, dass das Messsignal die vom Elektrokardiogramm (EKG) her bekannte Periodizität in Form von ausgeprägten Signalspitzen aufweist. Diese Periodizität bildet sich auch in der zugehörigen Autokorrelationsfunktion ab, so dass die Art der Autokorrelationsfunktion zur Auswahl des Messorts verwendet werden kann.

Grundsätzlich kann man die Herz- und Atmungsfrequenz an Hand des Spektrums oder der Autokorrelationsfunktion bestimmen. Um beide Frequenzen mit kurzer Messzeit zu bestimmen, müssen die dazu verwendeten Signalabschnitte möglichst kurz sein. Bei der Herzfrequenz sind dies etwa 5 s, bei der niedrigeren Atmungsfrequenz 20 s. Bei diesen Vorgaben ist die spektrale Auflösung sehr gering und lässt sich durch zero padding nur bedingt verbessern. Deshalb ist die Bestimmung von Herz- und Atmungsfrequenz aus den jeweiligen Autokorrelationsfunktionen von Vorteil.

### 1 Einführung

Bei Personen mit Brandverletzungen oder bei sogenannten Frühchen, Kindern, die zu früh geboren wurden und deshalb eine sehr verletzbare Haut besitzen, lassen sich die Aktivitäten von Herz und Atmung nicht mit herkömmlichen Verfahren erfassen. Hier bietet sich als berührungsloses Messverfahren das Vibrokardiogramm oder VBKG [1] an, das mit Hilfe des augensicheren Infrarot-Lasers der Wellenlänge  $\lambda = 1550$  nm gewonnen wird.

Als Messorte kommen vornehmlich die Herzregion [2], aber auch der seitliche Hals [3] in Betracht, der zudem den Vorteil hat, in der Regel nicht durch Kleidung bedeckt zu sein. Auch wenn das VBKG durch dünne Kleidung gemessen werden kann, so ist die Messung auf der unbedeckten Haut störungsfreier. Das VBKG ist insbesondere in der Halsregion stark vom Messort [4] abhängig, da sich hier Blutbahnen vom Herzen zum Gehirn und vom Gehirn zum Herzen sehr nahe kommen. Dadurch kommt es zu einer Beeinflussung der damit verbundenen Blutströme. Weil es zunächst um die Messung der Herzfrequenz geht, ist ein VBKG ohne Überlagerung mit ausgeprägter Periodizität vorzuziehen.

Die Herzfrequenz liegt grob im Bereich von  $0,75 \text{ Hz} \leq f_h \leq 1,7 \text{ Hz}$ , so dass eine obere Frequenzgrenze von z.B.  $f_{max} = 3 \text{ Hz}$  ausreichen würde. Da man aber auch Details des VBKG zur Erkennung von Veränderungen [5] benötigen könnte, wird als Abtastfrequenz  $f_s = 120 \text{ Hz}$  und damit eine obere Frequenzgrenze von  $f_{max} = 60 \text{ Hz}$  gewählt. Die Atmungsfrequenz liegt im Bereich von etwa  $0,15 \text{ Hz} \leq f_b \leq 0,4 \text{ Hz}$ , also deutlich unter der Herzfrequenz. Damit lassen sich beide Messbereiche durch Filterung trennen. Da es bei der Atmung nicht auf Details des Atemverlaufs ankommt, wohl aber bei der Herzfunktion, wählt man zur Abtrennung wegen des

geringeren Aufwands ein rekursives Filter, für die Extraktion des VBKG aus dem Rohsignal aber ein transversales Filter mit linearer Phase, um Verzerrungen zu vermeiden.

## 2 Systemaufbau

Neben der kontinuierlichen Messung der momentanen Herz- und Atmungsfrequenz soll parallel die Darstellung von Atmungssignal und VBKG erfolgen. Damit ergibt sich der in Abb. 1 gezeigte Messaufbau.

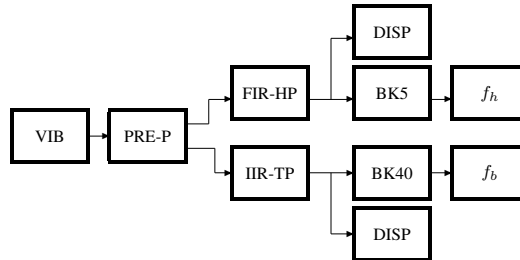


Abbildung 1 - Blöcke zur Signalaufbereitung und -darstellung

Das vom Vibrometer (VIB) gelieferte Rohsignal wird in der Vorverarbeitungseinheit (PRE-P) auf die Abtastfrequenz  $f_s = 120$  Hz heruntergesetzt und von seiner Gleichkomponente getrennt. Danach wird in einem Hochpass (FIR-HP) das VBKG-Signal, im Tiefpass (IIR-TP) das Atmungssignal abgetrennt. Der Hochpass ist linearphasig mit der Ordnung  $n = 512$  und der Grenzfrequenz  $f_g = 0,58$  Hz. Der Tiefpass ist vom Typ Tschebyscheff 2, der Ordnung  $n = 6$ , der Sperrdämpfung  $a_s = 60$  dB und der Grenzfrequenz  $f_g = 0,72$  Hz. Die Ausgangssignale werden dargestellt (DISP) und daraus in Blöcken der Länge 5 s (BK5) - Herzfrequenz  $f_h$  - bzw. 20 s (BK20) - Atmungsfrequenz  $f_b$ , die jeweiligen Frequenzen kontinuierlich berechnet. Auf die Ausrichtung des Vibrometers auf den jeweiligen Messpunkt wird hier nicht näher eingegangen, sondern auf die Literatur [6] verwiesen.

## 3 Signalverarbeitung

Vitalparameter des Herzens werden aus dem EKG gewonnen, das man weder berührungslos, noch aus großer Entfernung oder am Hals messen kann. All dies ist aber mit dem VBKG möglich, wobei noch viele Fragen zu klären sind, die sich z.B. auf die charakteristischen Punkte P, Q, R, S, T beziehen [1]. Demgegenüber lässt sich die Herzfrequenz sowohl mit dem EKG wie auch dem VBKG aus deren deutlicher Periodizität bestimmen, die in Abb. 2 sichtbar wird.

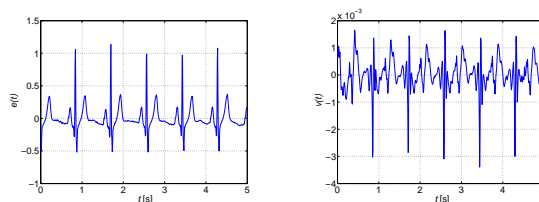
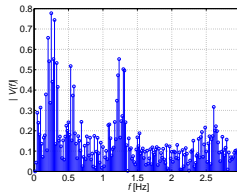


Abbildung 2 - Elektrokardiogramm (EKG), links, und Vibrokardiogramm (VBKG), rechts

Bei beiden Signalen wurde die Gleichkomponente entfernt, das VBKG wurde zusätzlich mit dem FIR-Hochpass gefiltert. Beide Signale unterscheiden sich deutlich in ihrer Signalamplitude. Es ist davon auszugehen, dass das VBKG erheblich störempfindlicher ist.

Betrachtet man das Betragsspektrum des ungefilterten Eingangssignals nach Abb. 3, so wird deutlich, dass Atmung und Herzrätigkeit verschiedene Spektralbereiche beeinflussen.



**Abbildung 3** - Betragsspektrum des Eingangssignals mit Bereichen für Atmung und Herzaktivität

Der Spektralbereich unterhalb von  $f_g = 0,75$  Hz ist dem Atmen zuzuordnen, der Bereich darüber der Herzaktivität. Man sieht eine spektrale Konzentration oberhalb von  $f_h = 1$  Hz und Vielfachen davon.

Am Hals wurden die in Abb. 4 gezeigten Messpunkte im Abstand von ca. 2,5 cm gewählt; zusätzlich werden die an den Messpunkten abgreifbaren Messsignale dargestellt. Es handelt sich dabei um die aus dem Rohsignal durch Hochpassfilterung gewonnenen VBKG. Zur Identifikation werden die Messsignale durch die Bezeichnungen links oben (lo) bis links unten (lu), in der Mitte entsprechend mit (mo) bis (mu) und rechts mit (ro) bis (ru) unterschieden.

Die Messsignale unterscheiden sich erheblich. Während das Messsignal  $v_{mo}(t)$  die aus Abb. 2 bekannte Periodizität deutlich zeigt, ist diese beim Messsignal  $v_{lo}(t)$  kaum erkennbar. Die Messsignale in der Mitte unten und links zeigen wie  $v_{lu}(t)$  mehr oder weniger deutlich neben den durch den Puls bestimmten Spitzen weitere Spitzen im festen Abstand. Es bleibt offen, diese zusätzlichen Maxima zu erklären. Da sich in der Halsregion arterielle und venöse Blutströme begegnen, könnten die Doppelspitzen durch diese Überlagerung erklärt werden. Da es hier um die Messung der Herzfrequenz geht, ist diese Frage zunächst zurückzustellen. Wesentlich ist dagegen, ob man aus allen Messsignalen die Herzfrequenz zuverlässig extrahieren kann. Mit Sicherheit wird das bei den Signalen an den Messpunkten (mo) und (mm) der Fall sein.

Es stellt sich deshalb die Frage, wie man einen Messpunkt auswählt, der die z.B. bei  $v_{mo}(t)$  erkennbaren Eigenschaften besitzt und mit welcher Genauigkeit und Zuverlässigkeit an diesen Messpunkten die Herzfrequenz bestimmt werden kann. Im Frequenzbereich bietet sich das mit der FFT berechnete Betragsspektrum an, dessen Maximum bei der momentanen Herzfrequenz liegen sollte. Durch den zeitlich begrenzten Messbereich kann man allerdings nicht mit einer ausgeprägten Spektrallinie rechnen, sondern muss den Leckeffekt [7] berücksichtigen. Im Zeitbereich kann man die Herzfrequenz aus der Periodizität der Korrelationsfunktion des VBKG ableiten.

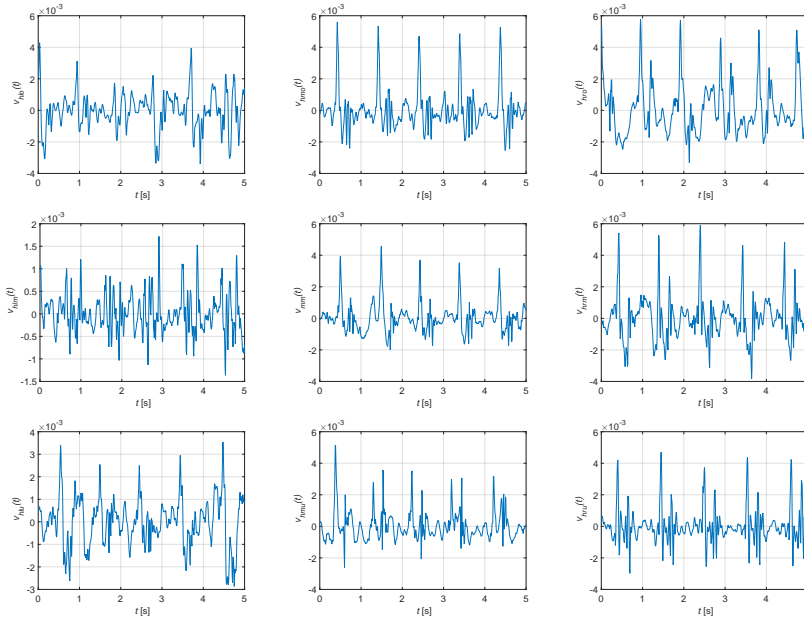
Die spektrale Auflösung  $\Delta f$  der FFT hängt von der Anzahl  $N$  der verfügbaren Abtastwerte und der Abtastfrequenz  $f_s = 120$  Hz bzw. der Abtastzeit  $t_s = \frac{1}{f_s} = 0,0083$  s ab. Da die Messung der Herzfrequenz innerhalb von 5 s erfolgen soll, ergibt sich  $N = \frac{5}{0,0083} = 600$  und somit  $\Delta f = \frac{120}{600}$  Hz=0,2 Hz. Um diese Auflösung zu erhöhen, verwendet man das *zero padding* [3], indem man den  $N$  Messdaten Nullen anfügt. Dabei ist zu beachten, dass der Leckeffekt nach wie vor das Messergebnis beeinflusst; man kann gegebenenfalls aber die Lokalisation des spektralen Maximums verbessern.

Man kann die Herzfrequenz auch an Hand der Korrelationsfunktion berechnen. Dazu bestimmt man den Abstand  $\kappa_{max}$  zwischen dem Hauptmaximum bei  $\kappa = 0$  und dem ersten Nebenmaximum bei  $\kappa_{max}$ . Die Herzfrequenz beträgt dann  $f_h = \frac{1}{\kappa_{max}}$ , die spektrale Auflösung

$$\Delta f(\kappa_{max}) = \frac{1}{\kappa_{max}} - \frac{1}{\kappa_{max} + 0,0083s} = \frac{0,0083s}{\kappa_{max}(\kappa_{max} + 0,0083s)}.$$

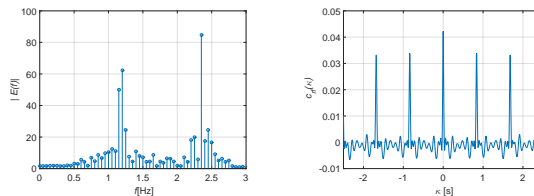
Damit ist  $\Delta f$  frequenzabhängig. Bei der Herzfrequenz  $f_h = 1$  Hz bzw.  $\kappa = 1$  s ergibt sich  $\Delta f(1) = 0,0082$  Hz.

Es müssen Kriterien zur Auswahl eines für die Herzfrequenzmessung geeigneten VBKG Signals gefunden werden. Dazu kann man sich an den Eigenschaften beim EKG orientieren. Da-



**Abbildung 4** - Messpunkte und Messergebnisse des VBKG

zu zeigt Abb. 5 das Betragsspektrum und die Korrelationsfunktion eines EKG. Man erkennt im Betragsspektrum die Herzfrequenz  $f_h$  etwas oberhalb von 1 Hz und dazu bei Vielfachen von  $f_h$ . Für die spektrale Auflösung des Betragsspektrums wurde unter Verwendung von *zero padding*  $N = 4 * 600 = 2400$  und damit  $\Delta f = 0,05$  Hz gewählt, was unter 10% der Herzfrequenz liegt. Bei der Korrelationsfunktion sind scharfe Spitzen im Abstand  $t_h = \frac{1}{f_h}$  zu erkennen, die in der Amplitude nur wenig unterhalb des Hauptmaximums liegen. Da die Korrelationsfunktion aus einem Abschnitt des VDKG der Dauer  $t = 5$  s berechnet wurde, was bei einer Abtastfrequenz von  $f_s = 120$  Hz  $N = 600$  Abtastwerten entspricht, stellt die Korrelationsfunktion nur einen Schätzwert dar, dessen Genauigkeit mit zunehmendem Abstand vom Maximalwert bei  $\kappa = 0$  in der Mitte abnimmt.



**Abbildung 5** - Betragsspektrum und Korrelationsfunktion des EKG

Um die Eignung der VBKG Signale für die Berechnung der Herzfrequenz zu verdeutlichen, sind in Abb. 6 die Betragsspektren und die Korrelationsfunktionen der in Abb. 4 gezeigten Signale  $v_{lo}(t)$  und  $v_{mo}(t)$  dargestellt; sie sind mit den entsprechenden Größen des EKG in Abb. 5 zu

vergleichen. Man erkennt, dass das VBKG  $v_{mo}(t)$  das bessere Ergebnis liefert. Dies gilt für die Betragsspektren, bei denen die spektrale Konzentration um die Herzfrequenz  $f_h$  und die erste Harmonische  $2 * f_h$  bei  $v_{mo}(t)$  besonders deutlich ausgeprägt ist. Auch die Korrelationsfunktion von  $v_{mo}(t)$  entspricht besser der in Abb. 5 gezeigten Korrelationsfunktion des EKG.

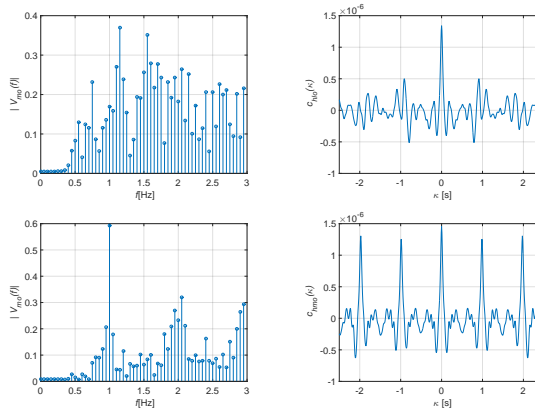


Abbildung 6 - Betragsspektrum und Korrelationsfunktion: oben (lo), unten (mo)

Wegen der besseren spektralen Auflösung bei der Bestimmung der Herzfrequenz  $f_h$  aus der Korrelationsfunktion ist dieses Verfahren gegenüber dem auf dem Betragsspektrum beruhenden Verfahren vorzuziehen. Auch die Verbesserung der spektralen Auflösung durch *zero padding* liefert keinen angemessenen Vorteil, da das Maximum nicht ausgeprägt ist.

#### 4 Kontinuierliche Messung der Herzfrequenz

Die Herzfrequenz  $f_h$  hängt vom Probanden ab. Bei Kindern ist sie höher als bei Erwachsenen, bei körperlicher Belastung steigt sie an. Die Messzeit soll nicht länger als  $t_m = 5$  s sein; diese Forderung wurde auch bei den bisherigen Betrachtungen berücksichtigt. Die Bestimmung von  $f_h$  erfolgt durch Blockverarbeitung. Damit möglichst aktuelle Messwerte geliefert werden, wurde als Blockabstand  $t_b = 0,75$  s gewählt, der im Normalfall unter der Pulsdauer liegt.

Bei beiden Methoden, der Frequenz- und der Korrelationsmethode, werden die Maxima in vorgegebenen Frequenz- bzw. Zeitintervallen gesucht. Als Suchintervall wurde  $0,75 \text{ Hz} \leq f_h \leq 1,67 \text{ Hz}$  gewählt. Dem entspricht bei der Korrelationsmethode das Intervall  $0,6 \text{ s} \leq \kappa_{max} \leq 1,33 \text{ s}$ . Die Ergebnisse für die Frequenzmethode zeigt Abb. 7. Dabei sind die Ergebnisse der linken Messpunkte, der mittleren und der rechten zusammengefasst.

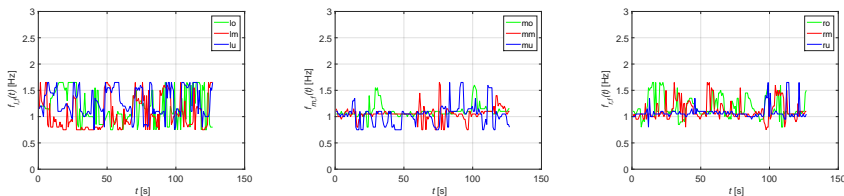


Abbildung 7 - Herzfrequenz  $f_h$ , Frequenzmethode

Man erkennt, dass größere Messfehler bei fast allen Messpunkten auftreten. Die besten Ergebnisse erhält man in der Mitte und rechts. Offensichtlich springt das Maximum von Block zu Block recht häufig. Auch eine höhere Auflösung durch *zero padding* bringt keine signifikante Verbesserung.

Die Ergebnisse mit der Korrelationsmethode zeigt Abb. 8.

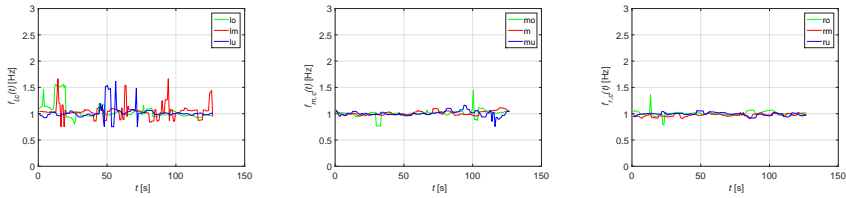


Abbildung 8 - Herzfrequenz  $f_h$ , Korrelationsmethode

Bei der Korrelationsmethode zeigen nur die Messpunkte auf der linken Seite größere Messfehler. Die Messpunkte in der Mitte, aber auch die auf der rechten Seite liefern gute Ergebnisse. Insgesamt zeigt sich die Überlegenheit der Korrelationsmethode bei der Bestimmung der Herzfrequenz.

## 5 Kontinuierliche Messung der Atmungsfrequenz

Das Atmungssignal steht am Ausgang des IIR-Tiefpasses zu Verfügung. Wegen der nichtlinearen Phase wird das Atmungssignal verzerrt. Da keine Details, sondern nur die Atmungsfrequenz für Diagnosezwecke von Bedeutung ist, spielen die Verzerrungen keine Rolle.

Atmung und Herzrätigkeit sind zwar - z.B. bei körperlicher Belastung steigen Atmungs- und Herzfrequenz an - nicht unabhängig voneinander, die Atmungsfrequenz lässt sich aber willkürlich beeinflussen und hängt z.B. von der Sprachartikulation ab. Deshalb ist die Atmungsfrequenz zeitabhängig, aber weniger ortsabhängig, da die Atmung an vielen Körperstellen wahrnehmbar ist. Natürlich ist sie im Brustbereich durch hohe Amplituden besonders gut wahrnehmbar, wird andererseits aber nicht wie die Herzfrequenz durch Überlagerung von z.B. arteriellen und venösen Blutströmen beeinflusst.

Abb. 9 zeigt zwei durch Amplitudenänderung unterschiedliche Atmungssignale aus der Halsregion: während das eine Signal starke Amplitudenschwankungen aufweist, ändert sich die Amplitude beim anderen Signal viel weniger. Es ist dabei zu beachten, dass die Atmungssignale von einer Person stammen, aber an den beiden Messpunkten nicht gleichzeitig, sondern nacheinander aufgenommen wurden. Würde der Proband sprechen, ändert sich nicht nur die Amplitude, sondern auch die Atmungsfrequenz.

Auch die Atmungsfrequenz kann man im Frequenzbereich oder im Zeitbereich bestimmen. Wegen der gegenüber der Herzfrequenz niedrigeren Atmungsfrequenz wird die Messzeit höher: über einen Zeitraum von  $\Delta t = 20$  s wird die Atmungsfrequenz gemessen. In Abb. 9 sind Ausschnitte der Länge  $\Delta t = 40$  s von  $t = 20$  s bis  $t = 60$  s gezeigt.

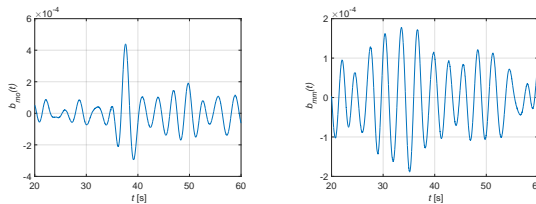


Abbildung 9 - Atmungssignal am Hals in der Mitte oben (mo) und in der Mitte (mm)

Während die Auflösung im Zeitbereich wie bei der Messung der Herzfrequenz nur vom Abstand der Abtastwerte, also  $t_s = \frac{1}{f_s} = 0,0083$  s abhängt, spielt bei der Auflösung im Frequenzbereich auch die Zahl der Abtastwerte eine Rolle. Wollte man die der Messzeit  $\Delta t = 20$  s entsprechende Anzahl  $N = 2400$  von Abtastwerten verwenden, ergäbe sich eine Auflösung von  $\Delta f = \frac{120}{2400}$  Hz=0,05 Hz. Da eine Genauigkeit von ca. 10% gefordert wird, wählt man zweifaches *zero padding*, was auf die Auflösung  $\Delta f = \frac{120}{4800}$  Hz=0,025 Hz führt. Abb. 10 zeigt die so aufbereiteten

Betragspektren und die Korrelationsfunktionen der drei Messsignale in der Mitte.

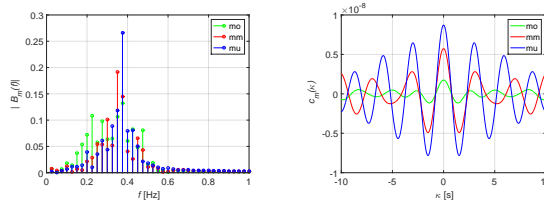


Abbildung 10 - Betragspektren und Korrelationsfunktionen der Atmungssignale in der Mitte

Für die kontinuierliche Messung der Atmungsfrequenz werden Blöcke des Atmungssignals der Dauer  $\Delta t = 20$  s gebildet, die im Abstand von  $\Delta t = 1$  s aufeinander folgen. Im Frequenzbereich wird nach einem Maximum im Bereich von  $0,2 \text{ Hz} \leq f_b \leq 0,7 \text{ Hz}$ , bei der Korrelationsfunktion im Bereich von  $1,24 \text{ s} \leq \kappa \leq 5 \text{ s}$  gesucht. Die Messergebnisse zeigt Abb. 11.

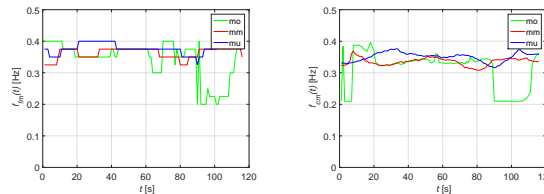


Abbildung 11 - Atmungsfrequenz der Signale in der Mitte, ermittelt im Frequenz- und Zeitbereich

Man erkennt die deutlich bessere Auflösung der zeitlichen Änderung der Messung im Zeitbereich sowie die stärkeren Messfehler im Frequenzbereich. Beide Verfahren reagieren auf starke Amplitudenschwankungen mit großen Messfehlern bei der Bestimmung der Atmungsfrequenz, wie man am Atmungssignal vom Messpunkt in der Mitte oben (mo) ablesen kann.

Insgesamt wird man wie bei der Messung der Herzfrequenz dem Zeitbereichsverfahren mit der Korrelationsfunktion den Vorzug geben. Dies wird noch dadurch unterstrichen, dass man einen geeigneten Messpunkt ebenfalls durch Auswertung der Korrelationsfunktion [2] ermittelt.

## 6 Zusammenfassung und Ausblick

Die vorgestellten Untersuchungen zeigen, dass man auch am Hals mit Hilfe des VBKG brauchbare Messsignale zur Bestimmung von Herz- und Atmungsfrequenz finden kann.

Die Qualität der Messsignale hängt stark vom Messort ab, so dass man einen geeigneten Ort finden muss. Eine Methode dafür besteht in der Auswertung der Korrelationsfunktion des örtlichen Messgigants.

Grundsätzlich lassen sich Atmungs- und Herzfrequenz nach geeigneter Filterung des Rohsignals aus dem Betragsspektrum oder der Korrelationsfunktion bestimmen. Die Zeitbereichsmethode erweist sich als die robustere, zumal hier die Frequenzauflösung nur von der konstanten Abtastzeit der Messsignale abhängt.

Im Halsbereich begegnen sich die arteriellen und venösen Blutströme vom Herzen zum Gehirn und umgekehrt. Wenn sich beide überlagern, wird die Messung der Herzfrequenz problematisch. Andererseits könnten sich durch Auswertung - Abstände der innerhalb eines Pulses folgenden Maxima - der beiden überlagerten Signale Rückschlüsse auf die Hämodynamik ergeben.

Diese Möglichkeit sowie Aspekte des praktischen Einsatzes des vorgestellten Verfahrens erfordern noch umfangreiche klinische Untersuchungen, die im Rahmen des Projekts ausgeführt werden.

## Danksagung

Die Arbeiten wurden im Rahmen des Projekts TRICORDER vom Ministerium für Bildung und Forschung (BMBF) unter der Nummer 13N13725 gefördert. Den daran beteiligten Partnern, insbesondere vom städtischen Klinikum Karlsruhe, sei für Diskussionen und Vorschläge gedankt.

## Literatur

- [1] KROSCHER, K., RUCKHÄBERLE, M.: *Berührungslose Messung von Vitalparametern des Herzens*. In Studentexte zur Sprachkommunikation, Band 81, pp. 279-286, 2016
- [2] MIGNANELLI, L., LUIK, A., KROSCHER, K., SCALISE, L., REMBE, C.: *Auswertung von Vibrometersignalen zur Bestimmung kardiovaskulärer Parameter*. tm Technisches Messen, Februar 2016
- [3] PINATTI, M., PAONE, N., SANTOS, F.A., TOMASINI, E.P.: *Carotid Artery Pulse Wave Measured by a Laser Vibrometer*. SPIE, vol 3411, pp. 611-616
- [4] CASACCIA, S., SIREVAAG, E.J., RICHTER, E.J., CASACANDITELLA, L., SCALISE, L., ROHRBOUGH, J.W.: *LDV Arterial Pulse Signal: Evidence for Local Generation in the Carotid*. AIP Conf. Proc. 1740, Juni 2016
- [5] LUIK, A., MIGNANELLI, L., KROSCHER, K., SCHMITT, C., REMBE, C., SCALISE, L.: *Laser Doppler Vibrometry for Non-Contact Identification and Classification of AV-Blocks*. Future Cardiology, März 2016
- [6] METZLER, J., KROSCHER, K., WILLERSINN, D.: *Automatic Detection of Measurement Points for Non-Contact Vibrometer-Based Diagnosis of Cardiac Arrhythmias*. Angenommen zur SPIE Medical Imaging, 2017
- [7] KAMMEYER, K.-D., KROSCHER, K.: *Digitale Signalverarbeitung*. Springer-Vieweg, Wiesbaden 2012