

# Anzahl und Position von Sensoren in einem Smart-Shirt zur Bestimmung von Tidalvolumina

B. Laufer<sup>1</sup>, R. Murray<sup>2</sup>, P. D. Docherty<sup>2</sup>, S. Krüger-Ziolek<sup>1</sup>, F. Höflinger<sup>3</sup>, L. Reindl<sup>3</sup> und K. Möller<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institut für Technische Medizin (ITeM), Hochschule Furtwangen, Villingen-Schwenningen, Deutschland

<sup>2</sup> University of Canterbury, Christchurch, Neuseeland

<sup>3</sup> Institut für Mikrosystemtechnik (IMTEK), Universität Freiburg, Freiburg, Deutschland

Kontakt: b.laufer@hs-furtwangen.de

*Kurzfassung: Smart-Shirts zur Messung von Vitalparametern gewinnen an Bedeutung und sind ein Bestandteil aktueller Forschung. Unter Verwendung eines Optoelektronischen Plethysmographen und eines Bodyplethysmographen wurde die minimale Anzahl und die Lage von Positions-Sensoren in einem Smart-Shirt bestimmt, um Rückschlüsse auf Tidalvolumina zu ziehen. Durch eine Singulärwertzerlegung und anschließender linearer Regression, konnten 9 Sensoren identifiziert werden, welche notwendig sind, um Tidalvolumina in einer für viele klinische Anwendungen ausreichenden Genauigkeit ( $R^2 > 0.97$  und mittlerer Fehler  $< 104$  ml) zu erhalten.*

© 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

Durch die weltweite Zunahme von Lungenkrankheiten spielt die Bestimmung von Lungenparametern zu diagnostischen und therapeutischen Zwecken, welche normalerweise mittels Spirometrie oder Bodyplethysmographie erfolgt [1], eine immer größer werdende Rolle. Bei beiden Messsystemen müssen, die zu Untersuchenden durch eine Atemmaske oder ein Mundstück atmen, was vor allem bei längeren Messungen oder bei Messungen während körperlicher Anstrengung unangenehm ist. Um dies zu umgehen, gab es bereits in den 60ern erste Bemühungen die Lungenparameter über die atembedingten Oberflächenbewegungen des menschlichen Oberkörpers zu messen [2]. Viele weitere Studien folgten, aber ein wirklicher Durchbruch wurde nie erzielt. Die Optoelektronische Plethysmographie OEP [3] kam dem Ziel am nächsten, jedoch ist diese mit hohen Kosten und der Beschränkung des Messbereichs auf den Bereich zwischen den verwendeten Kameras verbunden. Wünschenswert wäre ein Smart-Shirt, welches die Bestimmung von Lungenparametern erlaubt. Durch neue, verbesserte Sensoren und Sensortechnologien rückt dieses Ziel immer näher und manche Lungenparameter, wie zum Beispiel die Atemfrequenz können bereits über ein Smart-Shirt ermittelt werden [4]. Um jedoch das Atemvolumen über ein Smart-Shirt zu erhalten sind noch weitere Studien erforderlich.

Im Hinblick auf die Bestimmung weiterer Lungenparameter, wird in dieser Studie die minimale Anzahl von Positions-Sensoren und deren Lage in einem Smart-Shirt analysiert, welche benötigt werden Rückschlüsse auf die Tidalvolumina  $V_T$  zu ziehen.

## II. Methoden und Materialien

Diese Studie basiert auf Daten von Laufer et al. [5], bei welchen ein Motion-Tracking-System (Bonita, VICON, Denver, CO) als Optoelektronischer Plethysmograph (OEP) eingesetzt wurde, um atembasierte Bewegung des menschlichen Oberkörpers zu messen. Hierfür wurden 9 Infrarot-Kameras (VICON Bonita B10) und ein enganliegendes Shirt mit 64 Markern verwendet. Parallel dazu wurden mittels eines Bodyplethysmographen (PowerCube® Body+, Ganshorn Medizin Electronic, Germany) die Atemvolumina gemessen (Referenz).

Drei Teilnehmer der Studie (zwei Männer und eine Frau) atmeten nach einem Muster, welches die Probanden verschiedene  $V_T$  atmen ließ. Für jeweils 30 Sekunden wurden normale, mittlere, maximale und sehr kleine  $V_T$  geatmet. Nach jedem Atemmuster hatten die Probanden 30 Sekunden Normalatmung zur Erholung. Sind nähere Informationen zum Datensatz erforderlich, können diese aus [5] entnommen werden.

Ein erster Blick auf die Bewegung der Motion Tracking Marker ergab, dass diese sich jeweils nahezu auf einer Linie bewegten. Deshalb wurden die Positionsdaten für jeden Marker auf dessen Linie projiziert und auf den Mittelpunkt der Marker Bewegung bezogen.

$$(x, y, z)_{t_i, j} \approx (\bar{x}, \bar{y}, \bar{z})_j + L_{t_i, j} \vec{u} \quad (1)$$

Wobei  $L_j$  die Länge der Abweichung vom Mittelpunkt des Markers  $j$  auf der Linie mit Richtungsvektor  $\vec{u}$  ist, für alle Zeitpunkte  $t_i$  der Messung. Anschließend wurde eine Singulärwertzerlegung SVD durchgeführt:

$$USV^* = \text{svd}[M] \quad \text{mit} \quad M = \begin{bmatrix} L_{1,t_1} & \cdots & L_{64,t_1} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ L_{1,t_n} & \cdots & L_{64,t_n} \end{bmatrix} \quad (2)$$

$U$ ,  $\Sigma$  und  $V^*$  sind die zur SVD gehörenden Matrizen.  $n$  ist die Anzahl der Zeitpunkte der Messung und  $M$  die Matrix der zuvor ermittelten Längen.

Bei der SVD sind die Spaltenvektoren von  $\Sigma$  nach deren Informationsgehalt geordnet, sodass der erste Spaltenvektor die Hauptkomponente darstellt. Die Anzahl  $k$  der Hauptkomponenten wurde ermittelt, welche mehr als 2% zum Informationsgehalt beitrugen. Die anschließende lineare Regression, welche durch die *backslash* Funktion von MATLAB (R2019a, The MathWorks, Natick, USA) realisiert wurde, ergab die Lage der entscheidenden  $k$  Marker.

$$\lambda = M \setminus V_{body} \quad (3)$$

$V_{body}$  ist Volumenmessung des Bodyplethysmographen.

Zusätzlich zu den  $k$  Markern mit den höchsten  $\lambda$ -Werten wurden 3 Marker entlang der Wirbelsäule hinzugefügt, durch welche Bewegungen, die nicht atembedingt sind, korrigiert werden können. Anschließend wurden die  $V_T$  in den Volumenkurven des Bodyplethysmographen und des reduzierten Marker Sets bestimmt und verglichen.

### III. Ergebnisse und Diskussion

Bei allen drei Teilnehmenden trugen 6 Hauptkomponenten mehr als 2% der Information des Systems (siehe Abb. 1). Die Lokalisation der 9 verwendeten Sensoren wurde ermittelt (siehe Abb. 2). Die 3 Punkte in Abb. 2 stellen die erforderlichen Sensoren zur Bewegungskorrektur dar, während in den Bereichen der 6 Ellipsen jeweils ein Sensor platziert werden sollte. Abb. 3 zeigt den Vergleich der  $V_T$  des Bodyplethysmographen zum  $V_T$  aus dem reduzierten Set aus 9 Markern aus Abb. 2 und in Tabelle 1 sind die entsprechenden Fehler aufgelistet.

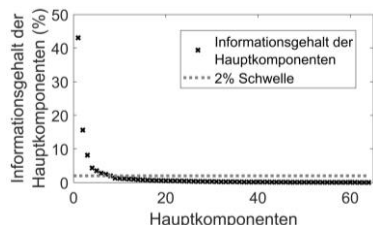


Abb. 1: Anzahl der Hauptkomponenten des Systems, welche mehr als 2% der Information tragen (Teilnehmer 1)



Abb. 2: Lokalisation der Sensoren (links: ventrale-, rechts: dorsale Ansicht), die 3 erforderlichen Sensoren (Punkte) und Bereiche, in denen 1 Sensor platziert werden sollte (Ellipsen).

Eine Analyse der Bewegungen der Marker zeigte, dass die Marker sich weitgehend auf einer Linie bewegten und durch die Projektion der Bewegungsdaten auf diese Linie ergab sich eine Reduzierung der Datenmenge um den Faktor 3. Eine anschließende Singulärwertzerlegung ergab, dass viele Marker redundant waren und wenig zum Informationsgehalt des Gesamtsystems beitrugen. Deshalb

wurden alle Marker, die weniger als 2 % der Information trugen, entfernt.

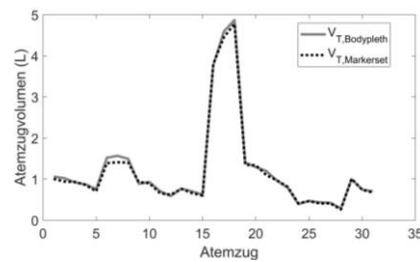


Abb. 3:  $V_T$  des Bodyplethysmographen verglichen mit dem  $V_T$ , aus dem Marker Set von 9 Markern (Teilnehmer 1).

Table 1: Berechnung der Abweichungen

Teilnehmender	R <sup>2</sup>	Durchschnittlicher Fehler (mL)
1	0.998	50
2	0.992	104
3	0.979	82

Unter Berücksichtigung von Symmetrie-effekten und der zum Teil hohen Korrelationen der Marker-Bewegungen, konnte ermittelt werden, dass bei allen 3 Probanden 6 Marker ausreichen, um den Hauptanteil der Information des Systems darzustellen. Durch die darauffolgende lineare Regression konnten diese 6 Marker identifiziert werden. Die Lage dieser Marker ist in Abb. 2 dargestellt und entspricht der vorgeschlagenen Positionierung der Sensoren in einem Smart-Shirt.

Die anschließende Evaluierung der  $V_T$  ergab, dass die Genauigkeit der, durch die Oberflächenbewegung des Oberkörpers ermittelten  $V_T$ , für viele klinische Anwendungen (z.B. Atemüberwachung) ausreichen würde. Über die Implementierung von Bewegungsmodellen des Oberkörpers kann die Genauigkeit des Systems noch weiter verbessert werden. Weitere Messungen mit mehreren Teilnehmenden und zusätzlichen Atem-manövern, wie zum Beispiel Brust- und Bauchatmung, sollten noch durchgeführt werden, um die Ergebnisse dieser Studie zu bestätigen.

### IV. Schlussfolgerung

Die optimale Anzahl und Lage von Positions-Sensoren in einem Smart-Shirt konnte identifiziert werden. Eine Evaluierung ergab, dass die Tidalvolumina mit  $R^2 > 0.97$  und mittlerer Fehler  $\leq 104$  ml bestimmt werden konnten.

### 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. Interessenskonflikt: Die Autoren bestätigen, dass kein Interessenskonflikt besteht.

### REFERENZEN

- Críe, 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.
- 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.
- Massaroni, C. ; Carraro, E. ; Vianello, A. ; Miccinilli, S. ; Morrone, M. ; Levai, I.K. ; Schena, E. ; Saccomandi, P. ; Sterzi, S., et al.: Optoelectronic Plethysmography in Clinical Practice and Research: A Review. In: *Respiration* 93 (2017) Nr. 5, S. 339-354.

- [4] 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.
- [5] Laufer, B. ; Krueger-Ziolek, S. ; Docherty, P.D. ; Hoeflinger, F. ; Reindl, L. ; Moeller, K.: Minimum Number of Sensors in a Smart Shirt to Measure Tidal Volumes. In: 10th IFAC Symposium on Biological and Medical Systems BMS 2018 (São Paulo, Brazil, 2018), S. 92-97.