

Mobile, kontinuierliche Erfassung der Körperkerntemperatur

Johannes Kreuzer, Buschmann Labor- und Medizintechnik, München, Deutschland

Robert Diemer, TU München, Lehrstuhl für Realzeit-Computersysteme, München, Deutschland

Johannes Buschmann, Buschmann Labor- und Medizintechnik, München, Deutschland

eMail: j.kreuzer@blm-research.de

Kurzfassung

Durch den Fortschritt der Technik und der Kostenexplosion im Gesundheitswesen gewinnt die Telemedizin immer mehr an Bedeutung. In diesem Zusammenhang wächst der Bedarf an mobiler Überwachung, die auf robusten und kosmetisch ansprechenden Sensoren basiert. In diesem Beitrag wird eine neue Technik zur Erfassung der Körperkerntemperatur vorgestellt. Durch die verwendete Messtechnik ist es nun möglich, die Kerntemperatur kontinuierlich und unter mobilen Bedingungen zuverlässig und genau zu erfassen. Die Messwertaufnahme erfolgt über einen temperaturabhängigen Widerstand, der in den äußeren Gehörgang mittels einer passenden Vorrichtung appliziert wird. Die Daten werden lokal vorverarbeitet und per Bluetooth an einen geeigneten Empfänger z.B. ein Mobiltelefon übertragen. Dort werden sie angezeigt und zur Archivierung weitergeleitet. Die Ergebnisse zeigen, dass die gemessenen Werte sehr gut mit der Körperkerntemperatur korrelieren. Somit steht die Körperkerntemperatur nun als kontinuierlicher und mobiler Parameter zur Verfügung.

1 Einleitung

1.1 Relevanz der Temperatur

Die Körperkerntemperatur ist ein komplexer physiologischer Parameter. Sie unterliegt sehr verschiedenen biologischen, physiologischen und chronobiologischen Einflüssen und ist der Zeit weder unter mobilen Bedingungen noch kontinuierlich praktikabel messbar.

Einflüsse von außen wie Umgebungstemperatur, Windstärke, Luftfeuchtigkeit, aber auch Vigilanz, Alkohol, Drogen, Medikamente, Pyrogene und Krankheiten können die Körpertemperatur verändern.

Entsprechend vielfältig ist das Interesse an der Körperkerntemperatur insbesondere, wenn sie nicht nur punktuell zur Verfügung steht.

1.2 Stand der Technik

Wenn man heutzutage die Körperkerntemperatur in Kliniken oder zu Hause messen will, verwendet man entweder Berührungsthermometer (z.B. Flüssigkeitsthermometer, elektrische Thermometer), welche das Maximum der Temperatur über einen kurzen Zeitraum rektal, sublingual, oral oder axillär erfassen, oder optische Strahlungsthermometer. Als Messort wird hier das Trommelfell bevorzugt, in Ausnahmefällen auch die Stirn. Leider ist diese einfache, optische Messmethode sehr umstritten [1], da es durch falsche Bedienung und prinzipieller Probleme zu enormen Fehlmessungen kommen kann.

Allen Messmethoden ist gemein, dass sie nicht kontinuierlich sondern nur punktuelle Temperaturwerte er-

heben und im strengen Sinne nicht mobil anwendbar sind.

Im Vordergrund dieser Arbeit stand die mobile, kontinuierliche und vor allem nicht-invasive Temperaturmesstechnik am Menschen.

2 Material und Methoden

2.1 Sensoraufbau und Messtechnik

In der mobilen Humansensorik sind der Messort und das Sensordesign von herausragender Bedeutung. Nur durch eine sehr sorgfältige Wahl dieser beiden Komponenten können die hohen Anforderungen an die mobile Sensorik erfüllt werden.

Der kontinuierliche, mobile Temperatursensor (KMTS) wird im äußeren Gehörgang appliziert, da dort die vorherrschende Temperatur nur sehr gering durch äußere Störungen und Bewegungsartefakte beeinflusst wird.

Der Sensor besteht aus einem Thermofühler (PT1000), der von einem Sensorträger im Gehörgang platziert wird. Über einen vorgeformten, durchsichtigen Kunststoffschlauch, wird der Sensorträger mit

einer Miniatureinheit, die hinter dem Ohr zu liegen kommt, verbunden (siehe **Bild 1**). Zusätzlich wird eine Übertragungseinheit, in der die Datenvorverarbeitung und der Sender für die Übertragung sitzen, verwendet.

Bild 2 zeigt, wie der Sensorträger, ein Kunststoff-



Bild 1: Temperatur-sensoraufbau

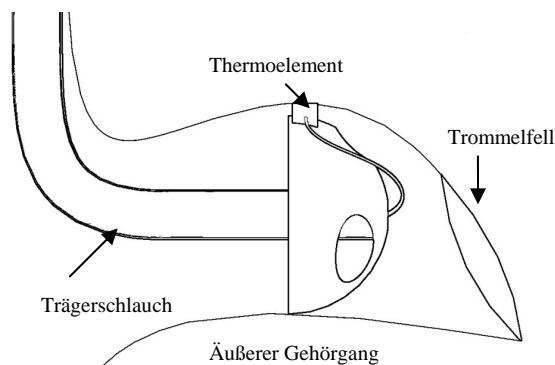


Bild 2: Querschnitt durch den im äußeren Gehörgang applizierten Temperatursensor

schirm, der zur akustischen Durchlässigkeit perforiert ist, den Thermowiderstand an die Wand des äußeren Gehörgangs drückt.

Der Widerstand des Thermowiderstandes wird – um die Leitungswiderstände zu vernachlässigen – mit Hilfe der 4-Leiter-Technik von der Übertragungseinheit gemessen und kann direkt in die entsprechende Temperatur umgerechnet werden.

2.2 Datenerfassung und Übertragung

Die Mess- und Übertragungseinheit besteht aus einem Mikrocontroller vom Typ MSP430, einem 24-bit AD-Wandler und einem Bluetooth-Funkmodul. Auf Grund der verwendeten 4-Leiter-Messtechnik werden sowohl der Strom, als auch die Spannung gleichzeitig gemessen. Im vorliegenden Fall kann die zeitliche Änderung der Temperatur als quasi-stationär betrachtet werden und es reicht aus, wenn die Messung der beiden Größen seriell erfolgt. Die Abtastrate beträgt konfigurierbare 4 bzw. 8 Hz. Nach der Datenaufnahme wird der „gleitende Mittelwert“ der letzten n-Werte (n konfigurierbar) berechnet und das Ergebnis per Bluetooth gesendet. Um absolute Temperaturen bestimmen zu können, werden in einem EEPROM sensorspezifische Kalibrierdaten abgelegt.

3 Ergebnisse

Die Genauigkeit des KMTS lässt sich im Vergleich mit einer gemeinsam kalibrierten Oesophagussonde erkennen. **Bild 3** zeigt eine Differenz zwischen den beiden Temperaturen von ca. 0,3 bis 0,4°C. Dieser Unterschied wird häufig in der Literatur genannt und ist ein bekannter physiologischer Wert [2, 3].

4 Zusammenfassung

Als Ergebnis dieser Arbeit steht nun die Körperkern-temperatur mit sehr hoher Genauigkeit zur Verfügung. Der Sensor ist kosmetisch unauffällig und problemlos für den Benutzer zu tragen, insbesondere wird auch das Hören nicht beeinträchtigt. Aufbauend auf diesem Grundkonzept muss der Einsatz dieser Technik getestet werden, beispielsweise im Umfeld der Rehabilitation und Kontrazeption, aber auch zur Kontrolle von Vigilanz und Schlaf und nicht zu letzt im Bereich von Sport, Training sowie Wellness.

5 Literatur

- [1] Pušnik, I. und J. Drnovšek: Infrared ear thermometers—parameters influencing their reading and accuracy. *Physiological Measurement*, 26:1075-1084, 2005.
- [2] JY. Lefrant, L. Muller, C. Lebris, N. Zeitoun, Temperature measurement in intensive care patients, *Intensive Care Med.* 2003 Mar; 29 (3): 414-8
- [3] T. Nordas, S. Leiren, K. Hansen, Can ear temperature measurement be used in a hospital?, *Tidsskr Nor Laegeforen.* 2005 Oct 20; 125 (20): 2763-5

Dieses Projekt entstand im Rahmen des InPriMo Projektes des BMWI (www.inprimo.org).

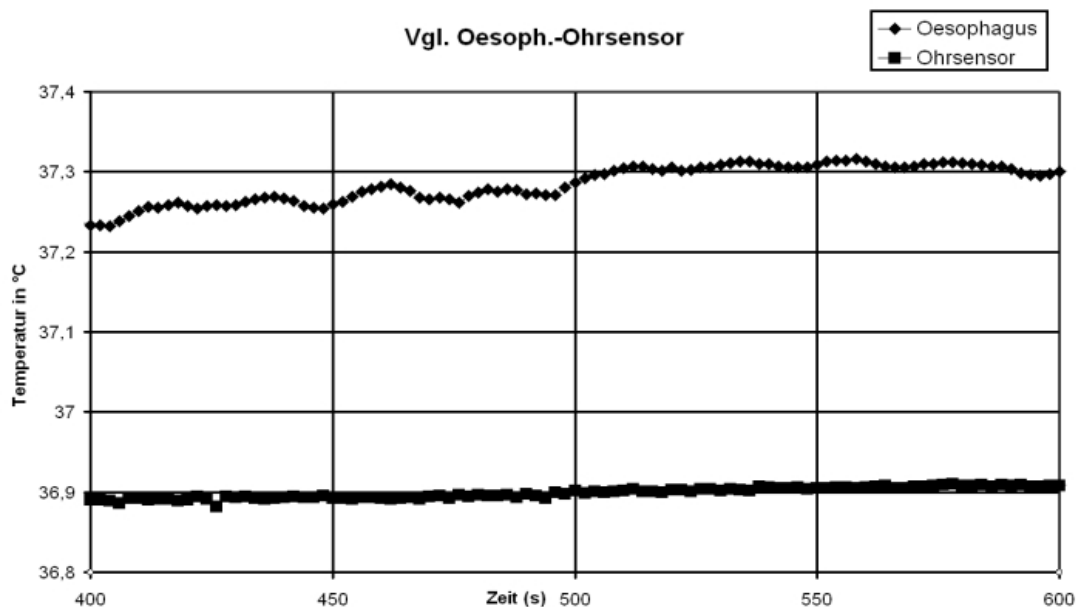


Bild 3: Vergleich: Temperaturverlauf einer Oesophagussonde und des Ohrsensors