

Messung der Atemfrequenz mittels Drehraten- und Beschleunigungssensoren

S. Beck*, B. Laufer, S. Krüger-Ziolek und K. Möller

Institut für Technische Medizin (ITeM), Hochschule Furtwangen, Villingen-Schwenningen, Deutschland

[Kontakt: simon.beck@hs-furtwangen.de](mailto:simon.beck@hs-furtwangen.de)

Kurzfassung: Diese Studie befasst sich mit der Messung der Atemfrequenz mittels Drehraten- und Beschleunigungssensoren. Handelsübliche Inertial-Sensoren wurden in einen Gurt implementiert und Atemmanöver mit 3 verschiedenen Atemfrequenzen wurden von einem Probanden durchgeführt. Parallel zur Messung mit den Inertial-Sensoren wurde ein Spirometer als Referenzsystem eingesetzt. Beide Systeme zeigten eine hohe Übereinstimmung der ermittelten Atemfrequenzen. Bei Atemfrequenzen < 30 Atemzüge/Minute war die Abweichung $\leq 0,2$. Die verwendeten Sensoren eignen sich zur Bestimmung der Atemfrequenz und könnten z.B. bei der Patientenüberwachung oder im Homecare-Bereich eingesetzt werden.

© 2020 Corresponding Author; licensee Infinite Science Publishing GmbH

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0>), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

I. Einleitung

Bedingt durch den demografischen Wandel, sowie zunehmenden Umweltbelastungen in der Luft, gibt es immer mehr Menschen, die an Erkrankungen der Lunge und der Atemwege leiden. Dies macht eine Überwachung der Lungenfunktion immer häufiger notwendig. Je nach Ziel der Überwachung können verschiedene Atemparameter gewählt werden, von der Atemfrequenz bis zu den Atemvolumina, welche jedoch verschiedene Messsysteme erfordern.

Goldstandard für Lungenfunktionstests sind die Spirometrie und die Bodyplethysmographie, welche vorwiegend bei ärztlichen Untersuchungen eingesetzt werden [1, 2]. Bei diesen beiden Systemen müssen, die zu Untersuchenden mit verschlossener Nase durch ein Mundstück oder durch eine Atemmaske atmen, was für längerfristige Messungen unangenehm sein kann. Deshalb gibt es seit geraumer Zeit Bemühungen, Atemparameter auf eine andere Art und Weise zu bestimmen.

Erste Ansätze um Atemparameter über die Thorax-Bewegungen zu ermitteln reichen zurück in die Mitte des 20. Jahrhunderts [3]. Aktuelle Studien mit dem gleichen Ziel brachten bisher noch nicht den erhofften Durchbruch [4, 5].

In dieser Arbeit wird die Atemfrequenz mittels zweier inertialer Messeinheiten (IMU) mit Drehraten- und Beschleunigungssensoren gemessen.

II. Methoden und Materialien

In dieser Studie wurden zwei handelsübliche, kostengünstige 3-Achsen-Gyroskop und Beschleunigungssensoren (MPU6050, InvenSense™, San José, Kalifornien, USA) auf einem Breakout Board (GY-521) verwendet, welche über ein Arduino MKR1010 Board (ARDUINO.CC und Arduino IDE Version 1.8.8) ausgelesen werden. Die Daten werden über MATLAB (R2019a, The MathWorks, Natick, USA) weiter ausgewertet.

Für die Messung wurde eine IMU Einheit vorne sowie hinten mit einem flexiblen Gurt auf Höhe des Schwertfortsatzes des Brustbeines am Thorax befestigt (siehe Abb. 1). Thorax-Bewegungen wurden mittels der atemabhängigen Änderung des Winkels zwischen ventraler und dorsaler IMU gemessen.

Als Referenzsystem wurde ein Spirometer verwendet (SpiroScout, Ganshorn Medizin Electronic GmbH, Niederlauer, Deutschland). Die Messung wurde mit beiden Systemen (IMU-Gurt und Spirometer) parallel durchgeführt.

In die MPU6050 Sensoren ist eine Digital Motion Processing (DMP) Unit integriert, in welcher verschiedene Filter- und Berechnungsfunktionen vorprogrammiert sind. In dieser Studie wurde die Ausgabe der Kalman-gefilterten Quaternionen $q = [w, x, y, z]$ gewählt (`dmpGetQuaternion` der DMP). Anschließend wurde, über die Berechnung des Relativ-Quaternion q_r der relative Winkel θ zwischen den Quaternionen des ventralen (q_v) und des dorsalen (q_d) IMUs bestimmt.

$$q_r = q_v * q_d^{-1} \quad (1)$$

Während der Atmung verändern sich die Kippwinkel beider IMUs auf unterschiedliche Art und Weise und somit auch der relative Winkel θ zwischen den beiden Quaternion q_v und q_d .



Abb. 1: Gurt mit IMUs zur Bestimmung der Atemfrequenz und Spirometer als Referenzsystem

Der Winkel θ berechnet sich wie folgt:

$$\theta = 2 \cdot \arccos(|w_r|) \quad (2)$$

wobei w_r die reelle Komponente des Relativquaternions ist.

Aus der durch die Atembewegung verursachten relativen Winkeländerung werden die Atemfrequenzen ermittelt und mit den Referenzwerten der Spirometrie verglichen.

Ein sitzender Proband wurde angewiesen jeweils für etwa 30 Sekunden drei verschiedenen Atemfrequenzen zu atmen. Die Daten wurden anschließend in MATLAB mit einem digitalen Butterworth-Bandpass-Filter 10ter Ordnung gefiltert (Frequenzbereich 0,1 bis 1 Hz), um das Signal auf den Frequenzbereich der atembedingten Bewegungen zu reduzieren. Dies würde einem Atemfrequenzbereich von 6 bis 60 Atemzüge pro Minute entsprechen. Ein Erwachsener Mensch atmet durchschnittlich 12-18 Atemzüge pro Minute und somit ist die zu ermittelnde Frequenz mit hoher Wahrscheinlichkeit im gewählten Frequenzbereich.

Des Weiteren wurden mittels einer Diskreten-Fourier-Transformation (*fft* Funktion von Matlab) die Hauptfrequenzen (AF) der Messung von Spirometer und IMUs bestimmt und miteinander verglichen.

III. Ergebnisse und Diskussion

Die Ergebnisse der Frequenzanalyse sind in Abb. 2 dargestellt. Der Bandpassfilter beschränkte den Frequenzbereich der IMUs auf den Bereich der Atemfrequenzen, wodurch viele Störsignale herausgefiltert wurden und die Atemfrequenz deutlich die dominante Frequenz bei der Fourier Transformation darstellte.

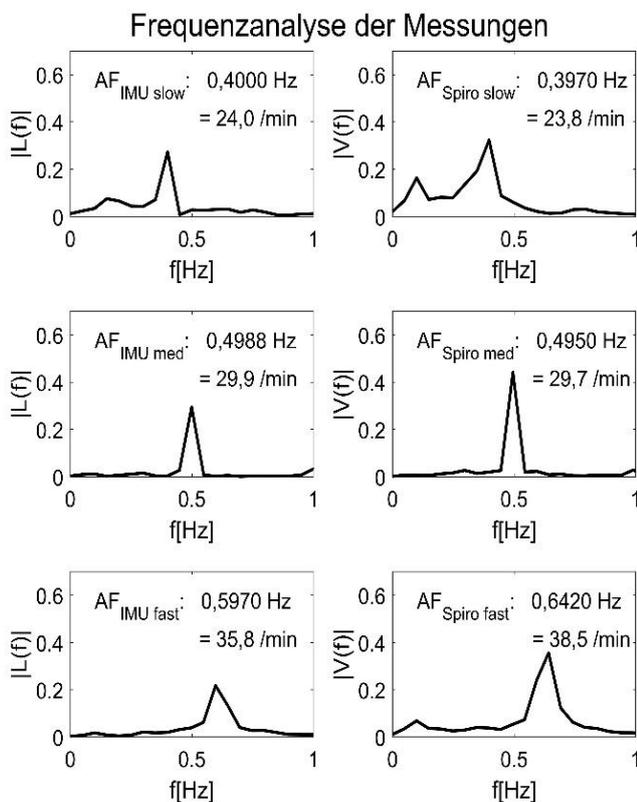


Abb. 2: Ergebnis der Frequenzanalyse des IMU-Gurtes (links) und des Spirometers (rechts).

Die dominanten Frequenzen der Fourier-Analyse von IMU-Gurt und Spirometer stimmten gut überein. Bei den beiden langsameren Messungen wurden Abweichungen der ermittelten Atemfrequenzen beider Messsysteme von 0,2 Atemzügen / Minute festgestellt, während bei der Messung der höchsten Atemfrequenz eine Abweichung von 2,7 Atemzügen / Minute ermittelt wurde. Da die Atemfrequenz der schnellen Atmung über dem Atembereich liegt, welcher bei normaler Belastung erreicht wird, spielt dieser Fehler eine untergeordnete Rolle. Generell lieferte das Spirometer eine hohe Genauigkeit bei der Atemfrequenzmessung, wogegen sich das breitere Frequenzband des IMU Gurtes durch Bewegungseinflüsse und andere Störquellen erklären lässt.

In dieser Studie wurde die Bewegung des Oberkörpers weitgehend auf die Atembewegung beschränkt, da der Proband ruhig auf einem Stuhl saß. Dennoch wurden durch die IMUs Bewegungsartefakte registriert, vor allem bei der normalen Atmung ist die dominante Frequenz nicht als alleiniger Peak sichtbar (Abb. 2 oben links), obwohl die Bandpass-Filterung den Einfluss sonstiger Störquellen reduzierte. Bei schnellerer Atmung sind eindeutige Peaks der Atemfrequenz erkennbar.

Weitere Studien zur Atemfrequenzanalyse sollten gemacht werden, um Bewegungsartefakte bei nicht-atembedingten Beschleunigungen und Drehratenänderungen zu analysieren. Zusätzliche Studien mit mehreren Probanden sollen die Ergebnisse dieser Studie evaluieren und die optimale Position des Gurtes am Oberkörper ermitteln.

IV. Schlussfolgerung

Handelsübliche IMU-Sensoren sind in der Lage Atemfrequenzen zu bestimmen und können für Überwachungsaufgaben in der Klinik sowie im Homecare Bereich eingesetzt werden.

DANKSAGUNG UND STELLUNGNAHME DER AUTOREN

Diese Arbeit wurde unterstützt durch das Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF), „MOVE“ (Fördernummer 13FH628IX6) und das Landesförderprogramm kooperativer (Einzel-) Promotionen, HAW-Prom. Interessenkonflikt: Die Autoren bestätigen, dass kein Interessenskonflikt besteht. Einverständniserklärung: Von allen an dieser Studie beteiligten Personen wurde eine Einverständniserklärung eingeholt. Ethische Zulassung: Die Forschung in Bezug auf den menschlichen Gebrauch entspricht allen relevanten nationalen Vorschriften und institutionellen Richtlinien und wurde in Übereinstimmung mit den Grundsätzen der Helsinki-Erklärung durchgeführt.

REFERENCES

- [1] Miller, M.R. ; Hankinson, J. ; Brusasco, V. ; Burgos, F. ; Casaburi, R. ; Coates, A. ; Crapo, R. ; Enright, P. ; Van Der Grinten, C.P., *et al.*: Standardisation of spirometry. In: *Eur Respir J* 26 (2005) Nr. 2, S. 319-38.
- [2] Criée, C.P. ; Sorichter, S. ; Smith, H.J. ; Kardos, P. ; Merget, R. ; Heise, D. ; Berdel, D. ; Köhler, D. ; Magnussen, H., *et al.*: Body plethysmography – Its principles and clinical use. In: *Respiratory Medicine* 105 (2011) Nr. 7, S. 959-971.
- [3] Konno, K. ; Mead, J.: Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing. In: *J Appl Physiol* 22 (1967) Nr. 3, S. 407-22.
- [4] Chu, M. ; Nguyen, T. ; Pandey, V. ; Zhou, Y. ; Pham, H.N. ; Bar-Yoseph, R. ; Radom-Aizik, S. ; Jain, R. ; Cooper, D.M., *et al.*: Respiration rate and volume measurements using wearable strain sensors. In: *NPJ Digit Med* 2 (2019) Nr. 8, S. 019-0083.
- [5] Karacocuk, G. ; Höflinger, F. ; Zhang, R. ; Reindl, L.M. ; Laufer, B. ; Möller, K. ; Röell, M. ; Zdzieblik, D.: Inertial Sensor-Based Respiration Analysis. In: *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* (2019), S. 1-8.