Berührungslose Messung von Vitalparametern des Herzens

Kristian Kroschel †, Martin Ruckhäberle ‡
† Karlsruher Institut für Technologie (KIT)
‡ Fraunhofer Institut für Optronik, Systemtechnik und Bildauswertung (IOSB)
e-mail: kristian.kroschel@kit.edu

Kurzfassung: Bei Patienten mit z.B. schweren Verbrennungen ist das Elektrokardiogramm (EKG) nicht anwendbar, sondern u.a. das berührungslos gemessene Vibrokardiogramm (VBKG). Um aus dem vom Vibrometer gelieferten Rohsignal ein für die medizinische Diagnose geeignetes Signal zu gewinnen, sind Signalanteile, die durch Atmung, Muskelanspannungen oder Bewegungen verursacht werden, durch Filterung zu entfernen. Die Filterung soll ohne Verzerrung erfolgen, damit anhand der gewonnenen Signaturen wichtige Vitalparameter des Herzens, z.B. die Länge der sogenannten p-Welle, bestimmt werden können. Der p-Welle des EKG enspricht eine andere Signalform im VBKG. Durch synchrone Aufzeichnng und Auswertung von beiden Messsignalen ist eine Zuordnung des Zeitabschnitts der p-Welle im VBKG möglich. Um die Äquivalenz von EKG und VBKG zu zeigen, werden die Spektren beider Signals sowie statistische Kenngrößen wie der Mittelwert und die Standardabweichung des Herzschlags bei beiden Messverfahren ermittelt. Bei allen untersuchten Parametern von EKG und VBKG zeigt sich eine hohe Übereinstimmung, so dass das VBKG für diagnostische Zwecke verwendet werden kann.

1 Einführung

So wie man Sprache nicht nur durch akustische Artikulation, sondern auch durch Lippenlesen wahrnehmen kann, so dient der Erfassung von Vitalparametern des Herzens neben dem Elektrokardiogramm (EKG) auch das Vibrokardiogramm (VBKG) [1], [3], die Reflektion eines Laserstrahls aus der Herzregion.

Aus Gründen der Augensicherheit wird ein Infrarot-Laser der Wellenlänge $\lambda = 1550$ nm verwendet, der auf die Region der Herzspitze mit einem Durchmesser von ca. 5 cm ausgerichtet wird. Dabei kann die Körperoberfläche auch mit einer dünnen Textilauflage bedeckt sein.

Im Gegensatz zum EKG, das die elektrische Erregung des Herzens darstellt, entsteht das VBKG durch Messung der mechanischen Bewegung der Brustoberfläche, die durch die Bewegung des Herzens hervorgerufen wird. Im Gegensatz zum EKG wird das VBKG durch die Atmung, Muskelkontraktionen und die Bewegung des Körpers beeinflusst, wobei Parameter der Atmung als zusätzliche diagnostische Information genutzt werden können.

Die Messung des EKGs ist eine bewährte, relativ einfache und gegenüber dem VBKG gegenwärtig preisgünstige Technik. Warum dann überhaupt die Messung des VBKG? Der überragende Vorteil liegt in der Berührungslosigkeit, die etwa bei Brandverletzten, bei sogenannten Frühchen mit ihrer sehr empfindlichen Haut oder bei hochinfektiösen Klienten ein Alleinstellungsmerkmal ist. Sollte ein preisgünstiges Vibrometer verfügbar sein, kann man auch an Routinemessungen z.B. bei der Morgentoilette denken, deren Ergebnis bei bedenklichen Abweichungen vom gesunden Fall drahtlos zur weiteren Untersuchung übertragen wird.

Den groben Aufbau eines geplanten Messsystems zeigt Abbildung 1. Der Proband (CLIENT) wird von einer mit Schwenk-Neigeeinheit ausgestatteten Kamera (CAM) erfasst. An Hand des ausgewerteten Kamerabildes wird das IR-Laser Vibrometer (VIB) auf die Herzregion des Patienten gerichtet, wobei zunächst der Kopf und von dort aus die Herzregion des Patienten erfasst werden. Das Vibrometer liefert die Rohdaten, aus denen in der Auswerteeinheit (VCG) das Vibrokardiogramm gewonnen und auf einem Display dargestellt wird. Gegebenenfalls erfolgt auch die Extraktion von Vitalparametern wie die Länge der p-Welle.

Auf die ebenfalls dargestellte Einheit zur berührungslosen Bestimmung der Sauerstoffsättigung im Blut (O_2-SAT) wird hier nicht näher eingegangen.

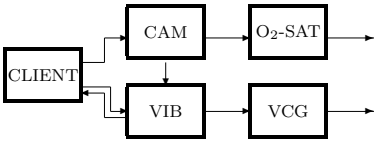

Abbildung 1 - Komponenten des Systemaufbaus

2 Messdaten und Messparameter

Das EKG stellt die elektrische Spannung zur Erregung des Herzens dar, während das VBKG die dadurch verursachte mechanische Bewegung des Herzens bzw. der daraus folgenden Bewegung der Oberfläche des Brustkorbs erfasst. Deshalb enthält das VBKG zusätzliche, für die medizinische Diagnose auswertbare Parameter wie z.B. die Atemfrequenz. Sie liegt im Ruhezustand im Bereich von $f = 0,2$ Hz bis $f = 0,6$ Hz, je nach Alter des Probanden. Die Störungen bei beiden Repräsentationen, EKG und VBKG, der Herzfunktion sind unterschiedlich. Während Bewegungen der Muskeln oder Lageveränderungen des Patienten beim EKG praktisch keine Rolle spielen, führen sie beim VBKG zu erheblichen Störungen und erfordern bei der Aufnahme gegebenenfalls ein Tracking des Vibrometers, wenn der Laserstrahl sich weit von der Region der Herzspitze (Apex) entfernt.

Gemeinsam ist beiden Darstellungsformen die Herzfrequenz, die altersabhängig im Ruhezustand im Bereich von $f = 0,8$ Hz bis $f = 2$ Hz liegt. Wie bei der Atmung sind die niedrigeren Werte - $f = 0,8$ Hz bis $f = 1,7$ Hz - für Erwachsene, die höheren für Neugeborene typisch.

Für die hier beschriebenen Untersuchungen standen auswertbare Messdaten [3] von ca. 20 Personen beiderlei Geschlechts und von verschiedenen Altersstufen zur Verfügung. Neben gesunden Patienten wurden auch sechs von einem sogenannten AV-Block beeinträchtigte Patienten vermessen, wobei steht A für Atrium oder Vorhof und V für Ventrikel oder Hauptkammer steht; diese Patienten verwendeten deshalb einen Herzschrittmacher. In die hier vorgestellten Untersuchungen wurden aber nur die Messdaten der gesunden Probanden einbezogen. Diese lagen auf dem Rücken und die Messung erfolgte in der Region um die Herzspitze. Daneben wurden auch Messungen nach körperlicher Belastung, an anderen Stellen in der Herzumgebung und an der Halsschlagader sowie mit leichter Bekleidung vorgenommen. Ein wichtiges Ergebnis dieser Messungen ist, dass die leichte Bekleidung keinen wesentlichen Einfluss auf die Messergebnisse hat und dass ausgehend von der Herzspitze die Messergebnisse in einem Bereich von ca. 2,5 cm um die Herzspitze keine signifikanten Abweichungen zeigen. Die an der Halsschlagader vorgenommenen Messungen führten zu keinen verwertbaren Ergebnissen, da sich hier die Wirkungen der

Strömungen des arteriellen und venösen Blutes überlagern und die Trennung der Einflüsse weitere Untersuchungen erfordern würde.

Bedingt durch die vorgegebenen Messgeräte [3] erfolgte die Abtastung mit $f_s = 960$ Hz, obwohl oberhalb von etwa $f = 50$ Hz keine signifikante Signalleistung bei EKG und VBKG mehr erkennbar ist. Die Messdauer betrug jeweils $t_m = 64$ s, was 61440 Abtastwerten und knapp 80 Herzschlägen entspricht.

3 Signalaufbereitung

Wie bereits bemerkt, reicht eine niedrigere Abtastfrequenz als die bei den Rohsignalen von $f_s = 960$ Hz aus. In Abbildung 2 ist dazu der Aufbau der Signalaufbereitung dargestellt.

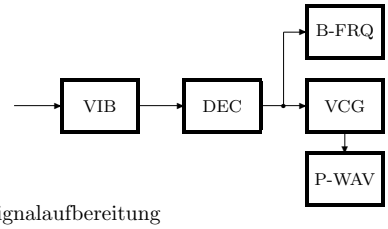

Abbildung 2 - Blöcke zur Signalaufbereitung

Das vom Vibrometer (VIB) gelieferte Rohsignal wird durch Dezimation (DEC) auf die Abtastrate $f_s = 120$ Hz herabgesetzt, so dass eine Nutzbandbreite von $f_{max} = 60$ Hz zur Verfügung steht. Es zeigt sich, dass oberhalb von $f = 50$ Hz nur minimale Signalenergie steckt, so dass die Abtastratenreduktion gut begründet ist. In der Abbildung 3a und 3b sind die heruntergetasteten Signale $e(t)$ von EKG und $v(t)$ von VBKG sowie ihre Spektren dargestellt.

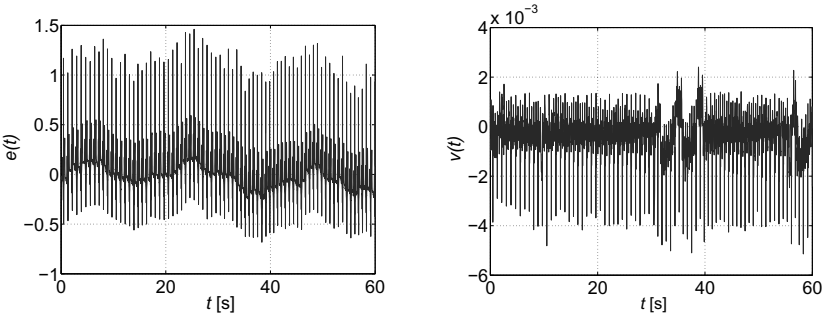

Abbildung 3a - Vergleich der Zeitsignale von EKG (links) und VBKG (rechts).

Das VBKG hat gegenüber dem EKG eine um den Faktor 1000 kleinere Amplitude; zur besseren Darstellbarkeit wurden die Amplituden jedoch angepasst. Ferner erkennt man, dass beim VBKG eine Störung im Bereich von 30 s bis 40 s vorliegt, die nicht von der Herzaktivität stammen kann, da sie nicht im synchron gemessenen EKG zu erkennen ist. Die schwankende Nulllinie beim EKG ist als normal einzustufen.

Während die Herzrate bei EKG und VBKG naturgemäß übereinstimmt, unterscheiden sich die Signalformen beider Messsignale im Zeitbereich recht deutlich, was allerdings bei der späteren Betrachtung einer Herzschlagperiode bei höherer Auflösung besser sichtbar werden wird. Das ist beim Vergleich der Spektren nach Abbildung 3, die mit dem Welch-Verfahren [4] gewonnen wurden, anders: hier wird eine deutliche Übereinstimmung bei der Verteilung der Signalenergie längs der Frequenzachse sichtbar. Da die Spektren auf

ihren Wert bei der Frequenz $f = 0$ Hz normiert wurden, macht sich der Unterschied in der Signalenergie nicht bemerkbar.

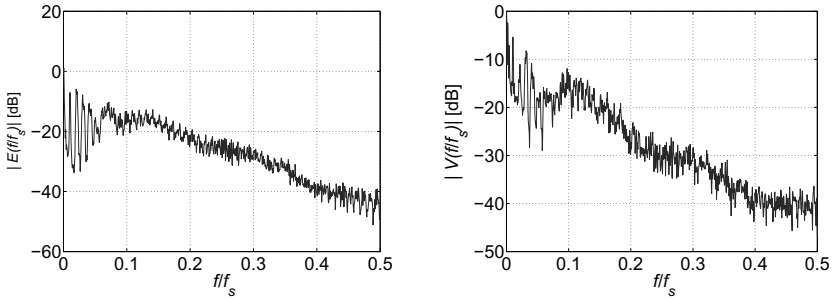

Abbildung 3b - Vergleich der Spekten von EKG (links) und VBKG (rechts).

Im heruntergetasteten VBKG wird im Block B-FRQ die Atmung durch einen Tschebyscheff-Tiefpass vom Typ 2 [4] der Ordnung $n = 6$, der Dämpfung $a_s = 60$ dB im Sperrbereich und der Bandgrenze von $f_g = 0,72$ Hz herausgefiltert. Die Wahl fiel auf den Typ 2 des Filters, weil im Durchlassbereich eine geringe Veränderung der Dämpfung vorliegt, während im Sperrbereich die vorgegebene Dämpfung von $a_s = 60$ dB garantiert ist. Ferner ist die Phasenverzerrung geringer, was hier aber keine Rolle spielt, da es nur auf die Frequenzbestimmung ankommt. Sie beträgt hier $f_b = 0,28$ Hz.

Der Amplitudengang $|H(f/f_s)|$ des Filters ist in Abbildung 4 zusammen mit dem Ausgangssignal $b(t)$ des Filters dargestellt. Man erkennt im Intervall zwischen $t = 32$ s und $t = 42$ s eine tiefere Atmung als im übrigen Bereich. Dies erklärt auch die Änderungen des VBKG Rohsignals im Bereich von $t = 30$ s bis $t = 40$ s oben rechts in Abbildung 3. Die Verzögerung der Signale in Abbildung 4 gegenüber Abbildung 3, die besonders im Bereich von $t = 30$ s bis $t = 40$ s sichtbar wird, entsteht durch die Laufzeit des Tiefpasses.

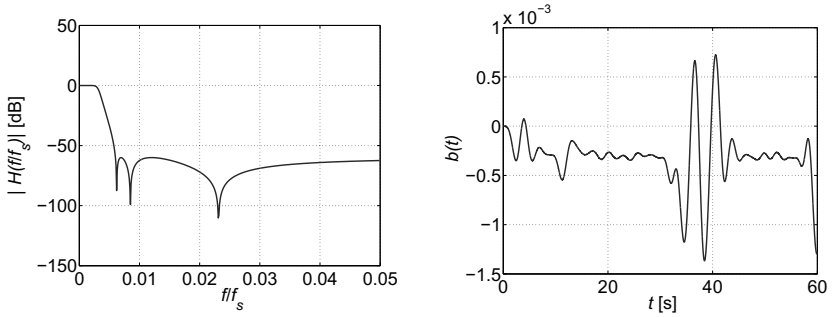

Abbildung 4 - Amplitudengang des Tiefpasses (links) und dessen Ausgangssignal (Atmung) (rechts)

Die Aufbereitung des VBKG erfolgt im Block VCG einerseits durch Hochpassfilterung zur Abtrennung der Atmung und andererseits durch Diskrete Cosinus-Transformation (DCT) [5] zur Störreduktion.

Aus dem Signal $v(t)$ wird mit Hilfe eines linearphasigen FIR-Hochpasses der Ordnung $n = 512$, der Grenzfrequenz $f_g = 0,72$ Hz, der Sperrdämpfung $a_s = 80$ dB und der sehr geringen konstanten Dämpfung im Durchlassbereich die Vorform des VBKG gewonnen. Durch die Linearphasigkeit des Filters erfolgt nur eine geringe Verzerrung bei kontrollierter Verzögerung um 256 Takte bzw. $t_\ell = 2,1$ s. Der Amplitudengang $|H(f/f_s)|$ des Filters und

das Ausgangssignal $v_h(t)$ sind in Abbildung 5 dargestellt. Die Einflüsse des Atmens sind nicht mehr enthalten, wie man insbesondere am Intervall 30 s $< t <$ 40 s im Vergleich mit Abbildung 3 (oben rechts) erkennen kann. Das Signal weist nach der Hochpassfilterung viele Signalspitzen auf, die nicht auf die Herzaktivität, sondern auf Körperbewegungen oder Muskelanspannungen zurückzuführen sind.

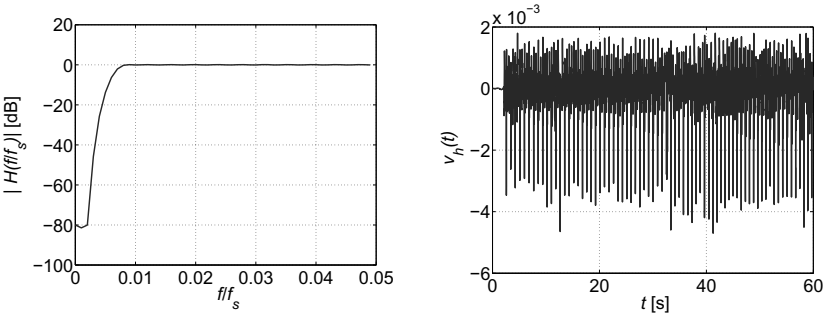

Abbildung 5 - Amplitudengang des Hochpasses (links) und des Ausgangssignals (rechts)

Um die Einflüsse des Herzens von diesen Störeinflüssen zu trennen, könnte man aus ungestörten VBKG-Signalen die Korrelationsfunktion und daraus die Koeffizienten der Karhunen-Loève Transformation [5], von denen die größten den Einfluss des Herzens repräsentieren, gewinnen. Vergleichbar wirkt die mit weniger Aufwand implementierbare DCT. Verwendet man etwa 14% der größten DCT-Koeffizienten zur Glättung des VBKG, erhält man den in Abbildung 6 gezeigten Ausschnitt von 6 Herzschlägen vor (links) und nach (rechts) Anwendung der DCT. Die sichtbare Zeitverzögerung entsteht durch die DCT; sie ist aber ohne Bedeutung, da das EKG und das VBKG naturgemäß eine Verzögerung besitzen, da das elektrische Signal des EKG die mechanische Wirkung des VBKG hervorruft.

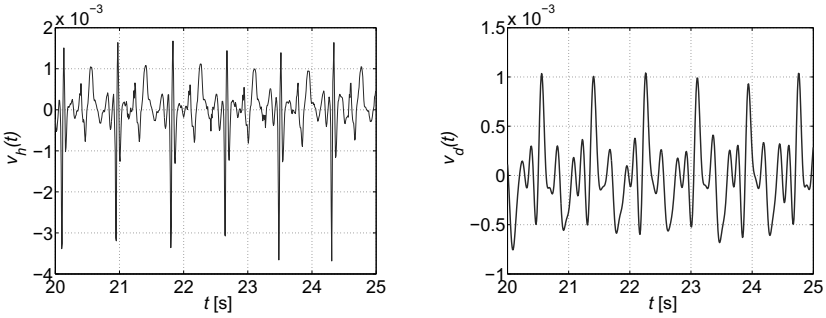

Abbildung 6 - VBKG vor (links) und nach Anwendung der DCT (rechts)

Schließlich wird im Block P-WAV die p-Welle [6] lokalisiert. Dazu werden zeitlich fortschreitend im VBKG die Maxima in einem Zeitfenster der Länge $\Delta t = 1$ s gesucht. Dieser jeweils einen Herzschlag enthaltene Ausschnitt soll auch auf einem Display dargestellt werden, um zu bewerten, ob der der p-Welle entsprechende Zeitabschnitt eine Dauer von weniger als $t = 0,2$ s besitzt, so dass ein AV-Block ausgeschlossen werden kann.

4 Vitalparameter

Zur Beschreibung des Verlaufs des EKG werden die in Abbildung 7 durch Kreise markierten von links nach rechts aufeinanderfolgenden Punkte P, Q, R, S, T verwendet; bisweilen

folgt noch der hier nicht betrachtete Punkt U [7]. Die Herzperiode wird in die Abschnitte p-Welle bzw. PQ-Strecke, QRS-Komplex, ST-Strecke oder t-Welle und u-Welle eingeteilt. Der Herzzyklus beginnt mit dem Entfernen von der isoelektrischen Linie bei P; bei Q befindet sich das erste Minimum, bei R das globale Maximum, bei S das zweite Minimum und bei T das Ende des Zyklus mit Unterschreiten der isoelektrischen Linie. Gegebenenfalls folgt danach die u-Welle. Zur Vereinfachung wird hier unter der p-Welle der PQ-Abschnitt verstanden; bisweilen wird der PQ-Abschnitt in p-Welle und die horizontale PQ-Strecke unterteilt. Der PQ-Abschnitt, hier die p-Welle, mit einer Dauer von $t_p = 0,12$ s bis $t_p = 2$ s entspricht dem Normalfall, wobei eine Abweichung von 10% zulässig ist.

Die synchronen Messsignale $e_h(t)$ vom EKG und $v_h(t)$ vom VBKG wurden beide mit dem vorgestellten FIR-Hochpass gefiltert, um die Synchronisation nicht zu verlieren und die aus dem EKG gewonnenen Referenzpunkte auf das VBKG übertragen zu können. Auf die Transformation mit der DCT wurde verzichtet, um die damit verbundene Zeitverzögerung und Verzerrung des EKG zu vermeiden. Das Ergebnis ist in Abbildung 7 dargestellt.

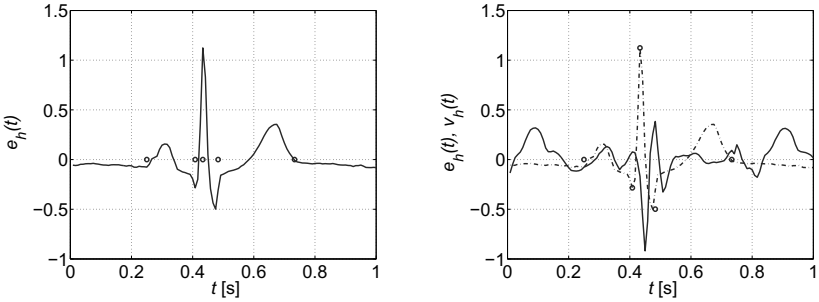

Abbildung 7 - Periode des Herzschlags mit Referenzpunkten P,Q,R,S,T bei EKG (links) und VBKG (rechts)

Auch im VBKG sind Referenzpunkte zu definieren, deren Abstand ähnliche Aussagen wie die Dauer der PQ-Strecke im EKG erlaubt. Es bieten sich wie beim EKG Maxima und Minima an; eine Referenzlinie wie die isoelektrische Linie gibt es beim VBKG nicht.

Zuvor soll untersucht werden, ob die zeitlichen Abstände des Pulses im statistischen Sinne, also bei Mittelwert und Standardabweichung, bei EKG und VBKG vergleichbar sind. Beim untersuchten Probanden ergeben sich die in Abbildung 8 gezeigten Histogramme $h_B(b)$ des Abstands der Maxima in beiden Signalen. Zur Berechnung des Histogramms wurden alle auswertbaren Perioden, also knapp 80, verwendet. Man erkennt einen ähnlichen Verlauf der Histogramme, wobei die relativ geringe Zahl der Messwerte zu berücksichtigen ist.

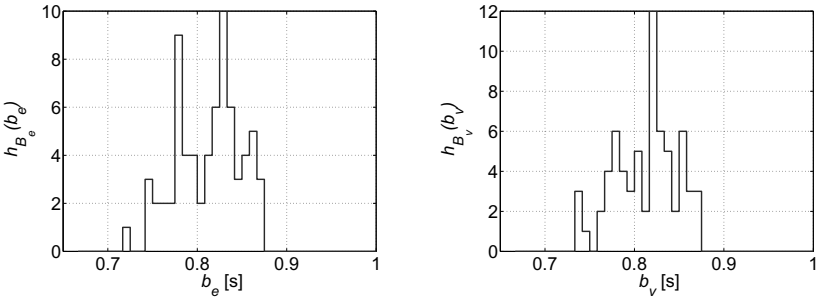

Abbildung 8 - Histogramm des Pulses bei EKG (links) und VBKG (rechts)

Für das EKG ermittelt man den Mittelwert $\mu_b = 0,8081$ s und die Standardabweichung

$\sigma_b = 0,0363$ s, für das VBKG entsprechend $\mu_b = 0,8086$ s bzw. $\sigma_b = 0,0347$ s, also sehr ähnliche Werte. Bezogen auf den Mittelwert ergibt sich daraus eine Toleranz von 4,49 % beim EKG und 4,29% beim VBKG. Die sich daraus ergebenden Werte der σ-Umgebung liegen unter der Toleranz von 10%, die oben bei der Bewertung der Länge des PQ-Abschnitts bzw. der p-Welle genannt wurde.

Daraus folgt, dass EKG und VBKG vergleichbare Toleranzen bei der Bestimmung des Pulsabstands aufweisen, auch wenn die Kurvenformen im Zeitbereich unterschiedlich sind. Für den Abstand der Punkte P und Q im EKG wurde eine mittlere Zeitdauer von $t_{PQ} = 0,1667$ s bei einer Standardabweichung von etwa 5% ermittelt. Nach Abbildung 7 (links) folgt, dass der einhöckrigen p-Welle im EKG der Doppelhöcker vor dem Hauptmaximum im VBKG entspricht. Es zeigte sich, dass sich die Abstände zwischen den Extrema über die Pulsperioden wenig ändern. Verwendet man für die weiteren Untersuchungen das mit der DCT transformierte VBKG-Signal nach Abbildung 6 (rechts), so beträgt der in Abbildung 9 (links) durch kleine Kreise markierte Abstand zwischen den beiden Minima vor dem Hauptmaximum im Mittel $t_{mm} = 0,1542$ s bei einer Standardabweichung von ca. 3%. Man könnte die Länge dieser Strecke für diagnostische Zwecke, ob z.B. ein AV-Block vorliegt oder nicht, verwenden.

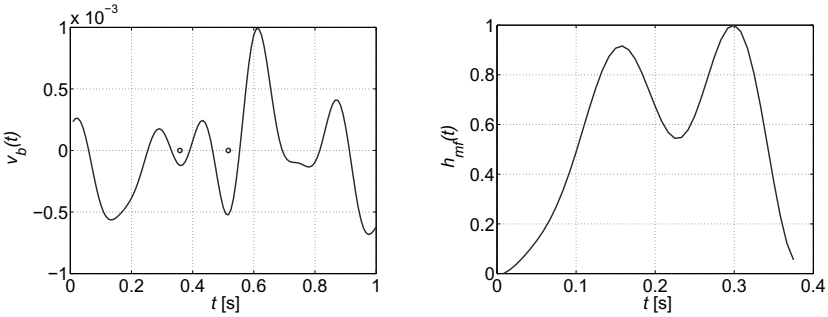

Abbildung 9 - VBKG mit Referenzpunkten (Minima) (links), Impulsantwort des Matched Filters zur Lokalisierung des der p-Welle ensprechenden Abschnitts im VBKG (rechts)

Zur Lokalisation des Doppelhöckers bietet sich ein Matched Filter an, dessen Impulsantwort in Abbildung 9 rechts dargestellt ist. Es handelt sich dabei um die aus der links daneben stehenden Periode des VBKGs gewonnene Signalform. Da sich nach Abbildung 6 eine gewisse Variabilität in den Pulsperioden ergibt, sind hier weitere Untersuchungen erforderlich, um eine Aussage über die Zuverlässigkeit eines auf dem Matched Filter basierenden Verfahrens machen zu können. Insbesondere ist zu untersuchen, welche Länge man der Impulsantwort zuzuordnen hat, um ein gutes Detektionsergebnis zu erhalten.

Zusammenfassung

Zwischen EKG und VBKG bestehen Gemeinsamkeiten, so dass das VBKG in den Fällen, in denen das EKG nicht - z.B. bei schweren Brandverletzungen im Brustbereich - gemessen werden kann, für diagnostische Zwecke einsetzbar ist. Die Spektren weisen hohe Ähnlichkeiten auf, ebenso sind die Zeitabstände des Pulses bei EKG und VBKG aus statistischer Sicht sehr ähnlich und weisen eine Toleranz auf, die unterhalb der in der medizinischen Praxis vorausgesetzten Werte liegen.

Die Signalformen von EKG und VBKG unterscheiden sich, so dass bei der Auswertung - z.B. der Suche und Vermessung der p-Welle - ein Umdenken erforderlich ist. So steht dem typischen einfachen Maximum der p-Welle im EKG das doppelte Maximum beim VBKG

gegenüber. Deshalb könnte durch eine automatische Auswertung dem diagnostizierenden Arzt eine Hilfe angeboten werden.

Bevor das Verfahren in der medizinischen Praxis Einzug finden kann, sind umfangreiche Reihenmessungen erforderlich, um insbesondere Abweichungen vom Normalfall, wie sie z.B. durch einen AV-Block gegeben sind, ausführlich zu untersuchen. Ferner stehen gegenwärtig keine ausgereiften, für die Praxis tauglichen Vibrometer zur Verfügung. Die gegenwärtig verfügbare Messtechnik ist zu teuer und zu unhandlich für den praktischen Einsatz.

Danksagung

Die hier vorgestellten Ergebnisse wurden im Rahmen des vom Ministerium für Bildung und Forschung (BMBF) geförderten Verbundvorhabens Op**T**ische**R** **I**nterferometrischer Re**CORDER** für Vitalfunktionen (TRICORDER), Projektnummer 150290, gewonnen. Neben Vitalparametern des Herzens soll auch die Sauerstoffsättigung im Blut des Patienten berührungslos ermittelt werden.

Die umfangreichen Messungen, die für die vorgestellten Untersuchungen erforderlich waren, wurden am Städtischen Klinikum Karlsruhe unter der Leitung von Dr.med. Armin Luik im Rahmen der Master-Arbeit [3] von Laura Mignanelli durchgeführt. Ihnen und den Probanden, die sich für die Messungen zur Verfügung stellten, gilt der Dank der Autoren.

Literatur

[1] Tabatabai, H., D.E. Oliver, J.W. Rohrbough und C. Papadopoulos: *Novel Applications of Laser Doppler Vibration Measurement to Medical Imaging.* Sens Imaging, 14, pp. 13-28, 2013

[2] U. Morbiducci, L. Scalise, M. De Melis und M. Grigioni: *Optical Vibrocardiography: A Novel Tool for the Optical Monitoring of Cardiac Activity.* In: *Annals of Biomedical Engineering*, 35(1), pp 45-58, 2007

[3] Mignanelli, L.: *Investigation of Laser Doppler Vibrometry Signals for Medical Diagnosis of Vital Parameters of the Heart.* Projektarbeit, Karlsruher Institut für Technologie (KIT), Karlsruhe, 2014

[4] Kammeyer, K.-D. und K. Kroschel: *Digitale Signalverarbeitung.* Wiesbaden: Springer-Vieweg 2012

[5] Kroschel, K,G. Rigoll und B. Schuller: *Statistische Informationstechnik.* Heidelberg u.a.: Springer 2011

[6] Mignanelli, L., A. Luik, K. Kroschel, L. Scalise und C. Rembe: *Laser-Doppler-Vibrometrie in der Medizin.* Zur Publikation eingereicht bei Technisches Messen, 2015

[7] Jeliffe, R.W.: *Fundamentals of Electrocardiography.* Heidelberg u.a.: Springer 1990