

Seminarbericht von Daniel Blase

Aufgabenstellung

Es gibt bereits diverse Ansätze, Vitalparameter ohne das wiederholte oder dauerhafte Kleben von Elektroden zu bestimmen. In diesem Seminar sollte ein erster experimenteller Eindruck von der Einsatzfähigkeit eines state-of-the-art Radarsensors zur Überwachung der Herz- und Atemrate gewonnen werden. Dazu sollten dessen Messergebnisse mit denjenigen eines ICU-Monitors (mit Elektroden) durch die Erstellung von Bland-Altman-Plots verglichen werden. Zur Verfügung standen das *AWR1642 BOOST-ODS mmWave-Sensor Evaluation Board* von Texas Instruments Incorporated sowie deren vorkompiliertes *Driver Vital Signs Lab* zur Bestimmung der Vitalzeichen über unterschiedliche Phasenlaufzeiten der Radarwellen aufgrund der Bewegungen des Brustkorbs.

Vorgehensweise

Nach der Auswahl und Inbetriebnahme des Labs, sowie einer Überprüfung der Einhaltung der gesetzlichen Normen zum Personenschutz bei Exposition (26. BImSchV [5]) haben wir im Rahmen einer Versuchsreihe mit 7 Versuchspersonen (junge, schlanke Erwachsene) schwerpunktmäßig das stationäre Verhalten im Standardfall (frontal, ca. 60 cm Entfernung) und in Abhängigkeit von Abstand, Kleidung und Positionierung untersucht. Zusätzlich wurde das Verhalten bei einer Veränderung der Atemrate betrachtet. Da die Software zum Speichern der Daten des ICU-Monitors (*ixTrendExpress*) keine Echtzeit-Analyse erlaubt, wurde ein augenscheinlicher Echtzeit-Vergleich während der Aufnahme mit anschließender offline-Analyse der numerischen Werte vorgenommen. Da die Atemkurve des mmWave-Sensors akkurater als die Herzkurve ist, haben wir uns für eine Peak-to-Peak-Synchronisation der Zeitachsen via 4s-Atempause entschieden. Für die Auswertung wurde eine MATLAB-App geschrieben, die die Daten einliest, anhand der Atempause synchronisiert, an äquidistanten Stützstellen interpoliert und je einen Bland-Altman-Plot [6] für die Herz- und die Atemrate erzeugt.

Ergebnisse

Alles in allem war die Leistungsfähigkeit des Radarsensors beeindruckend, aber noch nicht vergleichbar mit derjenigen des Referenzgerätes. Insgesamt können folgende Tendenzen

abgeleitet werden: Die Atemrate konnte zwar meistens relativ gut (für frontale Messungen) bestimmt werden, aber die vom Sensor angezeigte Herzrate war noch sehr fehlerhaft (s. Tab. 0.1). Außerdem haben eine Erhöhung der Distanz, Bewegung z.B. durch forciertes schnelleres Atmen, oder eine Positionierung an der Seite oder am Rücken negative Auswirkungen auf die Messung der Herzrate, während kein Einfluss der Kleidungsdicke festzustellen war. Nachteilig für die Bestimmung der Atemrate waren eine höhere Distanz, flache (keine) Atmung und die Positionierung am Rücken. Bland-Altman-Plots zu den verschiedenen Szenarien befinden sich im ausführlicheren Bericht. Insgesamt sind zudem die starke Filterung und Interpolation in der Berechnung aufgefallen. In Kombination mit gelegentlichen Aussetzern des Radarsensors und begrenzter Qualität der Atemkurven haben diese die Synchronisation und somit die Auswertung sehr erschwert. Für aussagekräftigere Ergebnisse müsste zudem die Anzahl der Probanden und die Variation in Geschlecht, Statur etc. erhöht werden.

Tabelle 0.1: Gemittelte Ergebnisse für frontale, stationäre Messungen aus den Bland-Altman-Plots.

	Atemrate (rpm)	Herzrate (bpm)
$mean(val_{ICU} - val_{mmWave})$	± 3	± 7
$1.96 \cdot \sigma(val_{ICU} - val_{mmWave})$	± 7	± 28

Lernerfahrung

Ich durfte in diesem Seminar nicht nur meine Fachkenntnisse über Radartechnik und Signalverarbeitung vertiefen, sondern auch eine Ahnung bekommen, wie die vielseitige Arbeit an einer Studie bzw. mit Probanden abläuft und wieviel Arbeit in dessen Vorlauf, der rechtlichen Absicherung und der Koordination der Versuchspersonen steckt. Darüberhinaus fand ich es sehr spannend zu sehen, wie der mmWave-Sensor funktioniert und wieviel bisher schon mit so kleinen Radarsensoren möglich ist! Vielleicht wären parallele Messungen mit mehreren Antennen (erhöhte Leistung und Räumlichkeit) oder später der Einsatz von Machine-Learning zur Bewegungs- oder Abstandserkennung hilfreich. Ich bin gespannt, wann die Radarsensoren konkurrenzfähig einsatzbereit sein werden.

Literatur

- [1] *TI mmWave Labs Driver Vital Signs Developer's Guide*. aufgerufen am 28.01.2019, Datei auf beiliegender CD. Texas Instruments Incorporated, 2017.
- [2] *AWR1642 Obstacle Detection Sensor (AWR1642BOOST-ODS) Single-Chip mmWave Sensing Solution Users Guide*. <http://www.ti.com/lit/ug/spruik1/spruik1.pdf>. aufgerufen am 28.01.2019. Texas Instruments Incorporated, 2018.
- [3] *AWR1642 Single-Chip 77- and 79-GHz FMCW Radar Sensor*. <http://www.ti.com/lit/ds/swrs203a/swrs203a.pdf>. aufgerufen am 28.01.2019. Texas Instruments Incorporated, 2018.
- [4] T. Kayser, M. Pauli und W. Wiesbeck. *3D Berechnung der Antennencharakteristik und Exposition von Amateurfunkstationen*. https://emf3.bundesnetzagentur.de/pdf/Paper_BnetzA_v4.pdf. aufgerufen am 28.01.2019. Karlsruher Institut für Technologie (KIT), 2019.
- [5] Bundesamt für Justiz. *Sechszwanzigste Verordnung zur Durchführung des Bundes-Immissionsschutzgesetzes (Verordnung über elektromagnetische Felder - 26. BImSchV)*. http://www.gesetze-im-internet.de/bimschv_26/. aufgerufen am 28.01.2019. Bundesministerium der Justiz und für Verbraucherschutz, 2013.
- [6] *Bland-Altman plot*. <https://www.medcalc.org/manual/blandaltman.php>. aufgerufen am 28.01.2019. MedCalc Software, 2019.
- [7] Prof. Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt. *Folienskript zur Vorlesung Medizintechnik*. Pauwelsstraße 20, 52074 Aachen, 2017.

