

Bioelektronik II

Physiologie, Fitness und Stress

Nachdem im vorhergehenden Beitrag zu dieser Reihe Gehör und Akustik im Vordergrund standen, sollen in diesem Artikel verschiedene physiologische Parameter genauer betrachtet und elektronisch erfasst werden. Insbesondere die folgenden Werte können bereits mit vergleichsweise einfachen elektronischen Mitteln gemessen werden: Hautleitfähigkeit, Hauttemperatur und Herzfrequenz.



Physiologische Parameter

Diese Parameter sind von besonderem Interesse, da sie direkt von der körperlichen bzw. psychischen Verfassung einer Person beeinflusst werden. Die Anwendungen reichen von der Bestimmung der körperlichen Fitness über die Optimierung von Entspannung und innerer Ruhe über das sogenannte Biofeedback

bis hin zum „Lügendetektor“. Wie weit die Messwerte tatsächlich wissenschaftlich-technisch fundierten Überprüfungen standhalten, soll im Rahmen dieses Artikels näher betrachtet werden. Dazu werden mit einfachen Mitteln elektronische Schaltungen und Mikrocontroller-Programme vorgestellt, die die Erfassung der oben genannten Parameter erlaubt.



Wichtiger Hinweis:

Da für die Messung des Hautwiderstands eine elektrische Verbindung mit dem menschlichen Körper erforderlich ist, dürfen die hier vorgestellten Schaltungen nur mit Batterien oder Akkus betrieben werden. Für die Signalauswertung darf nur ein **Laptop im Akkubetrieb** verwendet werden!

Hautleitfähigkeit

Da die Haut kein vollständiger Isolator ist, kann eine sogenannte Hautleitfähigkeit (HLF, engl. skin conductance, SC) gemessen werden. Sie entsteht durch elektrische Ladungsträger (Ionen) in menschlichem Gewebe. Die HLF hängt von verschiedenen Parametern ab und weist vergleichsweise hohe Schwankungen auf. So ergibt sich in Stresssituationen oder bei körperlicher Aktivität eine erhöhte Hautleitfähigkeit durch den Effekt der Transpiration. HLF-Messungen spiegeln damit den Grad psychologischer oder physiologischer Erregung wider. In Entspannungsphasen nimmt die Leitfähigkeit der Haut üblicherweise ab und weist zudem eine geringere Variabilität auf. HLF-Messungen sind vor allem bei der Untersuchung von Reaktionen auf emotionale Reize (z. B. auf Bilder mit Angst- oder Stresssituationen) von großer Bedeutung.

Gemessen wird die Hautleitfähigkeit über zwei Elektroden, die idealerweise an der Innenseite der Finger angebracht werden. Am besten geeignet ist die nicht-dominante Hand, da die andere Hand dann für Tätigkeiten während der Messung frei bleibt. Zwischen den beiden Elektroden wird eine Spannung von maximal 3,3 V angelegt. Die auftretenden Widerstände liegen im Bereich von einigen Megaohm, sodass lediglich Stromflüsse von einigen Mikroampere auftreten. Damit ist man hinreichend weit von potenziell tödlichen Stromstärken von über 1 mA entfernt.

Der Strom wird vor allem vom Hautwiderstand dominiert, da das Körperinnere aufgrund des hohen Anteils ionenhaltiger Flüssigkeiten gut leitfähig ist. Der gemessene Widerstandswert wird somit insbesondere durch die Schweißabsonderung beeinflusst. Die Schweißsekretion erfolgt über das sympathische Nervensystem, wird also unbewusst gesteuert und geht mit physischer Erregung bei Emotionen oder Stress einher. Durch das Schwitzen sinkt der Hautwiderstand, d. h., die HLF nimmt zu, da die Leitfähigkeit (Einheit „Siemens“, Zeichen S) als Kehrwert des Widerstands definiert ist:

$$L [S] = 1 / R [Ohm]$$

Diese Veränderung kann mit einfachen Mitteln gemessen werden. Will man nun eine Reaktion in Bezug auf einen emotionalen Reiz quantifizieren, wird meist entweder die Latenz der Reaktion (also die Verzögerung zwischen Stimulanz und Beginn der Reaktion) oder die Amplitude bzw. Stärke der Reaktion erfasst.

Messtechnisch wird die Aufgabe durch einen einfachen Spannungsteiler gelöst. Das zugehörige Schaltbild ist in **Bild 2** enthalten. Der gemessene Widerstandswert setzt sich aus der Reihenschaltung des Hautwiderstands und des wesentlich kleineren Körperwiderstands zusammen

$$R = R_{\text{Haut}} + R_{\text{Körper}} + R_{\text{Haut}}$$

mit $R_{\text{Haut}} \approx 25 \text{ k}\Omega$ und $R_{\text{Körper}} \approx 200 \Omega$. Insgesamt ist also ein Wert von ca. $50 \text{ k}\Omega$ zu erwarten.

Hinweis: Da der Hautwiderstand mit zunehmender Spannung absinkt, besteht bei großen Spannungen bereits früher Lebensgefahr, als rein rechnerisch bei konstanten Widerstandswerten zu erwarten wäre.

Als Sensoren können einfache Metallplättchen verwendet werden. Als Material kommen Kupfer oder Messing infrage. **Bild 1** zeigt im Eigenbau angefertigte Sensoren. Anschlussdrähte können entweder direkt angelötet oder über einfache Steckverbindungen angebracht werden.



Bild 1: Elektroden für die Hautwiderstandsmessung

Die Elektroden sollten vor der Anwendung stets gut gereinigt und desinfiziert werden. Von einem längeren Tragen der Elektroden wird abgeraten, da dies unter Umständen zu Hautirritationen führen kann. Allergiker sollten auf gut verträgliche Metalle ausweichen. Alternativ sind auch kommerzielle Kontaktelektroden, wie sie im einschlägigen Fachhandel erhältlich sind, verwendbar.

Für die Signalauswertung kann ein Mikrocontroller eingesetzt werden. Ein ESP32-Modul ist dafür bestens geeignet. Dann kann neben dem aktuellen Messwert auch ein zeitlicher Verlauf aufgezeichnet werden.

Haut- und Körpertemperatur

Neben dem Hautleitwert ist die Oberflächentemperatur des Körpers ein weiterer wichtiger Parameter. Die Temperatur an der Hautoberfläche ändert sich in Abhängigkeit davon, wie viel Blut durch das Gewebe fließt. Die Durchblutung der oberflächennahen Blutgefäße wird wieder vom sympathischen Nervensystem gesteuert. Bei einem Zustand erhöhter Anspannung bzw. Erregung oder bei physischem und psychischem Stress kommt es zu einer Verengung der Blutgefäße, und die Hauttemperatur sinkt. In entspanntem Zustand dagegen erweitern sich die Blutgefäße, die Hauttemperatur steigt an. Die Hauttemperatur hängt auch von der Umgebungstemperatur ab, deshalb sollte unter möglichst konstanten Umgebungsbedingungen gemessen werden.

Für die Temperaturmessung stehen verschiedene Messwandler zur Verfügung. Eine weit verbreitete Variante ist der DS18B20 der Firma Maxim (ehemals Dallas). Die Daten des Sensors zeigt die folgende Tabelle:

Betriebsspannung	3,0–5,5 V
Temperaturbereich	-55 °C bis +125 °C
Messgenauigkeit	±0,5 °C
Auflösung	9–12 Bit entsprechend ca. 1/10 °C

Eine Library erleichtert das Auslesen der Sensordaten. Das Schaltbild in **Bild 2** zeigt den Anschluss der Hautleitwert- und Temperatursensoren an den ESP32.

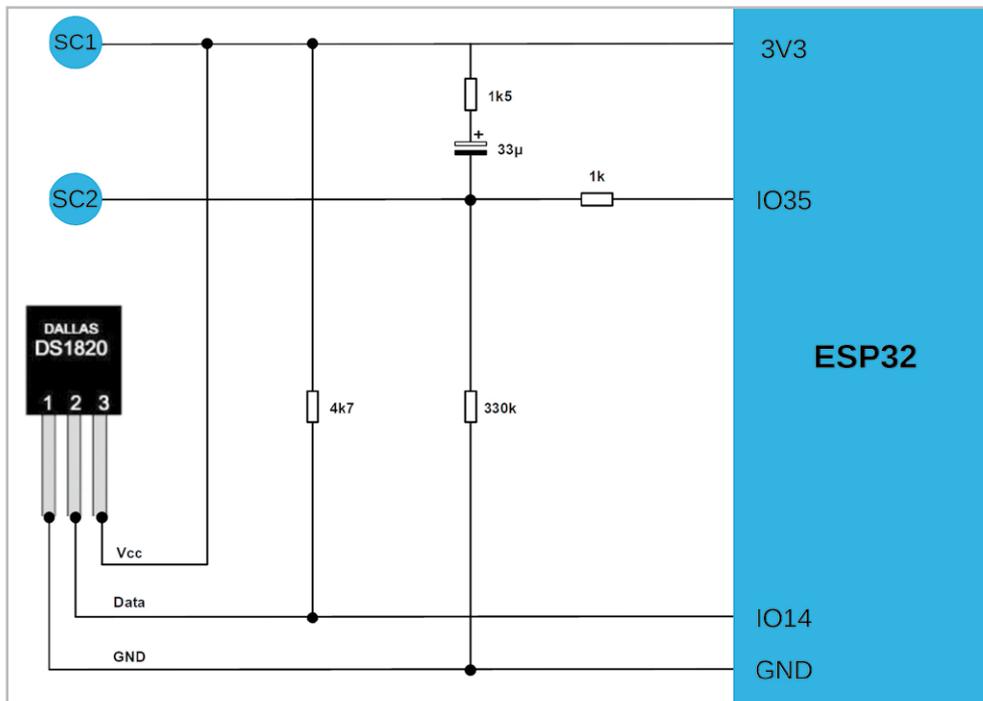


Bild 2: Schaltbild zur Hautwiderstands- und Hauttemperaturmessung

Für das Auslesen der Werte (HLF und Temperatur) kann der folgende Code verwendet werden. Wie immer findet sich das vollständige Programm auch im Downloadpaket zu diesem Beitrag [1].

```
// SkinParam.ino
// ESP 32 @ IDE 1.8.12

#include <OneWire.h>
#include <DallasTemperature.h>

const int oneWireBus = 14;
const int conductPin = 35;

float temperatureC;
int conductVal;
int T_fact = 1;
float SC_cal = 0.01;

OneWire oneWire(oneWireBus);
DallasTemperature sensors(&oneWire);

void setup()
{ Serial.begin(250000);
  sensors.begin();
  Serial.print(„Temperature“);
  Serial.print(„Conductivity“);
  delay(1000);
}

void loop()
{ // Temperature @ DS18x20
  sensors.requestTemperatures();
  temperatureC = sensors.getTempCByIndex(0);
  Serial.print(T_fact * temperatureC);
  Serial.print(„ „);

  // Conductivity
  conductVal = analogRead(conductPin);
  Serial.println(SC_cal*conductVal);

  delay(1000);
}
```

Details zum Upload des Programms auf den ESP32 können im Artikel „Bioelektronik I: Audiotechnik, Klang und Gehör“ im vorhergehenden Beitrag zur Bioelektronik (Seite 48) nachgelesen werden.

Nach dem Laden des Programms werden die Sensoren angeschlossen. Das Bild 3 zeigt, wie diese an der Innenseite der Hand angebracht werden können.

Die Messwerte können im Seriellen Monitor der Arduino IDE dargestellt werden. Bild 4 zeigt ein typisches Messergebnis. Ab Messwert 330 wurde hier mit dem Training auf einem Hometrainer begonnen. Die körperliche Leistung der Testperson lag bei ca. 500 W. Der Anstieg der Hautleitfähigkeit ist deutlich sichtbar. Ab Messpunkt 400 wurde die Aktivität beendet. Die HLF-Werte gehen entsprechend zurück. Mit einer gewissen Verzögerung zeigt sich die Trainingsphase auch im Hauttemperaturmesswert.

Die Messung der beiden Parameter kann auch für Entspannungsübungen eingesetzt werden. Entsprechende Übungen sind auch als Biofeedback bekannt geworden. Weitere Details dazu finden sich am Ende des Beitrags.

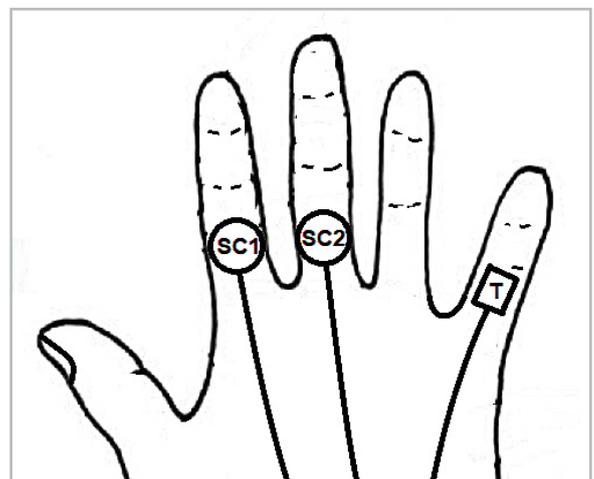


Bild 3: Positionierung der Sensoren



Optische Pulsmessung

Die Anzahl der Herzschläge pro Minute (BpM für engl. Beats per Minute) ist von zentraler Bedeutung für viele medizinisch-biologische Untersuchungen. Dieser auch als „Pulsrate“ bezeichnete Wert ist ein weiterer wichtiger physiologischer Parameter, welcher ebenfalls mit einfachen Mitteln messbar ist.

Der Ruhe- oder Normalpuls bezeichnet die Pulsfrequenz, die man über die Arterien ertasten kann. Durch Krankheiten, Medikamente, aber auch durch Sport und körperliche Anstrengung kann der Ruhepuls sinken oder steigen. Bei seelischer oder körperlicher Belastung steigt der Puls im Normalfall deutlich an. Auch bei Fieber, Herzinsuffizienz oder Erkrankungen der Schilddrüse steigert das Herz seine Arbeitsleistung, indem es schneller schlägt. Die häufigsten Gründe für eine erhöhte Pulsfrequenz sind allerdings Aufregung oder Stress.

Neben regelmäßigem Ausdauersport reduzieren auch verschiedene Medikamente und Herzerkrankungen die Pulsfrequenz. Die folgende Tabelle zeigt einige durchschnittliche Normal- und Maximalpulswerte.

Alter	Normalpuls (Ruhepuls) in BpM	Maximalpuls in BpM
Neugeborene	ca. 120–140	
Säuglinge	ca. 130	
Kinder	ca. 100–110	
Jugendliche	ca. 90–100	ca. 200
Erwachsene	ca. 60–70	ca. 190, altersabhängig
Sportler	< 60	
Senioren	ca. 90	

Diese Zahlen können nur als Orientierungshilfe dienen, da der normale Ruhepuls bei jedem Menschen von Alter, Geschlecht, Größe, Gewicht und vielen weiteren Einflüssen abhängig ist. Einen optimalen Ruhepuls gibt es prinzipiell nicht. Zudem haben viele Faktoren wie Wetter, Tageszeit oder auch Koffeineinwirkung einen erheblichen Einfluss auf die Pulsrate. Wird das Herz durch sportliche Aktivitäten immer wieder besonders beansprucht, steigen dessen Volumen und Muskelmasse. Dies führt dazu, dass mit jedem Pulsschlag eine größere Menge Blut in die Arterien gepumpt wird als bei Untrainierten. Für eine ausreichende Versorgung von Organen, Muskeln und Gewebe sind dann weniger Herzschläge nötig, und der Ruhepuls sinkt.

Der Puls ist also ein hochinteressanter Parameter, der es durchaus Wert ist, öfter und dauerhaft gemessen zu werden. Die Pulsmessung kann am einfachsten durchgeführt werden, indem man leicht mit den Fingern auf die Arterie an der Handgelenkinnenseite oder am Hals drückt. Hier kann durch Zählen der Puls bestimmt werden.

Elektronisch ist die Pulsfrequenz unter anderem auch optisch erfassbar. Mithilfe einer LED und einer Photodiode kann leicht ein optischer Pulssensor aufgebaut werden. Damit lässt sich dann nicht nur der aktuelle Pulswert messen, sondern auch der Pulsverlauf über einen gewissen Zeitraum hinweg. Dies ist besonders vorteilhaft, wenn man die Pulsrate etwa für eine gewisse Trainingsperiode verfolgen will.

Pulssensor im Eigenbau

Für den Eigenbau eines optischen Pulssensors sind nur wenige Komponenten erforderlich (siehe auch Materialliste am Ende des Beitrags):

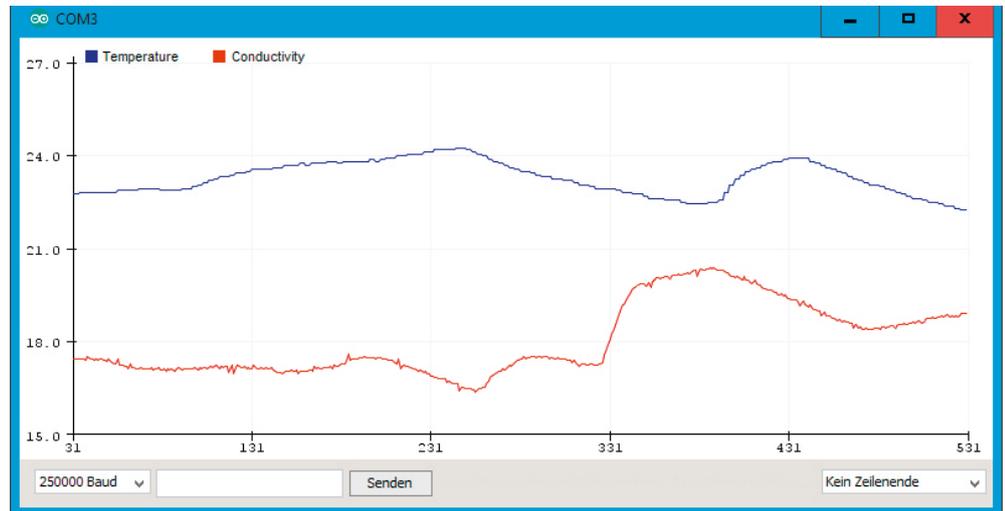


Bild 4: Hautleitwert und -temperaturverlauf im Seriellen Monitor

- LED, rot (3 mm oder SMD)
- Photodiode (z. B. BPW34)
- 3-adriges Kabel (evtl. mit 3,5-mm-Klinkenbuchse)
- Clip

Der Clip dient zum Befestigen des Sensors am Körper. Sehr geeignet sind Clips, wie sie zum Führen von Mikrofonkabeln an Kleidungsstücken verwendet werden. Aber auch Wäscheklammern oder Clips von Kleiderbügeln oder Ähnlichem sind gut geeignet. Hier kann man der Fantasie freien Lauf lassen. Der Clip kann am Ohr oder zwischen Zeigefinger und Daumen angebracht werden. Hier sollte er bequem sitzen. Das Bild 5 zeigt ein Aufbaubeispiel für einen im Eigenbau hergestellten Clip.

Die elektrische Schaltung des Clipsensors ist sehr einfach. Photodiode und LED werden über ein dreiadriges Kabel mit der nachfolgend beschriebenen Messschaltung verbunden. Als Steckverbindung kann ein 3,5-mm-Klinkenstecker verwendet werden (siehe Bild 6). Alternativ kann die Verbindung auch direkt, d. h. ohne Stecker, erfolgen. Der Sensor kann dann am Ohr läppchen befestigt werden. Bild 7 zeigt ein Anwendungsbeispiel.



Bild 5: Im Eigenbau hergestellter Pulssensor

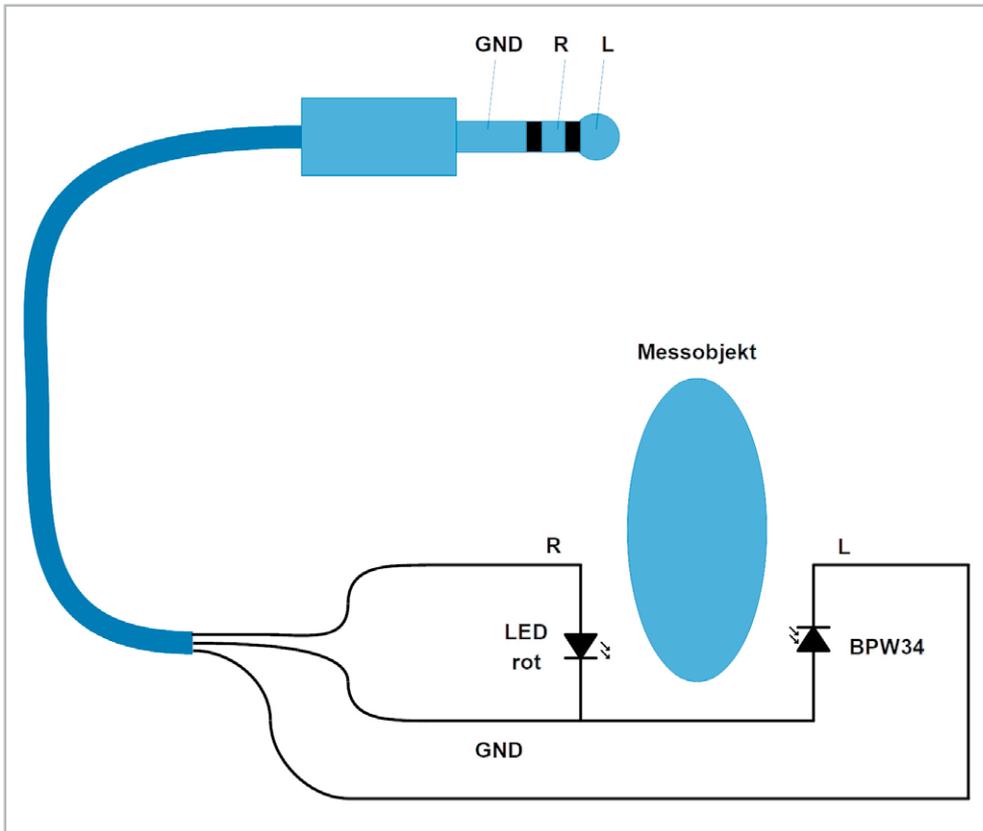


Bild 6: Anschluss Schaltbild des optischen Pulssensors



Bild 7: Pulssensor am Ohr

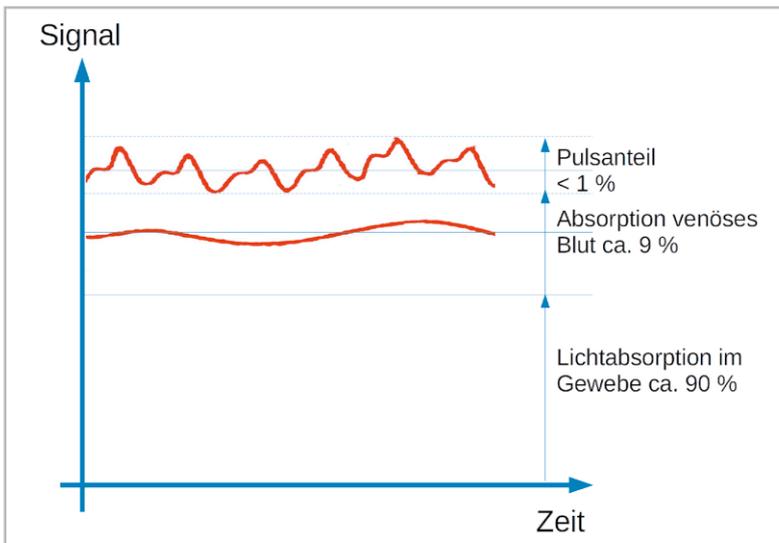


Bild 8: Optisches Pulssignal

Die Detektion des Signals ist dagegen deutlich schwieriger. Das von der LED erzeugte Licht wird nicht nur vom Blut in den pulsierenden Arterien gestreut und absorbiert. Körpergewebe und venöses Blut haben sogar einen wesentlich größeren Einfluss auf das Signal (siehe Bild 8).

Der eigentliche Puls hat daher nur einen Anteil von weniger als einem Prozent an der optischen Signalamplitude. Dies ist auch der Grund, warum man beim Durchleuchten der Hand oder von Fingern mit einer Taschenlampe kein Pulsieren wahrnimmt.

Das Nutzsignal muss hier also mit elektronischen Mitteln herausgefiltert werden. Hierzu wird zunächst der gleichbleibende Hintergrund entfernt. Dazu wird der Gleichspannungsanteil (DC-Anteil) im Photodiodensignal eliminiert. Dies wird durch eine Hochpassfilterung erreicht. Darüber hinaus sollten die 50-Hz-Anteile im Signal unterdrückt werden. Diese streuen

über das 230-Volt-Stromnetz ein, da sowohl sämtliche Kabel als auch der menschliche Körper selbst als „Antenne“ wirken. Die Störsignale sind also auch bei vollständiger galvanischer Trennung vom Stromnetz sichtbar und können das Nutzsignal überdecken. Zudem ist eine erhebliche Verstärkung erforderlich, da die Nutzsignalamplitude im Millivoltbereich liegt. Die Anforderungen werden durch die Schaltung in Bild 9 erfüllt.

Die DC-Trennung erfolgt über den 2,2- μ F-Kondensator direkt nach dem optischen Sensor. Der erste Operationsverstärker sorgt für eine Tiefpassfilterung und Ver-

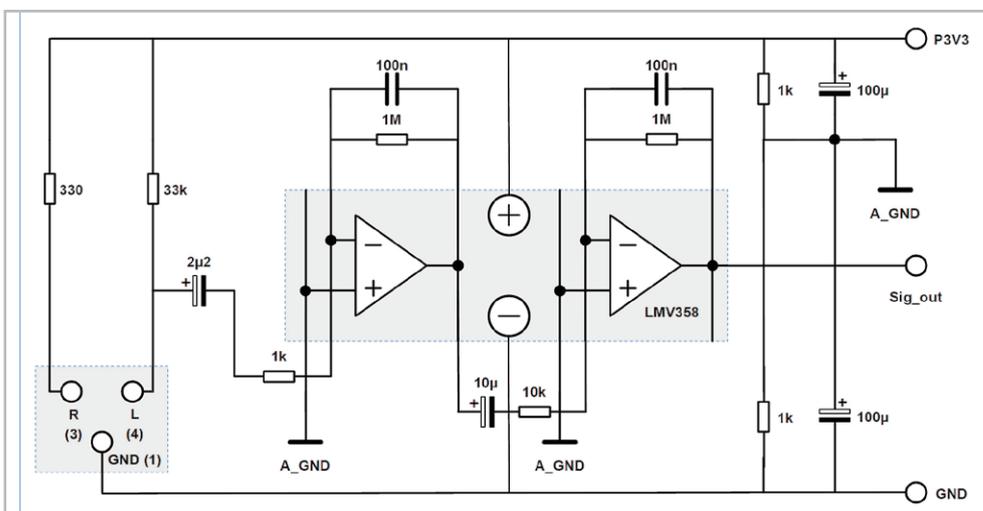


Bild 9: Signalverstärker für die optische Pulsmessung



stärkung des Signals um bis zu 30 dB. Über den 10- μ F-Elko wird das Signal der zweiten Verstärkerstufe zugeführt. Hier wird es nochmals gefiltert und verstärkt. Insgesamt weist die Schaltung das Verstärkungsprofil auf, wie in **Bild 10** zu sehen.

Man erkennt, dass das Verstärkungsmaximum zwischen 1 und 2 Hz liegt, sodass Herzschläge von 60 bis 120 BpM optimal verstärkt werden. Der Verstärkungsfaktor erreicht in diesem Bereich einen Wert von über 60 dB entsprechend einer Spannungsverstärkung von über 1000. Das Ausgangssignal Sig_out wird schließlich dem Analogeingang I/O34 des ESP32-Controllers zugeführt. Aufgrund der kleinen Signalpegel sollte der Aufbau auf einem hochwertigen Breadboard (siehe Materialliste) erfolgen. Zudem kamen hier Bauelemente aus den Prototypenadapter-Sätzen (PAD1, PAD2 und PAD3, siehe Materialliste) zum Einsatz. **Bild 11** zeigt einen Aufbauvorschlag.

Signalerfassung und Optimierung

Wenn die Schaltung und der Sensor vollständig aufgebaut sind, kann das ESP-Board mit einem Laptop (im Akkubetrieb!) verbunden werden. Für die Messung ist zunächst das Programm (siehe Downloads) PulseMon.ino

auf den Controller zu laden. Dieses zeigt das Signal SIG_out der Messschaltung direkt auf dem Seriellen Monitor der Arduino IDE an. Nun wird der Clipsensor am Ohr befestigt.

Nach dem Start des Seriellen Monitors sollte das Pulssignal der Testperson sichtbar werden. Das Messsignal kann durch gleichzeitige Pulsmessung am Handgelenk überprüft werden. Die Signale müssen synchron zu den fühlbaren Pulsschlägen sein, ansonsten liegt ein Messartefakt vor (siehe unten). Im Idealfall sieht der Signalverlauf so aus wie in **Bild 12**.

Falls kein Signal im Plotter erscheint, muss der Vorwiderstand der Photodiode angepasst werden. Durch die sehr unterschiedlichen physiologischen Gegebenheiten kann die auf den Sensor auftreffende Lichtintensität stark variieren. Trifft viel Licht auf die Photodiode geht diese in die Sättigung,

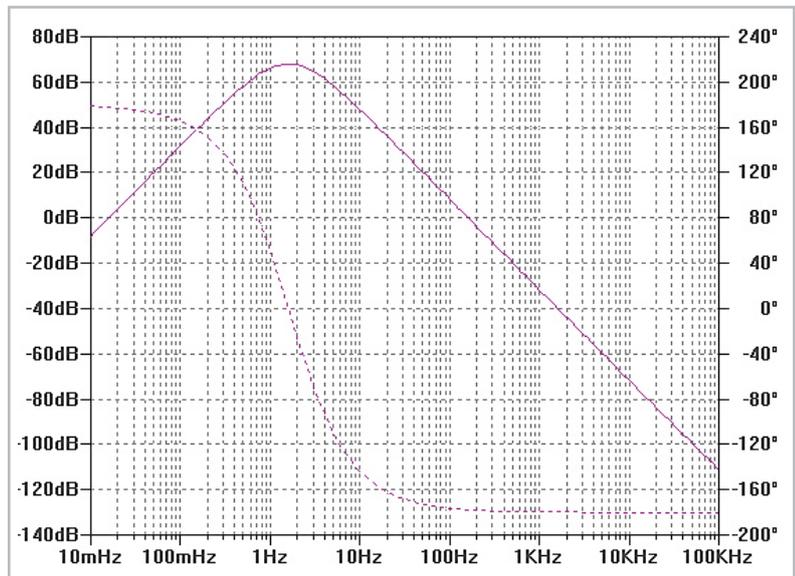


Bild 10: Frequenzgang des Signalverstärkers (durchgezogen: Amplitude, gestrichelt: Phase)

und das schwache Pulssignal kann nicht mehr detektiert werden. Bei zu geringer Lichtintensität ist das Signal ebenfalls nicht mehr nachweisbar. Wenn also kein Signal sichtbar wird, kann man ausgehend vom eingezeichneten 33-K Ω -Widerstand Werte zwischen 10 K Ω bis zu 100 K Ω einsetzen. Alternativ kann auch ein Potentiometer mit einem Nennwert von 100 K Ω in Serie mit einem Schutzwiderstand von 10 K Ω eingesetzt werden.

Zudem kann man den Sitz des Sensors variieren. In Experimenten hat sich gezeigt, dass eine Gewebedicke von 3–8 mm optimal ist. Der Sensor sollte nicht zu locker sitzen, da sonst bereits geringste Bewegungen der Testperson zu Fehlmessungen führen. Diese werden als sogenannte „Bewegungsartefakte“ im Seriellen Monitor sichtbar. Aber auch ein zu

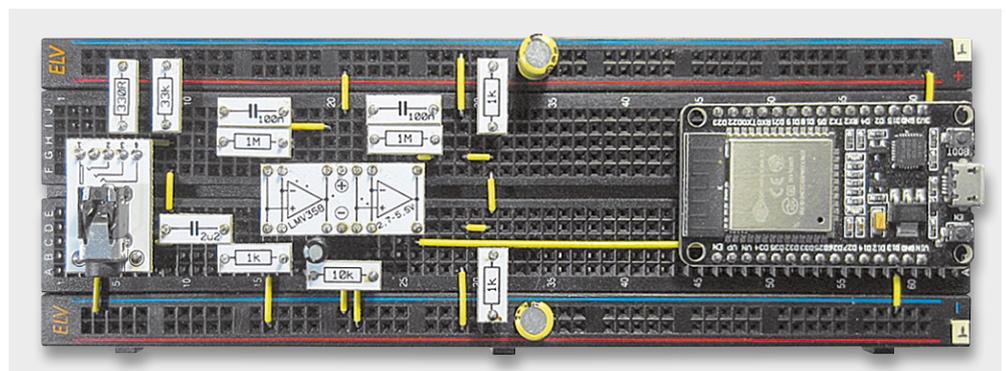


Bild 11: Aufbau zum optischen Pulsmesser



Bild 12: Pulsverlauf im Seriellen Plotter



fester Sitz des Sensors sollte vermieden werden. Zum einen wird dies als unangenehm empfunden, zum anderen wird dadurch die Blutzirkulation reduziert, sodass der Pulsschlag schwerer zu erfassen ist.

Mit etwas Geduld und Experimentierfreude sollte es allerdings immer gelingen, ein ähnliches Signal wie in [Bild 12](#) zu erhalten. Wenn das Signal dann schließlich klar und stabil gemessen wird, kann man das Programm `BPM_counter.ino`

laden. Dieses misst ebenfalls das Signal des optischen Pulssensors, allerdings wird jetzt daraus die Pulsrate (BpM) errechnet.

```
// BPM_counter.ino
// ESP32 @ IDE 1.8.12

#define BPMpin 34
#define pulseLED 2

unsigned long duration, t0 ;
unsigned int pulseMin = 30, pulseMax = 180;
float pulseRate, pulseRate_old, tol = 8;

void setup()
{ Serial.begin(250000);
  pinMode(BPMpin, INPUT);
  pinMode(pulseLED, OUTPUT);
}

void loop()
{ // get pulse rate
  duration = 0;
  t0 = millis();
  while(digitalRead(BPMpin) == 1)
  { digitalWrite(pulseLED, HIGH); delay(10);
  }

  while(digitalRead(BPMpin) == 0)
  { digitalWrite(pulseLED, LOW); delay(10);
  }

  duration = millis() - t0;

  pulseRate = 60000.0 / duration; // in BPM:
  60*1000 ms = 60 s

  if ((pulseRate >= pulseMin) && (pulseRate <=
pulseMax) && (abs(pulseRate - pulseRate_old) < tol))
  { Serial.print(pulseMin); Serial.print(", ");
    Serial.print(pulseMax); Serial.print(", ");
    Serial.println(pulseRate);
  }
  pulseRate_old = pulseRate;
}
```

Dazu werden zunächst die folgenden Parameter definiert:

1. duration: berechnete Pulsdauer
2. t0: Hilfsvariable für die Berechnung von 1.
3. pulseMin = 30, pulseMax = 180:
minimale und maximale zulässige Pulsrate
4. pulseRate, pulseRate_old, tol = 8:
aktuelle Pulsrate, letzte gemessene Pulsrate, Pulsratentoleranz

Im Set-up werden lediglich die Pins konfiguriert und die Baudrate für die Serielle Schnittstelle festgelegt. Im Hauptprogramm erfolgt dann die Messung der Pulsrate. Hierfür wird die Funktion „millis()“ herangezogen. Diese gibt die Anzahl der seit dem Systemstart vergangenen Millisekunden zurück. Vor der Messung wird dieser Wert in der Hilfsvariablen t0 gespeichert. Dann wird in einer while-Schleife die Zeitdauer, in der sich das Messsignal befindet, abgewartet. Währenddessen wird die LED ein-

geschaltet. Die Zeitverzögerung von 10 ms eliminiert hochfrequente Signalrauschanteile. Danach wird die „LOW“-Periode des Signals erfasst. In dieser Phase wird die LED ausgeschaltet. Die Pulsdauer ergibt sich dann als Differenz aus Startzeit und Ende der Pulsdauer:

$$\text{duration} = \text{millis}() - t0;$$

Damit kann die Pulsrate in Schlägen pro Minute (BpM) als Kehrwert der Pulsdauer berechnet werden:

$$\text{pulseRate} = 60000.0/\text{duration};$$

Der Umrechnungsfaktor von 60.000 ergibt sich aus der Tatsache, dass eine Minute 60 Sekunden und eine Sekunde 1000 ms umfasst. Schließlich wird der Wert auf die Serielle Schnittstelle ausgegeben. Dabei wird noch auf Plausibilität getestet:

```
if ((pulseRate >= pulseMin)
    && (pulseRate <= pulseMax)
    && (abs(pulseRate - pulseRate_old) < tol))
```

Pulsraten kleiner als 30 BpM (pulseMin) bzw. größer als 180 BpM (pulseMax) werden als unplausibel verworfen. Die Werte können bei Bedarf an die realen Gegebenheiten (Alter und Geschlecht etc.) der Testperson angepasst werden. Zudem werden Werte, die sich zu rasch, d. h. um mehr als den Toleranzwert „tol“ ändern, nicht übernommen. Damit ergibt sich ein relativ zuverlässiger Pulsverlauf. Fehlmessungen durch Bewegungsartefakte etc. werden weitgehend unterdrückt.

Der Puls kann nun als zeitlicher Verlauf im Seriellen Plotter dargestellt werden. Zusätzlich dient die On-Board-LED des ESP32-Moduls als Pulsindikator. Nach dem Laden des Sketches sollte diese LED also im Pulsrhythmus blinken. Dies kann wieder durch die Pulsmessung am Handgelenk bestätigt werden.

Nach dem Starten des Seriellen Plotters wird der zeitliche Verlauf der Werte aufgezeichnet. Das [Bild 13](#) zeigt ein Messbeispiel dazu. Neben der Pulsrate (blau) wurde hier auch noch die Hauttemperatur (rot) und der Hautleitwert (grün) erfasst. Dazu werden die Sensoren wie in [Bild 2](#) zu sehen angeschlossen. Das zugehörige Messprogramm (`PhysPara_BPM_SC_T`) ist ebenfalls im Downloadpaket enthalten. Der Messzeitraum umfasst zwei intensive Trainingsphasen, die erste ab dem Messpunkt 800, die zweite ab dem Messpunkt 1000. Der Anstieg der Pulsrate ist in [Bild 13](#) klar zu erkennen. Auch die Korrelation mit dem Hautleitwert zeigt sich sehr deutlich. Die Variation der Temperatur ist dagegen weniger klar ausgeprägt.

Biofeedback, Stresstest und „Lügendetektor“

Da die Anschlüsse für die drei Sensoren an den ESP so gewählt wurden, dass sie alle simultan verwendet werden können, steht ein umfassendes Messsystem für die drei wichtigsten physiologischen Werte zur Verfügung:

1. Hautwiderstand (I/O 35)
2. Hauttemperatur (I/O 14)
3. Pulsrate (I/O 34)

Diese Werte werden häufig auch durch sogenannte Polygraphen oder „Lügendetektoren“ erfasst. Allerdings gilt es seit Langem als erwiesen, dass sich mit derartigen Geräten der Wahrheitsgehalt von Aussagen, z. B.



in Polizeiverhören, nur sehr unzuverlässig überprüfen lässt. Dies ist im Wesentlichen dadurch begründet, dass die physiologischen Reaktionen zu unterschiedlich sind. Zudem können diese durch Training und Willenskraft stark beeinflusst werden.

Dennoch existiert ein gewisser Zusammenhang zwischen der emotionalen Verfassung und den physiologischen Parametern eines Menschen. Dieser kann sogar mit relativ einfachen Tests untersucht werden. Es ist beispielsweise möglich, dass sich eine Person selbst „belügt“. So entsteht beispielsweise durch das Vorlesen von scheinbar widersprüchlichen Aussagen im Gehirn eine gewisse Stresssituation. **Bild 14** zeigt einen Ausschnitt aus einem Konzentrationstest (ein umfangreicheres Beispiel findet sich im Downloadpaket). Die Aufgabe besteht darin, so schnell wie möglich die Farbe der Wörter zu nennen und nicht das Wort vorzulesen. Dabei arbeiten verschiedene Gehirnregionen gegeneinander. Dies führt zu einer internen Stresssituation und damit zu erhöhtem Puls, erhöhtem Hautleitwert durch Schwitzen und eventuell leichter Temperaturerhöhung. Natürlich reagieren verschiedene Testpersonen unterschiedlich stark. Das **Bild 15** zeigt einen entsprechenden Testverlauf. Die Übung wurde in der 1. Minute (Messpunkt 50) gestartet.

Bei emotionalen, physischen und mentalen Veränderungen werden über das vegetative Nervensystem unter anderem auch die Schweißdrüsen aktiviert. Daher sind Hautleitwert und Pulsrate vergleichsweise gute Indikatoren zur Erfassung emotionaler Zustände. Die in den letzten Abschnitten vorgestellten Verfahren erlauben es, selbst kleinste Veränderungen des Hautwiderstands zu erfassen, sodass auf ansteigende Anspannung direkt mit Anti-Stress-Übungen reagiert werden kann. Ebenso lässt sich der Hautleitwert zur Überprüfung von Entspannungstechniken einsetzen, um Übungen mit den besten Ergebnissen zu identifizieren.

Auch die Hauttemperatur kann als Stressindikator dienen. Hektik, Belastung und Nervosität führen üblicherweise zu einer Änderung der Hauttemperatur. Der DS18x20-Temperatursensor erlaubt die Messung dieses Parameters und kann ebenfalls als Indikator für akuten Stress oder für Entspannung dienen.

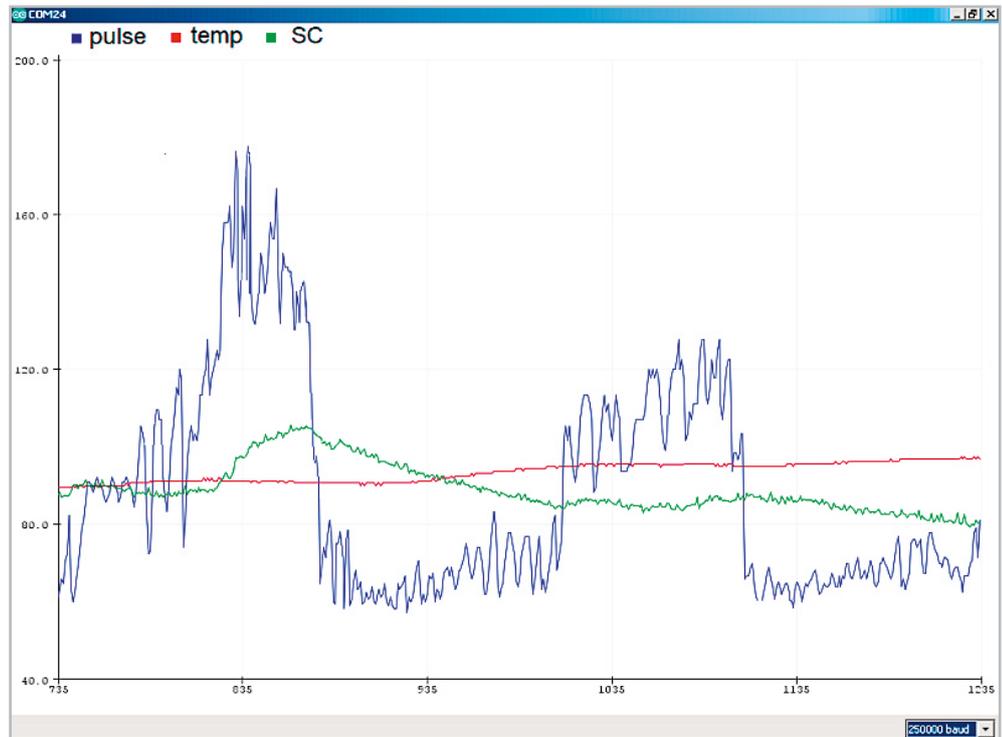


Bild 13: Physiologische Parameter über ca. 8 Minuten 20 Sekunden (500 s) im Seriellen Plotter

Schwarz	Violett	Lila	Rot
Weiß	Violett	Grün	Blau
Grün	Lila	Schwarz	Rot
Lila	Rot	Lila	Schwarz

Bild 14: Konzentrationstest

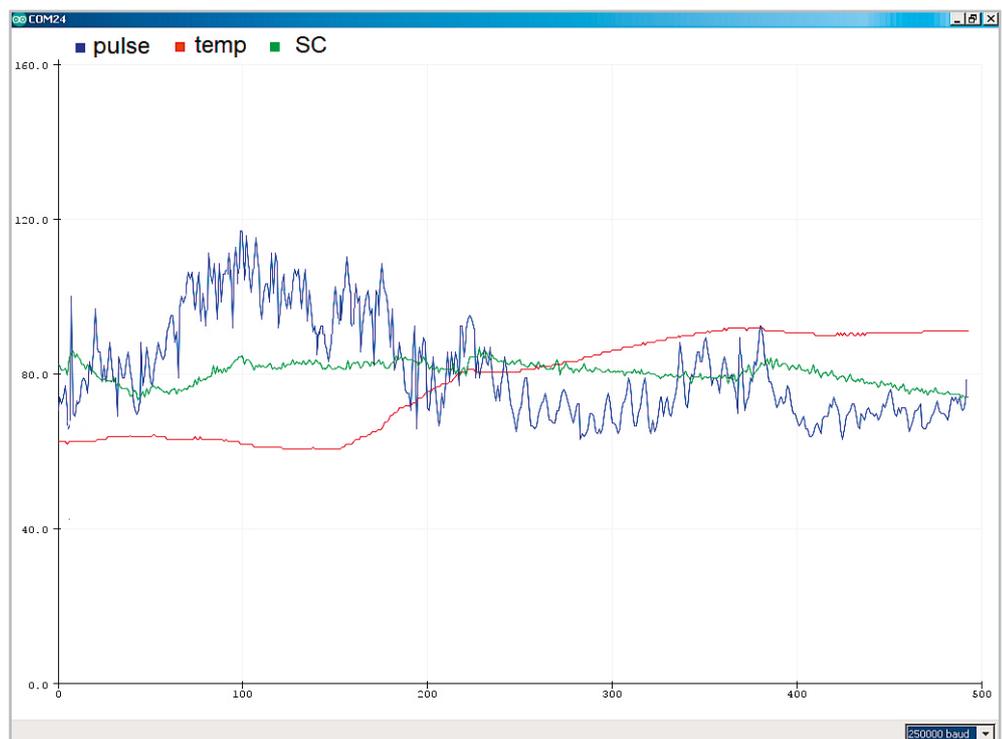


Bild 15: Physiologische Parameter während des Konzentrationstests



Eine wichtige wissenschaftlichen Erkenntnis in den 1960er-Jahren war, dass Menschen mithilfe von Geräten lernen können, unbewusste körperliche Vorgänge bewusst zu steuern. Man kann den Herzschlag verlangsamen, die Körpertemperatur erhöhen, die Anspannung bestimmter Muskeln verringern usw. Das Grundprinzip beruht auf dem Sichtbarmachen physiologischer Prozesse, die von den Sinnesorganen nicht oder nur ungenau wahrnehmbar sind, u. a. eben Puls, Hauttemperatur und -leitwert. Diese physiologischen Parameter werden mittels elektronischer Verfahren aufgezeichnet und sichtbar gemacht. Will man beispielsweise die Pulsfrequenz reduzieren, wird auf dem Bildschirm sofort sichtbar, ob die gerade genutzte Entspannungsmethode Wirkung zeigt. In kurzer Zeit kann man so lernen, sich zu entspannen oder mentale Ruhezustände zu erreichen. Auch der Blutdruck kann durch diese sogenannten Biofeedback-Methoden gesenkt werden. Ein im Vergleich zum Lebensalter zu schneller Herzschlag kann auf Angst- oder Stresssituationen hindeuten. Wenn man es schafft, die Pulsrate zu senken, kann dadurch häufig auch Angst oder Stress reduziert werden. Auch die Varianz, d. h. die Veränderlichkeit des Hautleitwerts kann als Stressindikator dienen. Wirksame Entspannungsübungen oder Meditationen zeigen daher einen zunehmend konstanten Hautwiderstandswert.

Entspannt sich eine Person während der Biofeedback-Übungen, führt dies im Allgemeinen zu einer reduzierten Pulsfrequenz, einem zurückgehenden und zunehmend konstanten Hautleitwert und zu einer leichten Erhöhung der Hauttemperatur. Auf diese Weise lässt sich der Einfluss von Gedanken, Gefühlen, oder von Anspannung und Entspannung auf den Körper erkennen. Man kann so auch lernen, welche Verhaltensweisen ungünstige oder sogar schädliche Körperreaktionen auslösen. Ein spezielles Training ermöglicht schließlich, eigentlich unwillkürliche, vom vegetativen Nervensystem gesteuerte körperliche Reaktionen bewusst zu beeinflussen.

Messverfahren

Auch vom rein technischen Aspekt her sind die hier vorgestellten Messverfahren sehr interessant. So kommen hier drei grundlegend verschiedene Methoden zur Erfassung von Messdaten zum Einsatz:

- Messung einer Leitfähigkeit über den integrierten ADC (Analog-Digital-Converter) eines Mikrocontrollers
- Temperaturerfassung über einen digitalen Messwandler
- Pulsdauerermessung über einen Digital-Pin des Controllers

Im ersten Fall kommt der integrierte Analog-Digital-Converter (ADC) des ESP32-Moduls zum Einsatz. Dieser verfügt über eine Auflösung von 12 Bit. Damit lassen sich bis zu $2^{12} = 4096$ Spannungsstufen erfassen. Bei einer Maximalspannung von 3,3 V sind also Spannungsunterschiede von bis zu 0,8 mV messbar. Der ADC des ESP32 zeigt zwar bei höheren Spannungswerten eine gewisse Nichtlinearität. Diese spielt jedoch in der hier betrachteten Anwendung praktisch keine Rolle, da es bei der Hautwiderstandsmessung hauptsächlich auf relative Änderungen ankommt.

Für die Temperaturerfassung kommt ein digitaler Messwandler zum Einsatz. Dieser hat mehrere Vorteile. Zunächst belegt dieser Sensortyp keinen ADC-Kanal, da er an jeden digitalen I/O-Pin angeschlossen werden kann. Auch von der Messgenauigkeit her erreicht der DS18B20 sehr gute Werte, welche mit einem einfachen analogen Wandler kaum erreichbar wären. Zu den wichtigsten Vorteilen zählt allerdings, dass die Analog-Digital-Wandlung bereits direkt am Ort der Messung vorgenommen wird. Dadurch entfallen Fehlerquellen wie etwa Störeinstreuungen im Messkabel oder Messfehler durch Kontaktspannungen etc.

Bei der Pulsmessung kommt schließlich noch die Periodendauerermessung zum Einsatz. Diese kann ebenfalls an jedem digitalen Pin erfolgen. Sie stellt ein klassisches Beispiel für die Erfassung von analogen Werten mit einem rein digitalen Eingang dar. Für die Messung der Frequenz des Signals wird in diesem Fall die Periodendauer gemessen und dann der Kehrwert berechnet. Alternativ wäre auch das Zählen von Perioden inner-

halb eines vorgegebenen Zeitfensters möglich. Allerdings hat die direkte Frequenzmessung bei Signalen mit kleiner Frequenz den Nachteil, dass das Zeitfenster vergleichsweise lang sein muss, um ein genaues Ergebnis über mehrere Perioden hinweg zu erhalten. Bei der Periodendauerermessung dagegen liegt bereits nach einer einzigen Periode ein zuverlässiger Wert vor.

Fazit und Ausblick

Die Erfassung von verschiedenen physiologischen Parametern kann bereits mit einfachen elektronischen Mitteln durchgeführt werden. Verschiedene Werte können dabei mit unterschiedlichen Methoden gemessen werden. Mithilfe der Mikrocontrollertechnik können die Messwerte problemlos auf einem PC-Bildschirm dargestellt werden. Über den Seriellen Plotter der Arduino IDE ist es dann sogar möglich, die zeitlichen Änderungen der einzelnen Werte nachzuvollziehen. Damit eröffnen sich vielfältige Möglichkeiten, von der Leistungskontrolle im sportlichen Bereich bis hin zu Anwendungen auf dem Gebiet der Entspannungstherapie und des Biofeedbacks.

Im nächsten Beitrag zu dieser Artikelserie wird es um die Erfassung der vom menschlichen Körper erzeugten elektrischen Signale gehen. Diese können über geeignete Elektroden aufgenommen, verstärkt und wiederum mithilfe eines PCs dargestellt werden. Dabei werden insbesondere die Muskelsignale im Vordergrund stehen. Diese können unter anderem dazu genutzt werden, um moderne funktionale Prothesen zu steuern. Als Anwendungsbeispiel wird gezeigt, wie ein sogenanntes Myogramm aufgenommen werden kann. Mit den Signalen kann dann beispielsweise ein Geschicklichkeitsspiel oder ein Servomotor gesteuert werden. So lassen sich sozusagen mit der „Kraft der Gedanken“, d. h. ohne tatsächliche Körperbewegungen, elektronische Geräte bis hin zu Prothesen oder Ähnlichem ansteuern. **ELV**



Weitere Infos:

- [1] Das Downloadpaket zu diesem Artikel findet sich im ELVshop unter dem Webcode: #10318

Material	Best.-Nr.
Entwicklungsplatine NodeMCU mit ESP32	145164
JOY-iT Temperatursensor DS18B20 1-Wire	250444
Lichtsensor BPW34	005428
3-mm-LED, rot	077877
Elektrolytkondensator 10 µF	100281
Elektrolytkondensator 100 µF	100285
Klinkenstecker, 3,5 mm, stereo	001046
Temperatursensor DS18B20	250444
Prototypenadapter PAD1 (Bausatz)	153761
Prototypenadapter PAD2 (Bausatz)	154712
Prototypenadapter PAD3 (bausatz)	154743
Steckplatine ELV – Breadboard, schwarz	250986
Steckbrücken-Set	058831