

Auswertung von Korotkoff-Geräuschsignalen mit Verfahren der Mustererkennung für die Blutdruckmessung am aktiven Menschen

Ulrich Kordon, Matthias Wolff, Hussein Hussein

TU Dresden, Institut für Akustik und Sprachkommunikation, 01062 Dresden,
Email: Ulrich.Kordon@ias.et.tu-dresden.de

Einleitung

Ein besonderes Problem bei der Auswertung von Messsignalen für die Blutdruckmessung stellen Signale dar, die am aktiven Menschen gemessen wurden und durch die Bewegung gestört sein können. Diese Anwendung gewinnt aber vor allem im nicht-therapeutischen Bereich (z. B. privater Fitnessbereich, Sport usw.) zunehmend an Bedeutung. Die hier eingesetzten Messgeräte arbeiten dabei hauptsächlich nach dem „oszillometrischen“ Verfahren. Als alternatives klassisches Messverfahren wird die akustische Auswertung der so genannten Korotkoff-Geräusche verwendet. Durch eine geeignete Messanordnung und nachfolgende Signalverarbeitung bzw. -auswertung soll dieses Verfahren auch für die Blutdruckmessung am aktiven Menschen eingesetzt werden.

Auf Grund des Charakters der Störkomponenten ist der Einsatz einfacher Detektionsalgorithmen für die relevanten Messzeitpunkte Beginn und Ende des Korotkoff-Geräuschs im Messsignal wenig aussichtsreich. Aus diesem Grund wird dazu ein auf Hidden-Markov-Modellen (HMM) basierender Mustererkennungsansatz vorgeschlagen, wie er z. B. im Bereich der automatischen Spracherkennung verwendet wird.

Prinzip

Die Messsignale werden zunächst in einem Analysator in zeitliche Folgen von Kurzzeit-Merkmalen transformiert. Um die für den Mustererkennungsansatz notwendigen Referenzinformationen trainieren zu können, sind in jedem Messsignal die jeweils 5 Phasen des Korotkoff-Geräuschs (Pause 1 – Anstieg – Plateau – Abfall – Pause 2) durch einen humanen Experten manuell zu markieren. Diese markierten Messsignale dienen als Stichprobe zum Training eines Hidden-Markov-Modells, dessen Zustände den Phasen des Korotkoff-Geräuschs entsprechen. In der Kannphase erfolgt die Zuordnung der Zustände des Modells zu Abschnitten des jeweiligen Messsignals entsprechend einer optimalen Gesamtbewertung. Da bei der Erfassung der Messsignale der Druck mit aufgezeichnet wird, können aus dem damit bekannten Anfangs- (B) bzw. Endzeitpunkt (E) des jeweiligen Korotkoff-Geräuschs die entsprechenden Druckwerte bestimmt werden.

Messsignalerfassung

Zur Aufnahme der Messsignale am Probanden kommt ein spezielles Erfassungsgerät zum Einsatz, das automatisch den Pump- und Ablassvorgang der Manschette eines üblichen Blutdruckmessgeräts realisiert und andererseits über zwei in die Manschette integrierte Mikrofone die Messsignale erfasst

[1]. Die nachfolgende Digitalisierung erfolgt mit einer Auflösung von 16 Bit und einer Abtastfrequenz von 1 kHz. In Abbildung 1 bzw. 2 ist jeweils ein typisches ungestörtes (Proband in Ruhe) bzw. gestörtes Messsignal (Proband aktiv) dargestellt.

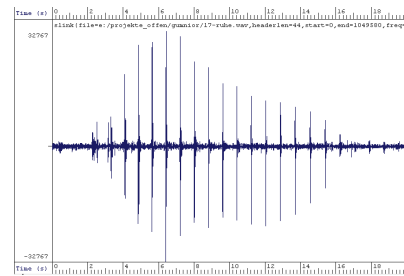


Abbildung 1: Typisches Messsignal (Proband in Ruhe)

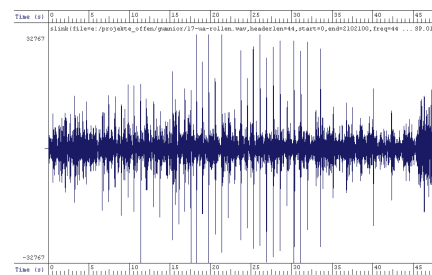


Abbildung 2: Typisches Messsignal (Proband aktiv)

Für das Training bzw. die Evaluierung des Verfahrens standen 289 Messsignale von 98 Probanden zur Verfügung, von denen 169 am Probanden in Ruhe sowie 120 am aktiven Probanden (typische, kritische Bewegungen wie z. B. Unterarmrollen) gemessen wurden. Die manuelle Markierung der Phasen der Korotkoff-Geräusche erfolgte durch eine medizinische Fachkraft mit langjähriger Klinikerfahrung durch Abhören der Messsignale mittels Kopfhörer und optische Kontrolle in der Zeitfunktionsdarstellung. Außerdem wurde die Zuverlässigkeit der Markierung in 4 Stufen mit angegeben.

Merkmalgewinnung

Die Korotkoff-Geräusche sind innerhalb des ungestörten und gestörten Messsignals vor allem durch eine Folge von Pulsen höherer Amplitude gekennzeichnet. Als Merkmale zur Beschreibung der Charakteristik des Geräuschs kommen deshalb vor allem Korrelations- und Energiemerkmale in Betracht. Als Analyse-Zeitfenster wurde ein Bereich von 3000 Abtastwerten (3 s) bei einer Fortsetzrate von 1000 Abtastwerten (1 s) gewählt, wodurch bei einem mittleren Pulsabstand von 1 s etwa 3 Pulse mit einem Zeitfenster erfasst werden. Die Untersuchung verschiedener

Analyseverfahren im Zeit- und Frequenzbereich [2] ergab für folgenden Merkmalsatz (MIX) optimale Detektionsergebnisse:

- Mittelwert der Autokorrelationsfunktion im Verschiebungsbereich 0 – 0,6 s bzw. 0,6 – 1,2 s
- Mittelwert der Amplitudenverteilung im Amplitudenbereich 0,2 - 0,6 x bzw. 0,6 -1,0 x Amplitudenmaximum im Zeitfenster
- Mittelwert der Amplitudenkreuzungsverteilung im Bereich 1 – 360 bzw. 420 – 2000
- Effektivwertquadrat, Nulldurchgangsdichte, Linear-Prediction-Fehlerquadrat
- Mittelwert der Cepstralkoeffizienten, Queffrenzbereich 0 – 0,6 s bzw. 0,6 – 1,2 s.

Diese Grundmerkmale wurden außerdem durch die entsprechenden Delta- und Delta-Delta-Merkmale ergänzt und dieser 33-dimensionale Merkmalsatz durch eine Hauptkomponenten-Analyse wieder auf 11 Merkmale reduziert (MIX Δ). Um die Leistungsfähigkeit dieser Merkmalsätze einschätzen zu können, diente ein Standard-Merkmalsatz aus FFT-Koeffizienten (FFT, 10. Ordnung, Zeitfenster 128 ms, mit Hauptkomponentenanalyse auf 11 Merkmale reduziert) als Vergleich.

Geräuschdetektion

Das Training des HMM-Erkennungssystems erfolgte mit allen 289 Messsignalen des Testdatensatzes. Um aussagefähige Ergebnisse auf der Basis einer Fremdprobe zu erhalten, wurde der Testdatensatz aber in 17 Blöcke zu 17 Messsignale unterteilt, wobei in einem Ringverfahren jeweils 16 Blöcke zum Training des HMM und der 17. zum Detektionstest verwendet wurden. Damit fanden alle 289 Messsignale bei ausreichender Größe des Trainingsmaterials in den Detektionstests als Fremdprobe Berücksichtigung. Die Struktur des zu trainierenden HMM zeigt Abbildung 3.

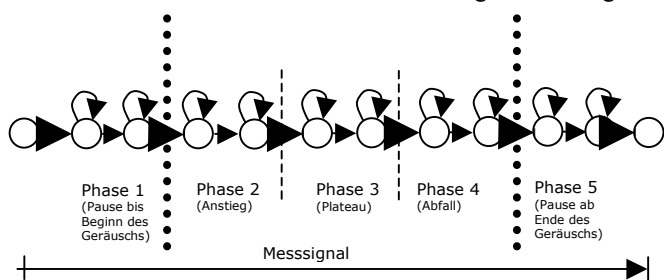


Abbildung 3: HMM zur Beschreibung eines Messsignals

Jede Phase wird dabei als Folge einer einstellbaren Anzahl von Zuständen modelliert, wobei die Zustände innerhalb der Phasen 2 bis 4 nochmals in Phasen, die den Puls beschreiben und „Pausenphasen“ zwischen den Pulsen unterteilt werden.

Der Detektionsalgorithmus basiert auf einem kontinuierlichen HMM-Verfahren [3], das als Experimentiersystem realisiert ist und damit an verschiedene Einsatzbedingungen angepasst werden kann. Ein typisches Ergebnis für ein Messsignal zeigt Abbildung 4. Unten ist die Zeitfunktion des Messsignals, darüber das Ergebnis der manuellen und die durch den Algorithmus gefundene

Phasenmarkierung dargestellt. Die schwarzen Kurven geben die der berechneten Markierung zu Grunde liegende Bewertung an.

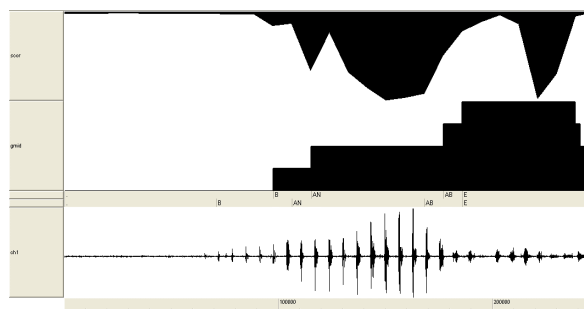


Abbildung 4: Detektionsergebnis eines Korotkoff-Geräuschs innerhalb eines Messsignals

Ergebnisse

Die für verschiedene HMM-Konfigurationen erreichten Detektionsergebnisse sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

Tabelle 1: Detektionsergebnisse

Stichprobe (1 Zustand/Phase)	MIX	FFT
Ruhe+aktiv	0,49	0,39
Ruhe	0,72	0,64
aktiv	0,26	0,07
Ruhe+aktiv, MIX Δ	0,51 0,59 (2 Zustände/Phase) 0,62 (2 Zustände/Phase, verbesserte Zustandsbeschr.)	-

Als Detektionsrate ist dabei die Anzahl Messsignale, bezogen auf die Gesamtzahl der Messsignale, definiert, bei der die Summe des Betrags der Abweichung zwischen manueller und automatischer Markierung des Beginns von Phase 2 (B) und Phase 5 (E) kleiner 20 mmHg beträgt.

Die erreichten Ergebnisse lassen eine praktische Nutzung im vorgesehenen Einsatzbereich als möglich erscheinen. Problematisch sind die verwendeten Referenzinformationen in Form der manuellen Markierung, da diese zum Teil als „unsicher“ bewertet wurden. Eine weitere Optimierung ist deshalb nur bei Bereitstellung verlässlicher Referenzinformationen, z. B. durch invasive Messung, möglich.

Literatur

[1] Patentschrift DE 100 30 439 B4 2004.10.28
 [2] Kordon, U. u. a.: Untersuchung von Analyseverfahren zur Pulsdetektion in Korotkow-Geräuschsignalen. Forschungsbericht TU Dresden – IAS, 5/2005
 [3] Tschöpe, C., Hentschel, D., Wolff, M., Eichner, M., Hoffmann, R.: Classification of Non-Speech Acoustic Signals Using Structure Models. In Proc. IEEE Intl. Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), May 2004. Montreal, Canada