

Ein Verfahren zur mikrorechnergestützten Echtzeitanalyse von Atemsignalen

Elke Kühnel, Olaf Hochmuth und H. Cammann

Zusammenfassung

Die Atmung spielt eine wichtige Rolle bei der Bewertung der Wirkung einer psychischen Belastung auf den menschlichen Organismus. Für die Auswertung von Atemsignalen in Echtzeit wird ein 8-Bit-Mikrorechner verwendet, mit dessen Hilfe die Erkennung des Inspirationsbeginnes auf der Basis einer Walsh-Transformation möglich ist. Auf der Grundlage der identifizierten Atemzüge können weitere Parameter zur Beschreibung von Veränderungen der Atmung berechnet werden.

Summary

The respiration plays an important part in assessing the effect of a psychic load on the human organism. To analyse respiration signals in real time an 8-Bit microprocessor is used for recognition of the begin of inspiration by Walsh coefficients. Based on the identified breathes other parameters can be computed to describe changes in respiration.

1. Einleitung und Problemstellung

Die repräsentative Erfassung und objektive Bewertung des Regulationsverhaltens des menschlichen Organismus unter definierten, praktisch relevanten Belastungsbedingungen, die mit Hilfe moderner Computertechnik praktikabel geworden

ist, eröffnet neue Möglichkeiten, Regulationsstörungen als Vorläufer oder frühe Stadien verschiedener Krankheiten zu erfassen oder ihre Pathogenese aufzuklären.

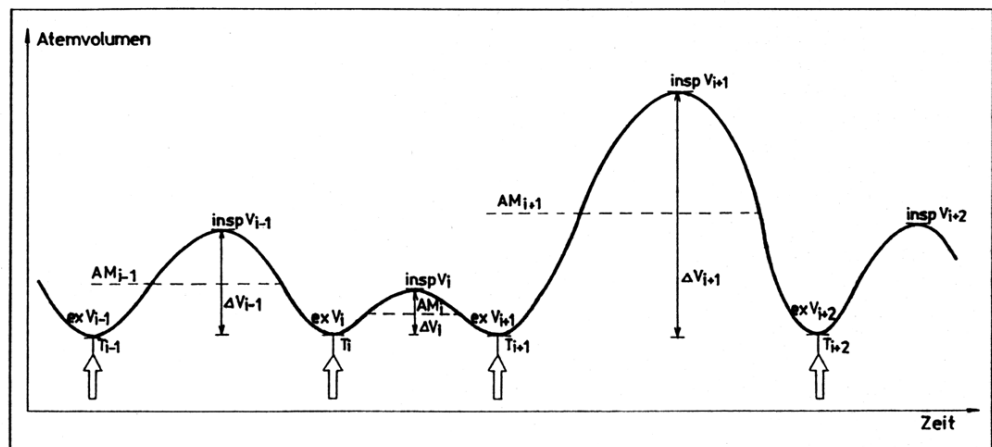
Mit diesem Ziel wurde ein neuartiges psychophysiologisch-systemanalytisches Untersuchungsverfahren entwickelt, das von MICHEL et al. (1980, 1982, 1986) ausführlich beschrieben wurde. Neben anderen physiologischen Größen und Leistungsparametern wird dabei auch der Atemungsverlauf erfaßt, indem Veränderungen des Thoraxumfanges unter Verwendung eines Atemgürtels mit Halbleiterdehnungsmeßstreifen registriert werden.

Bei der Auswertung der Atemungssignale sind neben der Dynamik der Atemfrequenz und der Atemzugtiefe auch Veränderungen des endexpiratorischen Reservevolumens im Verlauf der dynamischen Untersuchung von Interesse (siehe Abb. 1). Weiterhin soll eine Kopplung zwischen Herzrhythmickeit und Atmung erfaßt werden (SCHLÖSSER, 1980).

Dazu ist der Inspirationsbeginn als charakteristisches Ereignis im Atemungsverlauf geeignet, wobei die große Variabilität der Atemzugtiefe und der Atemfrequenz im Verlauf der Untersuchung den Einsatz bekannter Verfahren, z. B. die Tangentenbestimmung oder die Schwellwertmethode, erschwert.

Nach Ergebnissen von POLL (1981) bei der Ereigniserkennung im EKG wurde als Methode die Atemsignalanalyse mit Hilfe der Walshtransformation ausgewählt. GAEBLER (1984) untersuchte diese Möglichkeit im Off-line-Betrieb und erreichte eine Erkennungsrate von 98 %.

Abb. 1. Ausschnitt aus einer Atemkurve (schematische Darstellung). Eingezeichnet sind die on-line ermittelten Merkmale: endexpiratorisches Atemvolumen ($ex V_i$), endinspiratorisches Atemvolumen ($insp V_i$), Inspirationsbeginn (T_i); sowie die off-line berechneten Merkmale: Atemzugvolumen (ΔV) = $insp V_i - ex V_i$, Atemmittellage (AM_i) = $\Delta V_i / 2$.



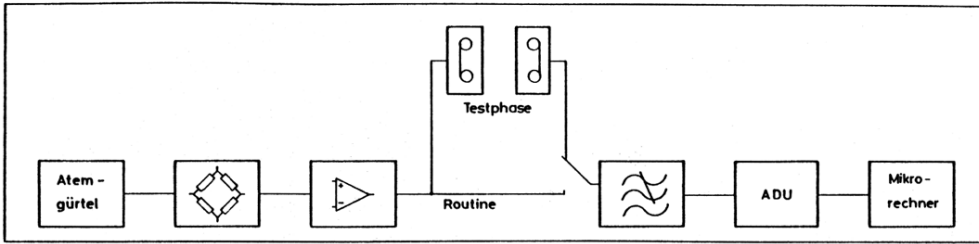


Abb. 2. Blockschaltbild zur Atemsignalerfassung (Erläuterungen siehe Text).

Es bestand nunmehr die Notwendigkeit, den Algorithmus auf einen Mikrorechner für die On-line-Auswertung im Echtzeitbetrieb zu übertragen.

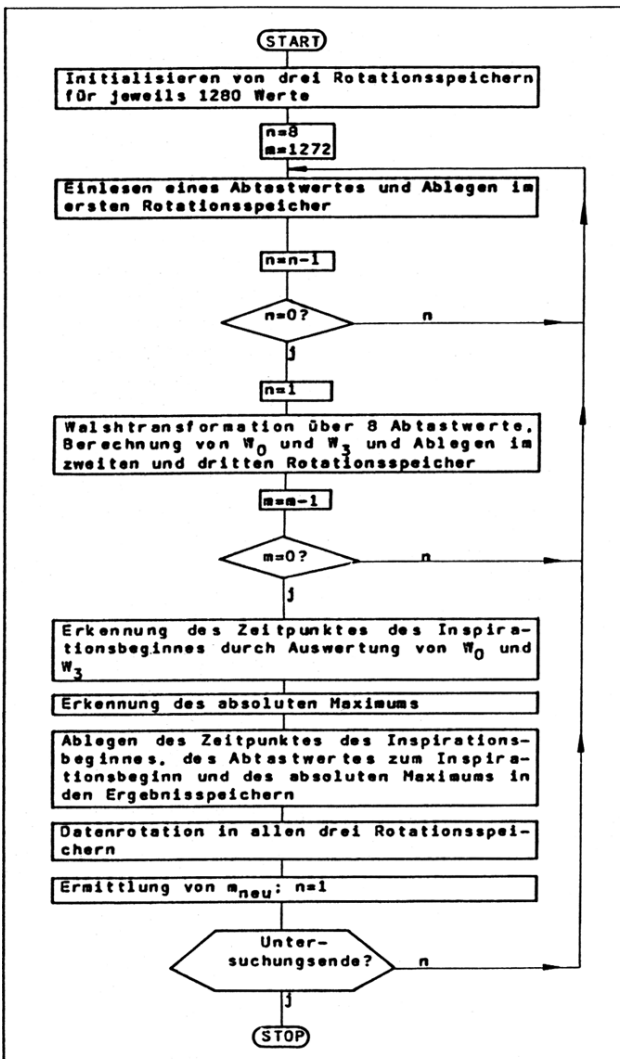
2. Methodik der Signalerfassung

Das Atemsignal wird mit Hilfe eines speziell für dieses Untersuchungsverfahren entwickelten Atemgürtels registriert. Die damit erfaßte Thoraxumfangänderung stellt ein relatives Maß für das Atemvolumen dar, dessen Änderungen im Rahmen

dieser Untersuchungen ebenso von Bedeutung sind, wie die anderen Atmungsparameter (Atemfrequenz, Inspirationsbeginn usw.), die aus diesem dem Thoraxumfang proportionalen Signal ermittelt werden können.

Für die Umwandlung der Längenänderung in eine diskrete elektrische Größe wird die Anordnung nach Abb. 2 verwendet. Zunächst wird mit Hilfe zweier Halbleiterdehnungsmeßstreifen in einer Meßbrücke die Längenänderung in eine analoge elektrische Spannung umgewandelt, welche mit Hilfe eines Gleichstromdifferenzverstärkers verstärkt wird. Die Schaltung besteht weiterhin aus einem Tiefpaß, dem AD-Umsetzer und einem Interface zur Anpassung an einen Mikrorechnerbus.

Abb. 3. Programmablaufplan der Ereigniserkennung.



Die Einkopplung des Atemsignals erfolgt während der Programmentwicklung (Testphase) direkt vom Magnetband in den Tiefpaß. Durch den Tiefpaß wird die Bandbreite des Atemsignals nach oben begrenzt, um höherfrequente Störungen im Atemsignal zu unterdrücken (Abtasttheorem). Das Filter wurde in aktiver RC-Technik mit einer Grenzfrequenz von 3 Hz (180 min^{-1}) ausgeführt. Als ausreichend für den Dämpfungsverlauf erwies sich ein Filter 2. Ordnung, mit dem eine Dämpfung von 40 dB/Dekade realisiert wird.

Das als elektrische Spannung vorliegende Atemsignal wird für die rechen-technische Auswertung mit einer Abtastperiode von 8 ms digitalisiert. Da der AD-Wandler eine Umsetzzeit von maximal $40 \mu\text{s}$ hat, muß während dieser Zeit die Eingangsspannungsänderung so klein sein, daß Digitalisierungsfehler ausgeschlossen sind. Bei dem hier verwendeten AD-Umsetzer (AD 571, Analog Devices) beträgt nach SEIFART (1980) die maximale Frequenz des Eingangssignals für 8-Bit-Verarbeitungsbreite 15,5 Hz, so daß eine Analogwertzwischen-speicher (sample and hold) entfallen kann.

3. Methodik der Signalanalyse

Der Algorithmus zur Erkennung der im folgenden als »Ereignis« bezeichneten Inspirationsbeginne stützt sich auf die Analyse des zeitlichen Verlaufs der Walshkoeffizienten W_0 und W_3 , die für jeweils acht aufeinanderfolgende Abtastwerte im Abstand von 8 ms berechnet werden (Fenster-technik).

Der Programmablauf zur Ereigniserkennung ist in Abb. 3 dargestellt. Es werden drei Rotationspeicher mit je 1280 Speicherplätzen zur Aufnahme der Atemkurve und der Walshkoeffizienten W_0 und W_3 initialisiert. Die Größe der Rotationspeicher, die einem Zeitabschnitt von 10 s entspricht, ist durch die in den vorliegenden Untersuchungen niedrigste Atemfrequenz (6 min^{-1}) gegeben, so daß mindestens ein Ereignis abgespeichert wird.

Über diesen Zeitraum erfolgt der Einlesevorgang mit gleichzeitiger Berechnung der Walshkoeffizienten W_0 und W_3 . Im Bildbereich werden die Koeffizienten untersucht und zur Ereigniserkennung herangezogen. Durchläuft der Koeffizient W_0 ein relatives Minimum und tritt beim Koeffizienten W_3 in

einem bestimmten Intervall in der Umgebung eines relativen Minimums von W_0 kein Nulldurchgang von minus nach plus auf, so wird ein Inspirationsbeginn erkannt, und es werden der Zeitpunkt des Inspirationsbeginnes und die dazugehörige Amplitude in den jeweiligen Ergebnisspeichern abgelegt. Anschließend wird das zum endinspiratorischen Reservevolumen proportionale absolute Maximum zwischen zwei Inspirationsbeginn ermittelt und im dritten Ergebnisspeicher abgelegt.

Nach der Erkennung eines Ereignisses erfolgt eine Verschiebung der abgespeicherten Abtastwerte und Walshkoeffizienten derart, daß die dem Zeitpunkt des Inspirationsbeginnes zugeordneten Werte auf dem ersten Platz des jeweiligen Rotationspeichers stehen. Daraus ergibt sich die Anzahl von freien Speicherplätzen, die im nächsten Zyklus mit neuen Abtastwerten belegt werden. Diese Zyklen werden bis zum Ende der Untersuchung wiederholt. Anschließend können mit Hilfe eines nicht mehr zeitkritischen Rechenprogrammes aus den Werten in den drei Ergebnisspeichern die Atemfrequenzvariabilität sowie relative Werte der Atemzugtiefe, Atemmittellage und des endexpiratorischen Reservevolumens berechnet werden.

4. Ergebnisse und Diskussion

Die für die Auswertung während der Programmentwicklung verwendeten Atemsignale entstammen Aufzeichnungen von psychophysiologisch-systemanalytischen Untersuchungen (siehe MICHEL et al. (1980)). Sie liegen auf Magnetband gespeichert in analoger Form vor. Es wurden Untersuchungen von Probanden ausgewählt, deren Atemsignale möglichst verschiedenartige Atemmuster aufweisen. Die Atemsignalanalyse wurde für unterschiedliche Untersuchungsbedingungen (z. B. Ruhe- und Belastungsphase) durchgeführt.

Im Ruhezustand der Probanden betrug die Erkennungsrate 97,6%. Es wurden hierbei 497 Atemzüge richtig, 27 falsch und 12 nicht erkannt. Unter psychischer Belastung der Probanden wurde eine Erkennungsrate von 99,1% erreicht. Bei einer entsprechenden Festlegung der Artefaktsperrn für die einzelnen Untersuchungsphasen konnte ein akzeptables Ergebnis während der ganzen Untersuchung von 1362 richtig, 41 falsch und 20 nicht erkannten Inspirationsbeginn erzielt werden (siehe Tabelle 1).

In der Abbildung 4 sind mehrere unterschiedliche Atemkurven und die vom Programm erkannten Ereignisse dargestellt. In Anbetracht der teilweise sehr variablen Atemfrequenzen und Atemzugtiefen sowie der Stabilität gegenüber Artefakten ist diese Sicherheit der Inspirationserkennung als sehr gut einzuschätzen. Der geringe technische Aufwand erlaubt eine Realisierung mit einfachsten Mikrorechnerkonfigurationen.

Literaturverzeichnis

- GAEBLER, A. (1984): Mustererkennung bei Atemkurven anhand des Walshspektrums. Dipl.arbeit. Humboldt-Univ. zu Berlin, Sekt. Elektronik.
- MICHEL, J., G. S. VASADZE, G. G. DUMBADZE, H. CAMMANN, V. LANGE, B. GURATH, E. HILLER, G.-B. DÜMDE (1980): Automated system-analytic investigations of the human organism. In: MEDINFO 80, LINDBERG, D. A. B., S. KAIHARA (Hrsg.): Amsterdam: North-Holland 1980, S. 101-105.
- MICHEL, J., G. S. VASADZE, G. G. DUMBADZE, H. CAMMANN, B. GURATH, V. LANGE, E. HILLER, G.-B. DÜMDE, B. KOCH (1982): Systemanalytische Untersuchung des menschlichen Organismus mit

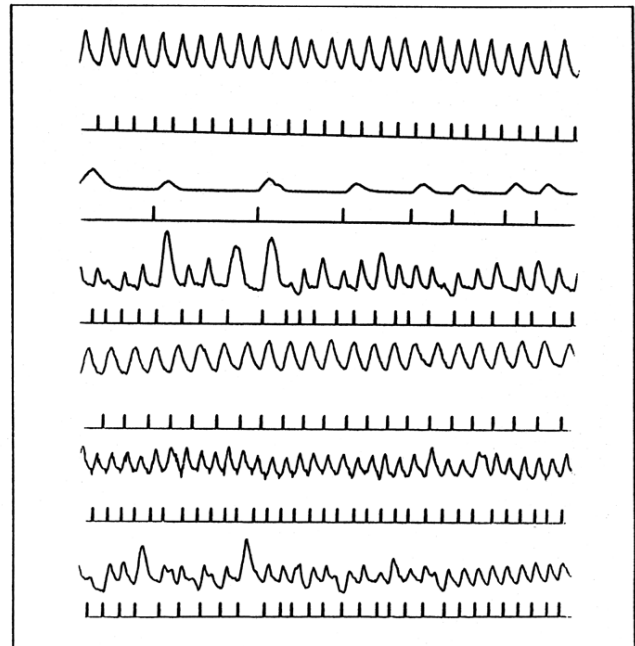


Abb. 4. Beispiel für verschiedene Atemmuster mit den dazugehörigen erkannten Inspirationsbeginn.

Tabelle 1. Übersicht über die Ergebnisse der Inspirationserkennung

	Anzahl der Ereignisse	richtig erkannt	nicht erkannt	falsch erkannt
Ruhe	509	497 = 97,6 %	12	27
Belastung	873	865 = 99,1 %	8	14
insgesamt	1382	1362 = 98,5 %	20	41

- psychischer Belastung. In: MICHEL, J., H.-G. REISSMANN, H. SCHUMANN (Hrsg.): Automatisierte Erfassung und Verarbeitung von Biosignalen in Forschung und Praxis. *Ergebn. exp. Med.* 40, Berlin: Volk und Gesundheit 1982, S. 105-128.
- MICHEL, J., H. CAMMANN, G.-B. DÜMDE, B. KOCH, G. S. VASADZE, E. S. KUBANEISHVILI, G. G. DUMBADZE, I. F. MINEEV, E. SCHULZE (1986): Advances in computer supported psychophysiological system analysis. In: MEDINFO 86, SALAMON, R., B. BLUM, M. JÖRGENSEN (Hrsg.): Amsterdam: North-Holland 1986, S. 678-682.
- PAAPE, H.-J. (1985): Entwicklung und Aufbau eines Analoginterfaces für das mikrorechnergestützte Biosignalverarbeitungssystem. Diplomarbeit. Humboldt-Universität zu Berlin, Sektion Elektronik.
- POLL, R. (1981): Walshtransformation zur Klassifikation von Signalabschnitten biophysikalischer Signale im Echtzeitbetrieb. *Ergeb. der experimentellen Medizin* 40 (1981), 35-44.
- SCHLÖSSER, S. (1980): Über die Phasenkopplung zwischen Herzaktion und Atmung bei dynamischen Untersuchungen mit psychischer Belastung an Herz-Kreislauf-Gesunden und Patienten mit ischämischer Herzkrankheit. Dissertation A., Humboldt-Universität zu Berlin.
- SEIFART, M. (1978): Einfacher ADU mit hoher Linearität und Genauigkeit. *Nachrichtentechnik-Elektronik* 28 (1978) 10, 418-420.

Anschrift der Verfasser: Dr. Henning Cammann, Institut für Medizinische Informatik und Biomathematik, Bereich Medizin der Humboldt-Universität zu Berlin, Schumannstr. 20/21, 1040 Berlin, DDR; Dipl.-Ing. Elke Kühnel, Dr.-Ing. Olaf Hochmuth, Sektion Elektronik (Bereich 5) der Humboldt-Universität zu Berlin, Invalidenstraße 110, 1040 Berlin, DDR