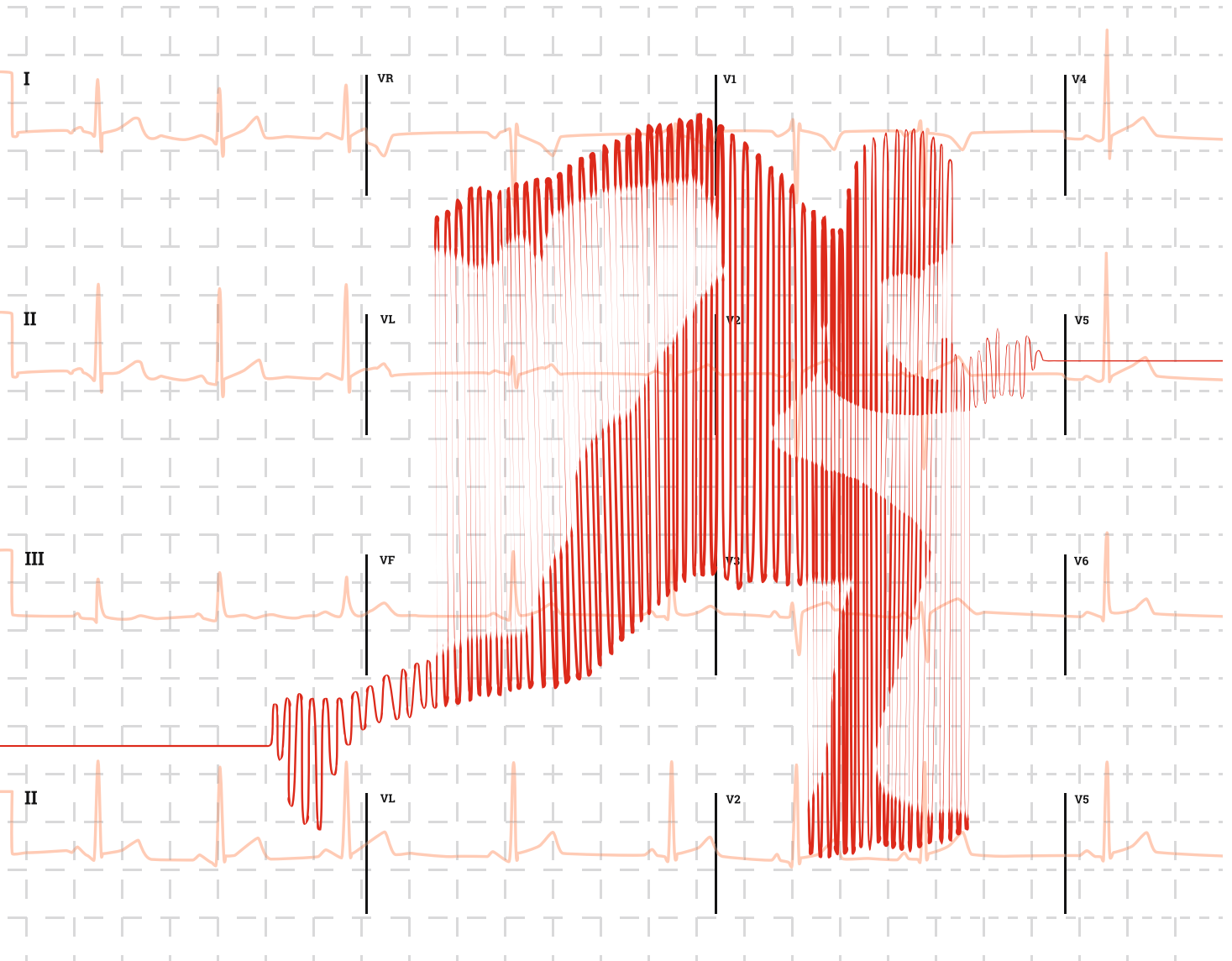




Bioelektronik V

Dem Herzschlag auf der Spur – EKG im Eigenbau

Das Elektrokardiogramm (EKG) zählt zu den bekanntesten Untersuchungsmethoden der modernen Medizin. Es darf in keinem Operationssaal und auf keiner Intensivstation fehlen. Aus dem EKG können Herzfrequenz, Herzrhythmus und die elektrische Aktivität von Herzvorhöfen und Herzkammern abgelesen werden. Die Aufnahme eines EKGs ist schmerzlos und nichtinvasiv, d. h., sie kommt ohne Eingriff in den Körper aus. Für die Diagnostik von Herzrhythmusstörungen sowie Störungen der Erregungsleitung und -ausbreitung sind EKG-Signale daher ebenso unverzichtbar wie zur Erkennung von koronaren Herzkrankheiten oder Herzinfarkten. Darüber hinaus kann auch der allgemeine Fitnesszustand eines Menschen oder aber die korrekte Funktion eines Herzschrittmachers untersucht werden.





Physikalische Grundlagen und EKG-Varianten

Erste Vorarbeiten zum EKG gehen bereits auf das 19. Jahrhundert zurück. So erkannte der italienische Physiker Carlo Matteucci schon im Jahr 1843, dass die Herztätigkeit von Tieren auf elektrischen Vorgängen beruht. Nahezu 40 Jahre später konnte Augustus Waller dann an seinem Hund das erste EKG aufzeichnen.

Das Verfahren wurde 1903 von Willem Einthoven wesentlich verbessert. Erst durch seine Arbeiten wurde das EKG zu einem brauchbaren Diagnoseverfahren. Die von ihm eingeführten Terminologien sind bis heute aktuell. So werden die Signalleitungen an den beiden Armen als Einthoven I bezeichnet. Die weiteren Ableitungen Einthoven II (rechter Arm – linkes Bein) und III (linker Arm – linkes Bein) gehen ebenfalls auf seine Arbeiten zurück.

Das Standard-EKG erfasst im Wesentlichen die elektrischen Herzsignale. Wie alle biologischen Zellen weisen auch Herzmuskelzellen im Ruhezustand ein negatives Membranpotential auf. Dabei ist die Außenseite der Membran positiv, die Innenseite negativ geladen. Bei Erregung dreht sich diese Polarität um und die Umgebung der Zelle wird negativ. Das EKG misst Spannungen an der Körperoberfläche, die von der Ladungsverteilung in der Zellumgebung herrühren. Bei Betrachtung des gesamten Herzens addieren sich alle Potentiale auf, sodass ein charakteristischer Signalverlauf entsteht. Aufgrund der guten Leitfähigkeit des menschlichen Körpers können diese Signale an der Hautoberfläche abgeleitet werden.

Bei der Aufnahme eines so entstehenden EKG-Signals unterscheidet man verschiedene Varianten wie Ruhe-, Langzeit- oder Belastungs-EKG:

- Das Ruhe-EKG wird üblicherweise im Liegen angefertigt. Es kann innerhalb kurzer Zeit aufgenommen werden und kommt deshalb häufig auch bei Notfällen zum Einsatz. Nur kurzzeitig auftretende Herzrhythmusstörungen wie etwa Extrasystolen, also Extraschläge außerhalb des normalen Rhythmus, werden damit jedoch nicht immer sichtbar.
- Für die Aufnahme eines Langzeit-EKGs trägt der Patient meist über 24 Stunden hinweg ein tragbares Gerät mit kontinuierlicher Aufzeichnung am Körper. Das Verfahren wird in erster Linie zur Rhythmusdiagnostik verwendet und dient der Abklärung der Frage, ob durchgehend ein gleichmäßiger Herzrhythmus vorliegt und ob dieser der körperlichen Belastung entsprechend variabel ist.
- Beim Belastungs-EKG muss der Proband eine definierte körperliche Leistung erbringen. So ist das maximale Belastungsniveau sowie der Anstieg von Blutdruck und Herzfrequenz unter Belastung bestimmbar. Auf diese Weise können auch belastungsabhängige Herzrhythmusstörungen erfasst werden.

In letzter Zeit sind auch verschiedene Verfahren wie Smartphone-/Smartwatch-EKGs in Mode gekommen. Über einen speziellen Sensor wird dabei ein Einzelkanal-Elektrokardiogramm aufgezeichnet. Dabei wird der EKG-Rhythmus angezeigt und eine Software erkennt das Vorliegen von Vorhofflimmern oder abnormalen Herzrhythmen. Diese Varianten sind naturgemäß weniger zuverlässig und in letzter Zeit häufen sich sogar Berichte über zunehmende Falschdiagnosen dieser Geräte.

Darüber hinaus ist es möglich, ein EKG-System mit relativ einfachen Mitteln im Eigenbau herzustellen. Dabei lassen sich mit vergleichsweise geringem Schaltungsaufwand qualitativ hochwertige Ergebnisse erzielen. Mithilfe eines Mikrocontrollers können die Herzsignale sogar an einen Laptop übertragen und dort aufgezeichnet werden. So entsteht ein komplettes System, das hochinteressante Einblicke in die Arbeitsweise des menschlichen Herzens erlaubt.

Ableitungen und Elektroden

Elektrische Spannungen werden immer zwischen zwei Punkten gemessen. In der Medizin werden diese auch Ableitungspunkte genannt. In der Kardiologie gibt es verschiedene Standards, an welchen Stellen am Körper die zeitlich variablen Spannungen des Herzens abgeleitet werden sollten.

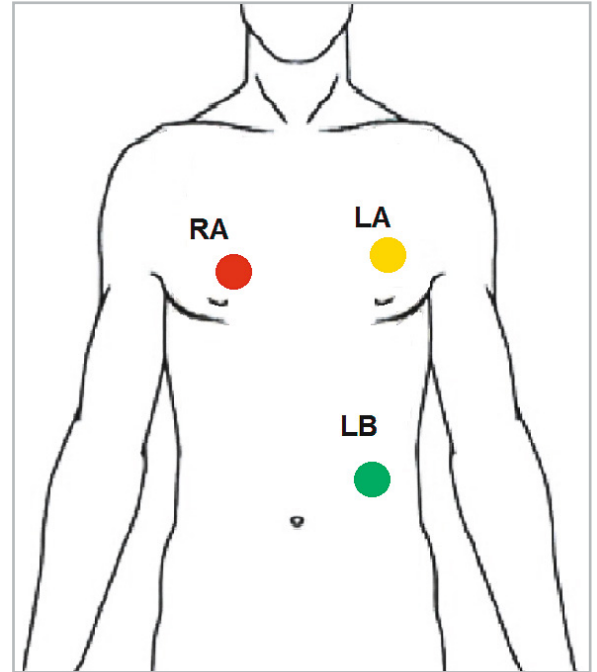


Bild 1: Positionen der Elektroden RA, LA und LB

Bei der Ableitung nach Einthoven wird die elektrische Potentialänderung über drei Elektroden gemessen, die in der Regel nach dem Ampelschema bezeichnet werden (Bild 1):

- RA - rechter Arm: **rot**
- LA - linker Arm: **gelb**
- LB - linkes Bein: **grün**

Dabei sind die exakten Positionen der Elektroden nicht sehr kritisch. Trotzdem können Erfahrung und Experimentierfreude an dieser Stelle wichtige Erkenntnisse erbringen. So ist es durchaus interessant, die Signalunterschiede bei verschiedenen Positionen zu vergleichen.

Gemessen werden die Potentiale zwischen jeweils zwei Elektroden. Auf diese Weise erhält man zwei Signale, die in einem Differenzverstärker voneinander subtrahiert werden können. Da viele Störeffekte beide Signale in gleicher Weise beeinflussen, kann man sie so sehr effizient eliminieren.

Daneben existiert noch eine Vielzahl weiterer Ableitungen, um Ströme in verschiedenen Richtungen und damit Veränderungen in unterschiedlichen Bereichen des Herzmuskels zu erfassen. Dies dient u. a. der Lokalisierung von Infarkten oder zur Diagnose anderer spezieller Herzerkrankungen. Bei der klassischen EKG-Untersuchung werden die EKG-Ableitung der Brustwand und beide Extremitäten-Ableitungen kombiniert, sodass insgesamt zwölf Elektroden die elektrischen Reize erfassen. Daher bezeichnet man das Standard-EKG auch als 12-Kanal-EKG.

Allerdings lässt sich auch mit lediglich drei Elektroden ein brauchbares Signal messen. Dabei können Elektroden, wie sie in den Beiträgen EMG und „Physiologie“ in den ELVjournal Ausgaben 4/2020 und 5/2020 [1] beschrieben wurden, wiederverwendet werden.

Diese Elektroden bestehen aus Kupferblechstreifen oder Kupferplättchen mit einem Durchmesser von ca. 10–15 mm. Die Kupferplättchen werden mit feinem

Sandpapier blank poliert. Danach werden die Kabel angelötet. Eventuell noch vorhandene Flussmittelreste sollten mit Brennspiritus sorgfältig entfernt werden. Der Anschluss an die Verstärkerschaltung kann direkt oder über eine 3,5-mm-Kopfhörerbuchse erfolgen. Die Elektroden können über einzelne Kupferlitzen mit dem nachfolgenden Verstärker verbunden werden. Die Länge der Litzen sollte allerdings 20 cm nicht überschreiten.

Der Proband ist damit also in seiner Bewegungsfreiheit deutlich eingeschränkt. Ist dies nicht akzeptabel, können Messleitungen von bis zu zwei Metern Länge verwendet werden. Dann sind jedoch mehradrige, getrennt abgeschirmte Kabel notwendig. Die Abschirmung ist erforderlich, da ansonsten elektromagnetische Einstrahlungen die Signale überdecken. Audiokabel, wie sie etwa auch bei Kopfhörern eingesetzt werden, leisten hier gute Dienste.

Zwischen Haut und Elektroden sollte ein Übergangswiderstand von weniger als 50 K Ω erreicht werden. Für erfolgreiche EKG-Messungen sind daher drei Grundregeln zu beachten:

- Die Hautoberfläche muss sorgfältig gereinigt und entfettet werden.
- Zum Vermeiden von Messartefakten müssen die Elektroden fest und zuverlässig auf der Haut aufliegen. Hier hat sich die Fixierung der Elektroden mit Heftpflaster bewährt.
- Sogenanntes Elektrodenkontaktgel gewährleistet minimale Übergangsverluste.

Alternativ können auch professionelle Klebeelektroden verwendet werden. Diese sind, so wie auch das Kontaktgel, im Fachhandel erhältlich. Weitere Details zu den Elektroden finden sich im Bedarfsfall in den beiden oben genannten ELVjournal Beiträgen.

Entstehung elektrischer Herzsignale

Im Prinzip ist das Herz ein Muskel wie jeder andere. Wenn ein elektrischer Impuls empfangen wird, spannt

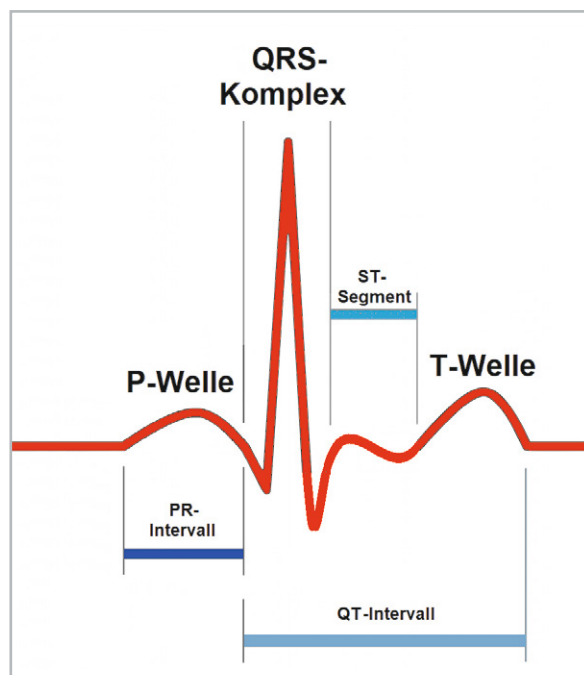


Bild 2: Phasen beim Verlauf eines Herzschlags

der Herzmuskel an und entspannt sich wieder, sobald das elektrische Signal in seiner Intensität nachlässt. Im Gegensatz zu den meisten anderen Muskeln, die auf Steuersignale aus dem Gehirn angewiesen sind, enthält das Herz jedoch ein eigenes elektrisches System zur Steuerung der Pumpwirkung. Es ist somit weitgehend von Steuersignalen aus dem Gehirn unabhängig. Die spezielle Herzmuskelsteuerung erzeugt bei jedem Herzschlag eine periodische Potentialdifferenz.

In einer EKG-Kurve sind drei Hauptkomponenten unterscheidbar:

- die P-Welle, die durch die Depolarisation der Herzvorhöfe entsteht
- der QRS-Komplex, der die Depolarisation der Herzkammermuskeln widerspiegelt
- die T-Welle, welche die Repolarisation abbildet

Bild 2 zeigt den Verlauf dieser Phasen während eines einzelnen Herzschlags.

Bei jedem Schlag zeigt ein gesundes Herz einen geordneten Verlauf der Depolarisation, der mit Schrittmacherzellen im sogenannten Sinusknoten beginnt. In der Folge breitet sich das Signal im gesamten Atrium, also dem Herzvorhof, aus. Dieses Signalmuster führt zur charakteristischen EKG-Welle. Diese vermittelt dem Spezialisten umfangreiche Informationen über die Struktur des Herzens und seine korrekte Funktion. Das EKG kann unter anderem dazu verwendet werden, die Frequenz und den Rhythmus von Herzschlägen, die Größe und Position der Herzkammern, das Vorhandensein von Schäden an den Muskelzellen oder dem Leitungssystem des Herzens oder die Auswirkungen von Herzmedikamenten zu bestimmen.

Die einzelnen charakteristischen Abschnitte eines EKG-Pulses werden alphabetisch, mit P beginnend, bezeichnet.

Die folgende Tabelle liefert einen Überblick zu den einzelnen Phasen.

	P-Welle	QRS-Komplex	T-Welle
Entstehung	Vorhoferregung: Diese entsteht durch die Reizbildung im Sinusknoten.	Kammererregung: Q: erster negativer Ausschlag R: erster positiver Ausschlag S: negativer Ausschlag nach der R-Zacke	Erregungsrückbildung der Kammern
Ausrichtung	positiv	bipolar	positiv
Dauer	100 ms	< 100 ms	150 ms
Amplitude	0,1–0,3 mV	> 0,5 mV, typisch 1–3 mV	> 0,2 mV
Bemerkung	Abweichungen von der Normalform gehen meist mit Extrasystolen einher	Eine reduzierte R-Amplitude kann ein Hinweis auf einen zurückliegenden Herzinfarkt sein	Anomalien in der T-Welle weisen häufig auf Elektrolytstörungen hin

Neben den Peaks selbst spielen auch die Zeitabstände zwischen den einzelnen Ausschlägen eine wichtige Rolle. Abweichungen von den Normalzeitintervallen können auf schwerwiegende Erkrankungen oder Fehlfunktionen des Herzens hindeuten.

Man erkennt, dass die korrekte Wiedergabe der Signale von entscheidender Bedeutung ist. Ein brauchbares EKG darf also weder Rauschen noch Signalartefakte enthalten. Darüber hinaus muss die Signalform korrekt und unverzerrt wiedergegeben werden. Dadurch ergeben sich hohe Anforderungen an die Messelektronik.

Im folgenden Abschnitt soll auf den Aufbau eines Signalverstärkers eingegangen werden, der es erlaubt, ein qualitativ hochwertiges EKG-Signal darzustellen.

Signalkonditionierung

Im Folgenden sollen wieder einige elektronische Schaltungen vorgestellt werden, die es erlauben, bioelektrische Signale zu erfassen und darzustellen. Neben der analogen Schaltungs- und Verstärkertechnik kommen auch Methoden aus dem Mikrocontrollerbereich zum Einsatz. Entsprechende Programme und Verfahren gestatten es, die Signale zu digitalisieren und über einen Laptop darzustellen.



Dabei sind stets diese **Warnhinweise** zu beachten:

1. Für die Messungen ist eine direkte elektrische Verbindung mit dem menschlichen Körper erforderlich. Die Schaltungen dürfen daher nur mit Batterien oder Akkus betrieben werden. Für die Signalauswertung dürfen nur Oszilloskope oder Laptops im Akkubetrieb verwendet werden!
2. Die hier vorgestellten Verfahren und Sensoren sind nicht zur professionellen Diagnose von Krankheiten, zur Heilung oder Vorbeugung geeignet. In der Elektronik versteht man unter Signalkonditionierung die Verarbeitung eines elektrischen Signals mit dem Ziel einer möglichst unverfälschten Darstellung und Auswertung. Störende Signalanteile, sogenannte Artefakte, sollen dabei weitestgehend unterdrückt werden.

Zur Aufnahme eines qualitativ hochwertigen EKGs sind die folgenden Maßnahmen zur Störgrößenminimierung zu beachten:

- Möglichst symmetrischer Aufbau, d. h. Messkabel dicht zusammenliegend und gleich lang
- Gleiche Elektroden für alle Ableitungen
- Abschirmung von Ableitungskabeln (Mikrofon- oder Koaxialkabel)
- Galvanische Trennung einer (digitalen) Auswerteeinheit von der (analogen) Messschaltung
- Bandpassfilter oder Kerbfilter zur Unterdrückung von 50-Hz-Einstrahlungen

- Verstärker mit hohem Eingangswiderstand bzw. hoher Impedanz
- Geringe Eingangskapazität der angeschlossenen Kabel zur Vermeidung von Signalverfälschungen

In messtechnischen Anwendungen ist es allgemein üblich, nach einem Signalwandler oder Sensor Verstärkungs- oder Verarbeitungsstufen einzusetzen. Für EKG-Messungen müssen diese an die speziellen Gegebenheiten angepasst werden. Typischerweise werden hierfür Operationsverstärker eingesetzt. Neben der linearen Signalverstärkung kommen für die Filterung von EKG-Signalen zwei Varianten infrage: die Tiefpassfilterung und das Kerbfilter (engl. Notch Filter).

Die Tiefpassfilterung erlaubt das Entfernen höherfrequenter Signalanteile. Da das menschliche Herz mit weniger als 300 Schlägen pro Minute, also höchstens 5 Hz, pulsiert, liegt die Idee nahe, alle höheren Signalanteile wegzufiltern. Allerdings würde dies zu einer erheblichen Verfälschung der Signalform führen. Viele der in den letzten Abschnitten angesprochenen pathologischen Veränderungen wären nicht mehr sichtbar. Die zweite Variante ist die Verwendung eines Kerbfilters. Dieses ist in der Lage, eine spezielle Frequenz mit hoher Effizienz zu unterdrücken. In Eu-

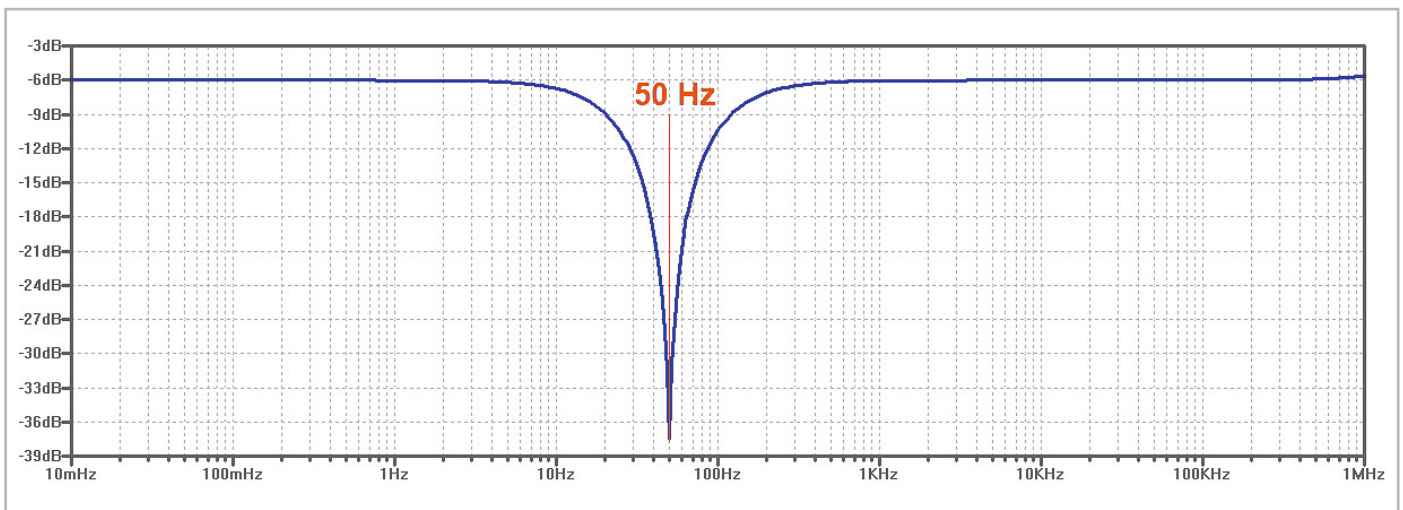


Bild 3: Übertragungsfunktion eines 50-Hz-Kerbfilters

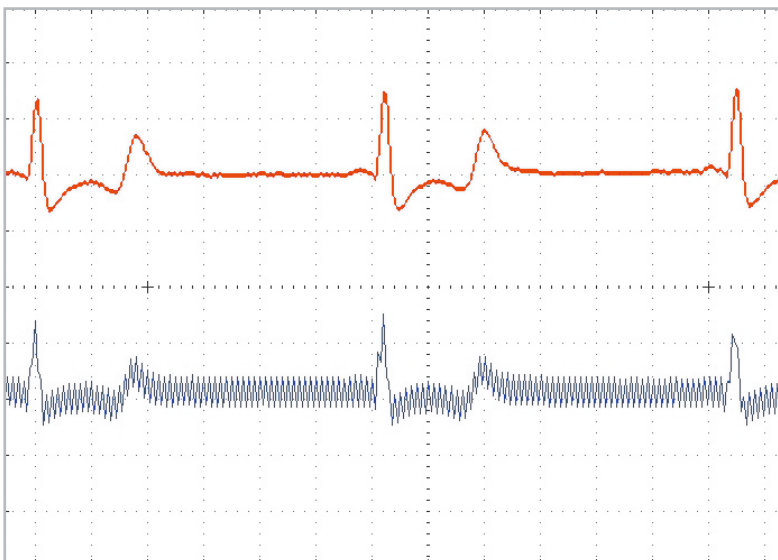


Bild 4: EKG mit (rot) und ohne (blau) Kerbfilter

ropa kommt hierfür vor allem die 50-Hz-Netzfrequenz in Betracht (in den USA sind die entsprechenden Filter auf 60 Hz ausgelegt).

Die Schaltung des EKGs (Bild 5) enthält ein entsprechendes Filter. Es besteht aus den beiden Operationsverstärkern (rechts) und dem RC-Netzwerk aus 68 k Ω -Widerständen und 47 Nanofarad-Kondensatoren. Damit ergibt sich die in Bild 3 dargestellte Übertragungsfunktion. Bild 4 demonstriert den Effekt auf das EKG-Signal. Vor dem Kerbfilter (untere, blaue Kurve) weist das Signal eine starke 50-Hz-Überlagerung auf. Wie groß diese im Einzelfall ausfällt, hängt von den individuellen Gegebenheiten ab. Schlechter Elektrodenkontakt oder unzureichend abgeschirmte Kabel können das Störsignal erheblich verstärken. Nach dem Kerbfilter dagegen wird ein detaillierter Signalverlauf sichtbar (rote Kurve). Neben dem QRS-Komplex ist auch die P-Welle klar erkennbar. Die T-Welle und das ST-Segment treten deutlich hervor.

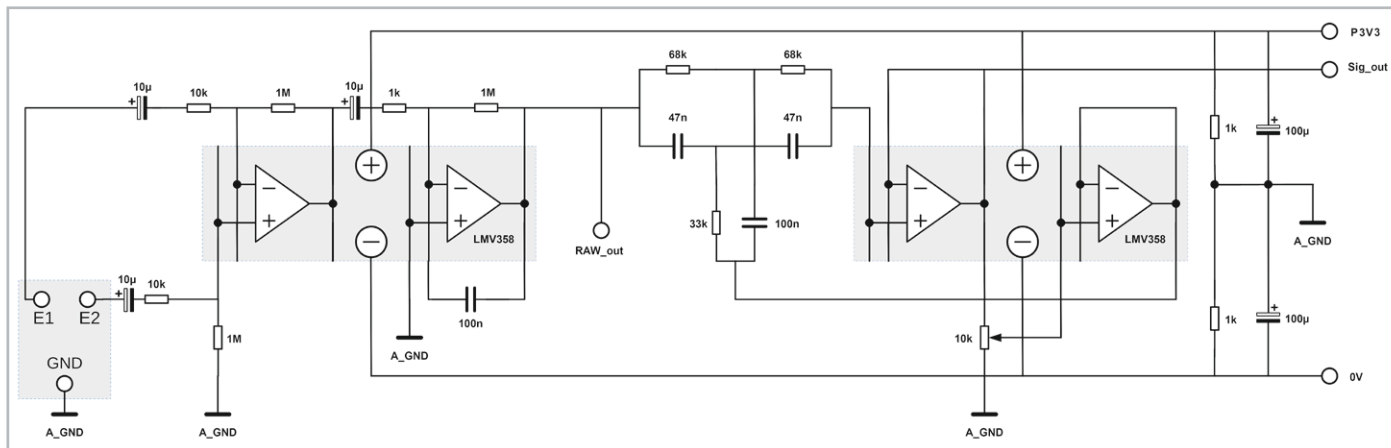


Bild 5: Vollständiger Analogteil der EKG-Schaltung

Neben dem Kerbfilter ist auch noch eine erhebliche Signalverstärkung erforderlich. Diese kann durch eine zweistufige OP-Schaltung realisiert werden. Das Schaltungsprinzip ist bereits aus dem Beitrag zum Thema Elektromyogramm (ELVjournal 4/2020 [1]) bekannt. Die Verstärkung wurde hier an die aktuellen Erfordernisse angepasst. Die vollständige Anlogschaltung ist in Bild 5 dargestellt.

Der Gesamtaufbau des Analogteils kann problemlos auf einem ELV-Breadboard (s. Materialliste) erfolgen. Bild 6 zeigt einen Aufbauvorschlag.

Am Ausgang „Sig_out“ dieser Schaltung kann mit einem (akkubetriebenen, s. Warnhinweis oben) Oszilloskop bereits ein hochwertiges EKG-Signal aufgenommen werden (s. Bild 4). Mit dem 10-K Ω -Potentiometer (s. Bild 5, rechts unten) kann die Funktion des Kerbfilters optimiert werden. Durch Variieren des Potis können die 50-Hz-Störungen auf ein Minimum reduziert werden. Sind die Werte optimal, kann man das Poti im endgültigen Aufbau durch zwei Festwiderstände (im Bild 6 mit 10 K Ω und 100 Ω) ersetzen.

Der Verstärker kann mit den Bauteilen der Prototypenadapter-Sets PAD1 bis PAD4 (s. Materialliste) aufgebaut werden. Lediglich die Elektrolytkondensatoren werden zusätzlich benötigt. Zudem empfiehlt es sich, die 100-nF- und 47-nF-Kondensatoren als

Einzelkomponenten zu verwenden, da der Aufbau damit wesentlich kompakter wird.

Digitalisierung und Computer-Interface

Ein klassisches EKG wurde bis vor wenigen Jahren noch auf Millimeterpapier aufgezeichnet. Dabei betrug die horizontale Schreibgeschwindigkeit 25 oder 50 mm/s und die vertikale Auslenkung 10 mm/mV. Bei diesen Einstellungen ergeben sich die bekannten EKG-Messstreifen mit gut auswertbaren Signalverläufen. Inzwischen werden die Signale praktisch ausschließlich komplett elektronisch erfasst. Damit ist man bei der Auswertung wesentlich flexibler, da sowohl die Aufzeichnungsgeschwindigkeit als auch die Signalskalierung in weiten Grenzen variiert werden können.

Im Rahmen von nicht professionellen Anwendungen können Mikrocontroller bei der Signaldigitalisierung gute Dienste leisten. Der bereits aus den letzten Beiträgen bekannte Mikrocontroller vom Typ ESP32 (s. Materialliste) kann für EKG-Signale ebenfalls zum Einsatz kommen.

Auch beim EKG sollte wieder ein Optokoppler zur galvanischen Trennung zwischen Analog- und Digitalteil der Schaltung verwendet werden (s. Warnhinweis oben). Die gesamte Schaltung für ein EKG-System mit Signaldarstellung auf einem Laptop zeigt Bild 7. In Bild 8 ist ein zugehöriger Aufbauvorschlag dargestellt.

Der 1-K Ω -Widerstand vor dem Optokoppler muss unter Umständen angepasst werden, um die optimale Signalamplitude am ADC-Eingang (GPIO 34) zu erreichen. Typischerweise liegen die optimalen Werte zwischen ca. 500 Ω und 10 K Ω . Auch ein Potentiometer mit 470 Ω als Vorwiderstand kann hier für Justierzwecke gute Dienste leisten.

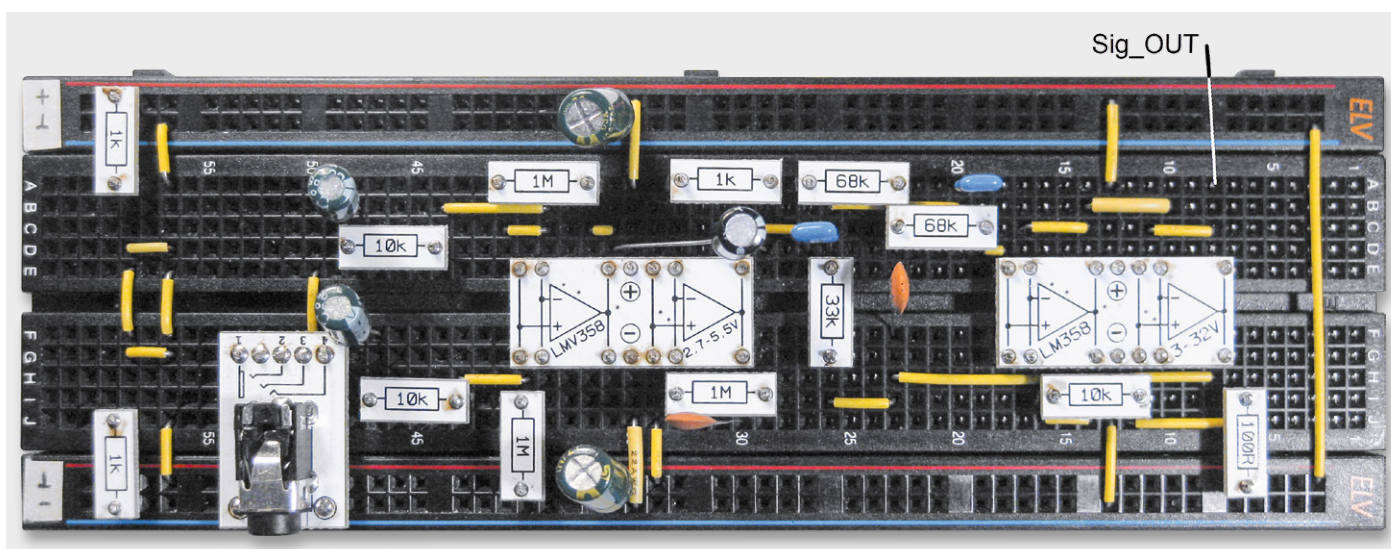


Bild 6: Aufbaubild zum EKG-Verstärker



Auswertungssoftware

Für die Digitalisierung des Signals sind die A/D-Wandler des ESP32 bestens geeignet. Sie weisen zwar eine gewisse Nichtlinearität auf, diese spielt aber bei dieser Anwendung keine nennenswerte Rolle. Mithilfe der Arduino IDE kann das EKG-Signal sehr einfach erfasst werden. Diese einfache Signalauswertung wurde im Rahmen dieser Artikelserie bereits mehrfach beschrieben. Sie soll deshalb hier nicht noch einmal erläutert werden. Ein entsprechender Beispielsketch findet sich im Downloadpaket zu diesem Beitrag (PulseMon.ino). Ein mit diesem Beispielsketch erstelltes EKG ist in Bild 9 dargestellt.

Meist ist man jedoch nicht nur an einer zeitlichen Aufzeichnung des EKG-Signals selbst interessiert. Vielmehr ist oftmals die Variation der Herzfrequenz über einen bestimmten Zeitraum hinweg von Interesse. Dies erfordert eine relativ aufwendige Signalanalyse, da ein entsprechendes Programm die einzelnen Herzschläge sicher erkennen muss.

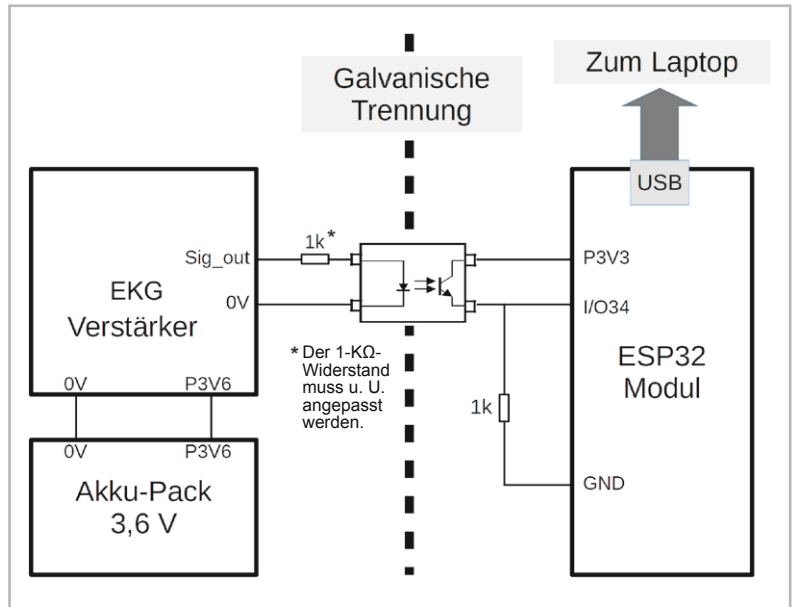


Bild 7: Komplettes Blockschaltbild zum EKG

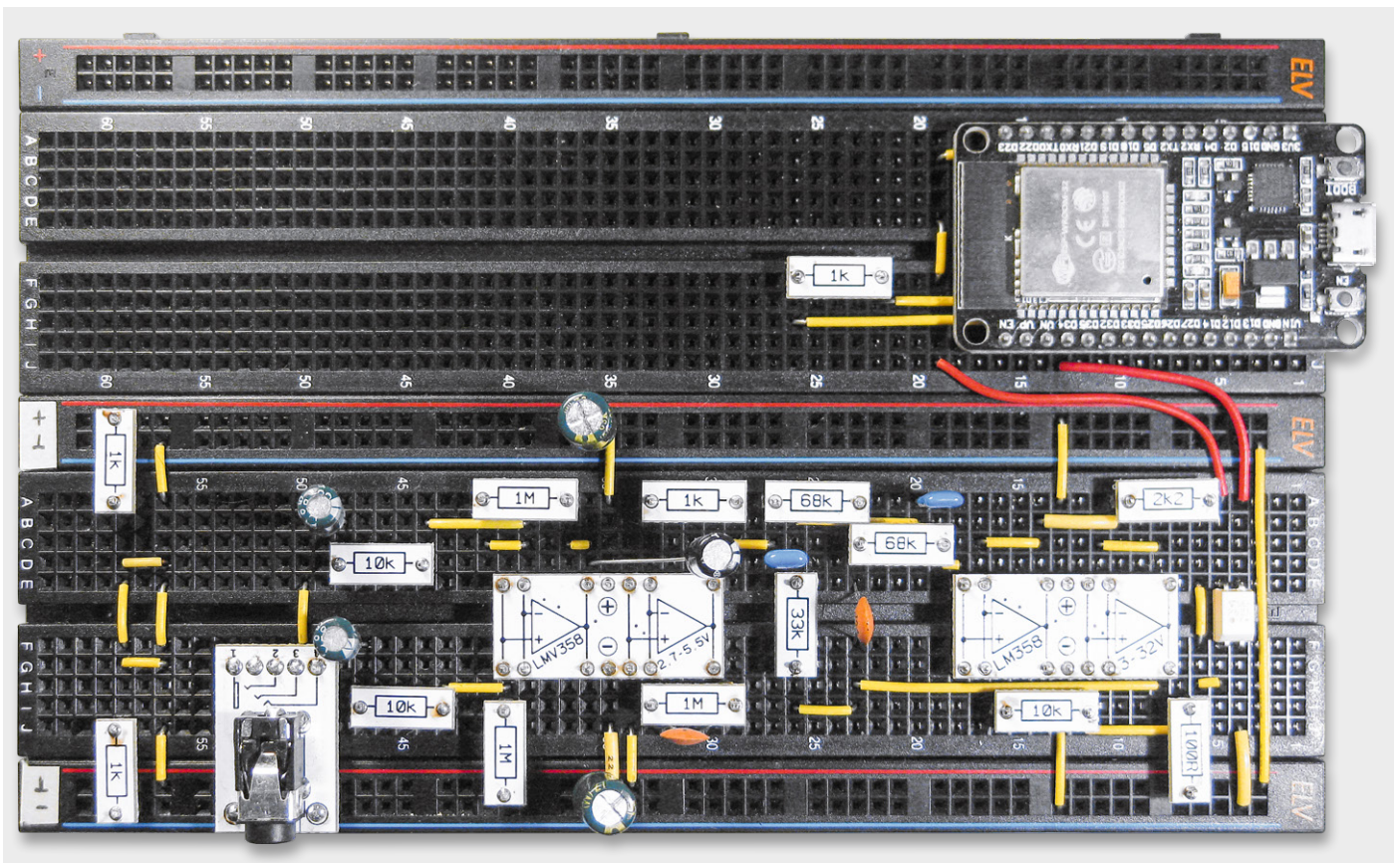
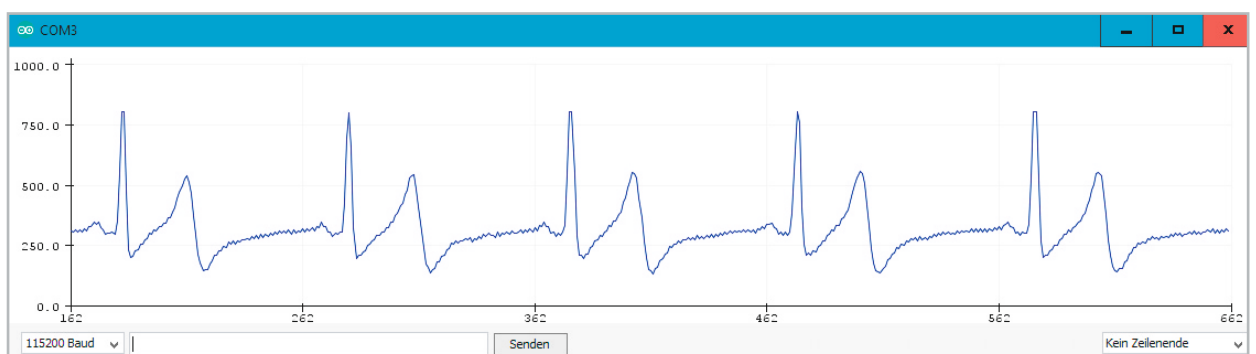


Bild 8: Komplettaufbau EKG

Bild 9: EKG-Signal im seriellen Monitor



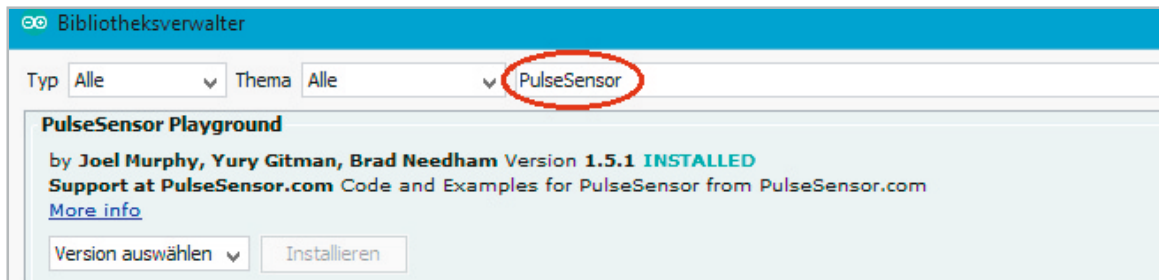


Bild 10: Einbinden der PulseSensor-Bibliothek

Hierfür steht eine komplette Arduino-Bibliothek zur Verfügung. Diese wurde zwar für rein optische Pulssensoren entwickelt, sie kann aber auch für die oben beschriebene EKG-Hardware verwendet werden. Die Library wird über den Bibliotheksverwalter

Werkzeuge → Bibliotheken verwalten ... eingebunden (Bild 10). Damit wird die Signalverarbeitung deutlich vereinfacht. Nach dem Einbinden der Library stehen verschiedene Routinen zur Verfügung, die u. a. die Bestimmung der Herzfrequenz oder des IBI-Wertes (Interbeat Interval = zeitlicher Abstand zwischen zwei Herzschlägen) erlauben.

Der komplette Sketch zur Signalauswertung, der wie alle anderen Code-Beispiele im Downloadpaket zu diesem Beitrag unter [2] heruntergeladen werden kann, sieht so aus:

```
// EKG_ESP32.ino
// ESP32 @ IDE 1.8.12

#define USE_ARDUINO_INTERRUPTS false
#include <PulseSensorPlayground.h>

const int OUTPUT_TYPE = PROCESSING_VISUALIZER;
//const int OUTPUT_TYPE=SERIAL_PLOTTER;

const int ADC_IN=34;      // signal in
const int LEDpin=2;      // onboard LED
const int THRESHOLD=300; // base level

byte samplesUntilReport;
PulseSensorPlayground pulseSensor;

void setup()
{ Serial.begin(115200);
  pulseSensor.analogInput(ADC_IN);
  pulseSensor.blinkOnPulse(LEDpin);
  pulseSensor.setSerial(Serial);
  pulseSensor.setOutputType(OUTPUT_TYPE);
  pulseSensor.setThreshold(THRESHOLD);
  samplesUntilReport=10;
  pulseSensor.begin();
}

void loop()
{ if (pulseSensor.sawNewSample())
  { if (--samplesUntilReport==(byte) 0)
    { samplesUntilReport=10;
      pulseSensor.outputSample();
      if (pulseSensor.sawStartOfBeat())
        { pulseSensor.outputBeat();
        }
    }
  }
}
```

Da kein Arduino, sondern ein ESP32 verwendet wird, müssen über

```
#define USE_ARDUINO_INTERRUPTS false
```

die Interrupts des ATmega-Prozessors deaktiviert werden, deren Struktur auf dem ESP nicht verfügbar ist. Die Library bietet zwei Varianten für die Ausgabe der Daten.

Für den seriellen Monitor:

```
const int OUTPUT_TYPE=SERIAL_PLOTTER;
```

Damit können das EKG-Signal und die berechneten Pulswerte im seriellen Monitor wiedergegeben werden.

Für ein spezielles grafisches Interface (s. nächster Abschnitt):

```
const int OUTPUT_TYPE = PROCESSING_VISUALIZER;
```

Die jeweils nicht erwünschte Variante muss auskommentiert (mit //) oder gelöscht werden. Nach der Festlegung der funktionalen Pins wird der Schwellwert für die Pulsmessung definiert:

```
const int THRESHOLD=300; // base level
```

Dieser kann in Bedarfsfall angepasst werden. Der Wert legt fest, ab welcher Höhe ein Signalpeak als Pulsschlag erkannt wird. Im Set-up werden alle erforderlichen Parameter an die Funktion pulseSensor übergeben. Die Anweisung

```
pulseSensor.blinkOnPulse(LEDpin);
```

sorgt dafür, dass die LED an Port 2 bzw. die On-board-LED des ESP32-Moduls im Rhythmus der erkannten Herzschläge blinkt. Die LED kann damit als Indikator für die Funktion des Aufbaus dienen. Man sollte vor jeder Messung prüfen, ob die LED-Signale synchron zum beispielsweise manuell an der Halsschlagader gemessenen Puls sind.

In der Hauptschleife wird über die Funktion „pulseSensor.sawNewSample“ so lange gewartet, bis ein neuer Pulsschlag detektiert wird. Damit werden Fehlmessungen weitestgehend ausgeschlossen. Liegt kein plausibles Messsignal an, wird die Auswertung gestoppt. Bei einem gültigen Signal wird die vorgegebene Anzahl von Messwerten gesammelt und schließlich für die weitere Auswertung an den PC gesendet.

Grafische Darstellung mit Processing

Da die Darstellungsmöglichkeiten des seriellen Plotters sehr beschränkt sind, soll hier eine andere Variante für grafische Datenpräsentation vorgestellt werden.

Mit „Processing“ [2] steht ein kostenloses und hochentwickeltes Programmiersystem für die grafische Datendarstellung zur Verfügung. Zu beachten ist lediglich, dass für die Ausführung der Programme eine Java-Runtime-Umgebung (JRE) erforderlich ist. Diese sollte auf den meisten Windows-Rechnern bereits vorhanden sein. Sie kann im Bedarfsfall aber auch über

<https://www.java.com/de/download/manual.jsp> nachinstalliert werden.

Die zugehörige Entwicklungsumgebung ist der Arduino-IDE sehr ähnlich. Das ist natürlich kein Zufall, denn das Arduino-System basiert auf der Processing-Struktur. Processing verfügt zudem über eine Hardware-Schnittstelle, sodass es für die Auswertung von Messdaten bestens geeignet ist. Das System gestattet die Erstellung einer ausführbaren exe-Datei.

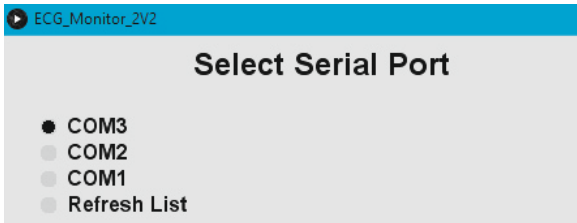


Bild 11: Auswahl des seriellen Ports

Im Downloadpaket [3] sind die Versionen für Windows 32- und 64-Bit unter

ECG_Monitor_2V2\application.windows32
bzw.

ECG_Monitor_2V2\application.windows64
enthalten.

Nach dem Start der korrekten Programmversion erscheint ein Auswahlménü für die serielle Schnittstelle des am Laptop angeschlossenen ESP32 (Bild 11).

Falls mehrere Ports angezeigt werden, ist standardmäßig oberste Eintrag auszuwählen. Im Zweifelsfall müssen die vorhandenen Ports durchgetestet werden oder man überprüft im Windows-Gerätelolauncher, an welchem Port der ESP angemeldet wurde.

Nach der Auswahl des Ports öffnet sich das Hauptfenster des EKG-Monitors. Wenn die Elektroden angelegt sind, sollte nun das EKG-Signal sichtbar werden. Nach einer kurzen Startzeit wird zudem im unteren Fenster die aktuelle Pulsrate angezeigt. Die virtuelle rote LED oben links im Fenster sollte simultan mit der realen LED am ESP32-Modul blinken. Darunter erscheint die aktuelle Pulsrate in Schlägen pro Minute (BPM – Beats per Minute).

Damit steht ein praxistaugliches EKG-System zur Verfügung, das nicht nur das Herzsignal selbst aufzeichnet, sondern auch den Verlauf der Pulsrate über die Zeit. So kann nun die Veränderung des Herzschlags, etwa bei Belastung oder während einer Ruhephase, verfolgt werden.

In Bild 12 wurden beispielsweise drei intensive Belastungsphasen auf einem Hometrainer aufge-

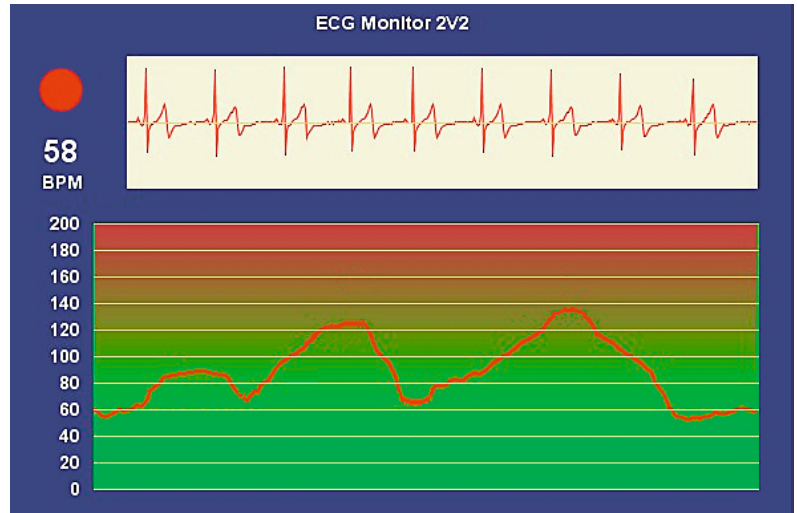


Bild 12: EKG-Signal und Pulsratenverlauf in einem Processing-Fenster

zeichnet. Der damit einhergehende Pulsanstieg von einem Ruhepuls von ca. 60 BPM auf zunächst etwa 90 in der ersten Phase, 120 in der zweiten und knapp 140 BPM in der dritten kann klar nachverfolgt werden. Im übernächsten Abschnitt wird erläutert, wie aus den Daten ein individuelles Trainingsprogramm erstellt oder der aktuelle Fitnesszustand eines Probanden bestimmt werden kann.

Welche Herzerkrankungen sind erkennbar?

An dieser Stelle muss noch einmal betont werden, dass ein im Eigenbau erstelltes EKG-System in keinem Falle an ein professionelles System heranreicht. Genauso wenig können die folgenden Ausführungen die Diagnose eines Kardiologen ersetzen. Falls sich jedoch in einem selbst erstellten EKG ungewöhnliche Veränderungen zeigen, insbesondere wenn diese bei anderen Testpersonen nicht auftreten, sollte zur Sicherheit ein Arzt aufgesucht werden, um den Fall abzuklären. Von eigenmächtigen Entscheidungen oder Therapien muss unbedingt abgeraten werden!

Dennoch ist es natürlich interessant, die selbst erfassten Daten etwas genauer zu analysieren. Zu den häufigsten und am leichtesten zu beobachtenden Anomalien gehören die Herzrhythmusstörungen. Hierunter versteht man Abweichungen vom normalen Herzrhythmus. Zu den bekanntesten Herzrhythmusstörungen gehören:

1. Bradykardie (Herzschlag zu langsam)

Ist der Herzrhythmus langsamer als 60 Schläge pro Sekunde, so spricht man von einer bradykarden Herzrhythmusstörung, also einem zu langsamen Herzschlag. Oft ist eine solche Herzrhythmusstörung harmlos. So deutet sie z. B. bei Sportlern lediglich auf ein gut trainiertes Herz hin. Treten allerdings Beschwerden auf, sollte eine genauere Diagnose erfolgen.

2. Tachykardie (Herzschlag zu schnell)

Schlägt das Herz ohne körperliche Belastung in einem zu schnellen Rhythmus (> 80 Schläge pro Minute), kann eine tachykarde Herzrhythmusstörung vorliegen. Für dieses „Herzrasen“ können äußerliche Einflüsse wie z. B. Nervosität, hoher Nikotin- oder Kaffeekonsum die Ursache sein. Daneben kann diese Störung aber auch ernste körperliche Ursachen haben und im Extremfall sogar in Kammerflimmern übergehen.

3. Arrhythmie (Herzschlag unregelmäßig, „Herzstolpern“ und Extrasystolen)

Diese Störungen werden vom Vorhof oder von der Herzkammer verursacht und zählen ebenfalls zu den meist harmlosen Herzrhythmusstörungen. In geringer Ausprägung treten sie bei fast jedem Menschen auf und sind in der Regel unkritisch. Eine Behandlung ist nur dann notwendig, wenn die Extrasystolen ein gewisses Maß überschreiten oder Beschwerden durch die Extraschläge auftreten.

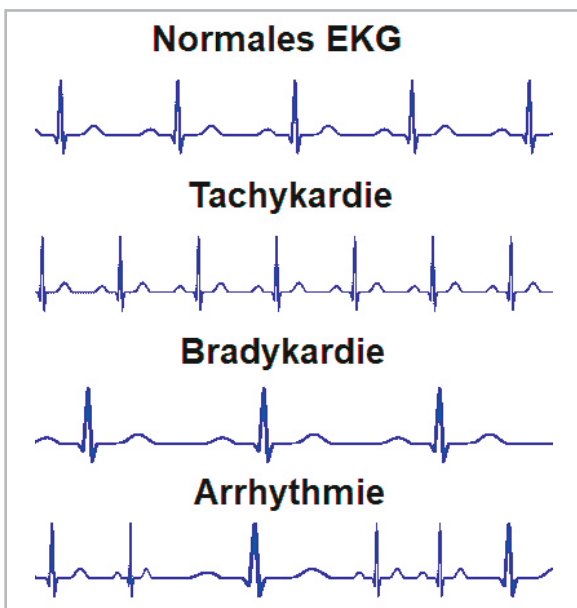


Bild 13: Verschiedene Herzrhythmusstörungen

4. Vorhofflimmern

Schließen und öffnen sich die Vorhöfe des Herzens ungeordnet, kommt es zu irregulären Blutströmungen. Es können sich Blutgerinnsel in den Vorhöfen bilden, die zu Herzinfarkt oder Schlaganfall führen. Bei Hypertonikern, Diabetikern und älteren Menschen ist das Risiko für diese Art von Herzrhythmusstörungen deutlich erhöht.

Bild 13 zeigt einige typische EKG-Verläufe mit den entsprechenden Anomalien. Diese Veränderungen werden unter Umständen beim normalen Pulsmessen nicht bemerkt. Das EKG ist daher die wichtigste Untersuchung zur Diagnose von Herzrhythmusstörungen. Die Herzaktivitätskurve erlaubt wichtige Rückschlüsse auf die Art der Rhythmusstörung und ihre Ursachen. Abhängig von den Störfaktoren entwickeln sich verschiedene Formen von Herzrhythmusstörungen. Bei verschiedenen Erkrankungen treten sowohl fehlerhafte Impulse in einem Vorhof des Herzens als auch in der Herzkammer selbst auf. Bei Störungen in der Erregungsbildung und Erregungsleitung werden ursprünglich normale Signale fehlerhaft weitergegeben oder es kommt zu Extrasystolen.

Die gefährlichsten Folgen von Herzrhythmusstörungen sind Schlaganfall und plötzlicher Herztod. Ein Schlaganfall kann z. B. durch chronisches Vorhofflimmern verursacht werden. Durch die Verwirbelungen im Blutstrom entstehen Gerinnsel, die Herzgefäße verstopfen oder mit dem Blutstrom ins Gehirn gelangen können. Chronische Herzrhythmusstörungen wirken sich zudem auf die körperliche Leistungsfähigkeit aus und können mit Schwindelanfällen und ausgeprägtem Unwohlsein zu einer erheblichen Belastung im Alltag führen.

Neben der medizinischen Diagnostik ist die Bestimmung und Kontrolle des eigenen Fitnesszustandes eine weitere interessante Anwendung eines EKGs. Hier kann auch ein im Eigenbau erstelltes System gute Dienste leisten.

Puls, Fitness und optimales Training

Das Herz benötigt körperliche Aktivität, um fit und gesund zu bleiben. Regelmäßige Bewegung kann dazu beitragen, das Risiko für Herzerkrankungen und andere gesundheitliche Probleme wie Diabetes zu verringern. Um die Herzgesundheit dauerhaft zu erhalten, sind bereits zwei- bis drei Trainingsstunden pro Woche ausreichend.

Ein EKG bietet eine hervorragende Möglichkeit, die Intensität des Trainings zu überwachen. Um mit optimaler Intensität zu trainieren, sollte die Herzfrequenz bei 50–70 % der maximalen Herzfrequenz liegen. Die maximale Herzfrequenz (MHF) wird berechnet, indem das Alter der betreffenden Person von 220 (für Frauen 226) abgezogen wird. 50–70 % davon ist dann die optimale Herzfrequenz für ein effizientes Training. Für einen 40 Jahre alten Mann ergibt sich damit:

$$\begin{aligned} \text{Max. Herzfrequenz} &= 220 - 40 = 180 \text{ Schläge/min} \\ 50 \% \text{ MHF} &= 180 \times 0,5 = 90 \text{ Schläge/min} \\ 70 \% \text{ MHF} &= 180 \times 0,7 = 126 \text{ Schläge/min} \end{aligned}$$

Alternativ kann die folgende Herzfrequenztafel verwendet werden (für Frauen liegen die Werte etwa 6 Schläge/min höher).

Intensität	sehr leicht	leicht	mittel	intensiv	maximal
Prozentanteil MHF	50–60 %	60–70 %	70–80 %	80–90 %	90–100 %
Bereich	Gesundheitszone	Optimale Fettverbrennung	Aerobes Training	Anaerober Trainingsbereich	Wettkämpfe Notfallreserve
Zielsetzung	Allgemeine Fitness-Verbesserung	Stoffwechselaktivierung Grundausdauer	Intensives Konditionstraining	Maximales Leistungstraining	Spitzensport Vorbereitung auf Notfälle

Bild 14: Trainingsintensitäten und Pulszonen

Alter	MHF	Optimaler Trainingspuls
20	200	100–140
30	190	95–135
40	180	90–125
50	170	85–120
60	160	80–110
70	150	75–105
80	140	70–100
90	130	65–90

Bei Einnahme von Medikamenten können die oberen Herzfrequenzen eventuell nicht erreicht werden. In diesem Fall sollte ein Arzt konsultiert werden, bevor mit einem Ausdauertraining begonnen wird.

Der Herzrhythmus ist bei jedem Menschen anders und zeigt u. a. auch das jeweilige Fitnessniveau an. Wenn beispielsweise ein untrainierter junger Mann und eine 50-jährige Joggerin zusammen mit einem Tempo von 8 km/h laufen, ist die jeweilige Belastung nahezu identisch. Die gut trainierte Dame hat jedoch eine Herzfrequenz von 130, während der junge Mann bereits bei 165 Schlägen pro Minute angekommen ist. Die individuelle Herzfrequenz ist ein wichtiger Indikator für die eigene Fitness und damit ein Richtwert für optimales Ausdauertraining. Es ist daher wichtig, körperliches Training mittels einer Pulsanalyse regelmäßig zu kontrollieren.

Zunächst sollte der Ruhepuls gemessen werden. Wie der Name bereits andeutet, liegt der Ruhepuls dann vor, wenn man keinerlei körperlicher Belastung ausgesetzt ist. Er liegt im Normalfall zwischen 50 und 100 Schlägen pro Minute. Werte am oberen Ende dieser Skala deuten eher auf einen untrainierten Fitnesszustand hin. In diesem Falle sollte man mit einem Ausdauertraining entsprechend langsamer beginnen.

Dann ist die MHF zu berechnen oder aus der oben stehenden Tabelle zu entnehmen. Die MHF ist kaum trainierbar und verringert sich im Lauf der Jahre. Ein untrainierter Mensch wird unter Umständen nie seinen effektiven Maximalpuls erreichen, weil die Belastung für seinen Körper schon vorher zu groß wird. Je nach Belastung werden bestimmte Pulsbereiche erreicht, die sich als prozentuale Anteile des Maximalpulses ergeben. Diese Bereiche werden in Zonen zusammengefasst und zeichnen sich durch unterschiedliche Merkmale aus. **Bild 14** fasst die verschiedenen Pulsbereiche zusammen.

Einsteiger sollten sich an der „Gesundheitszone“ (50–60 % des Maximalpulses) orientieren. Dann besteht praktisch keine Gefahr einer Überlastung. Eine Dreiviertelstunde Training in dieser Zone verbessert bereits den Sauerstoffverbrauch und -transport im Körper.

In der sogenannten Fettverbrennungszone (60–70 %) wird dann bereits ein großer Teil der bereitgestellten Energie durch Fettabbau gewonnen. Um einen idealen Effekt zu erzielen, sollte mindestens 30 Minuten in diesem Bereich trainiert werden.

In der aeroben Zone (70–80 %) verbraucht der Körper noch mehr Energie als in den vorigen Stufen. Diese entzieht er nun den Kohlehydratspeichern in den Muskeln. Zusätzlich wird die Fettverbrennung intensiviert.

In der anaeroben Schwellenzone (80–90 %) steht nicht mehr genug Sauerstoff zur Energiegewinnung zur Verfügung. Der Körper schaltet des-



halb auf die anaerobe Energiegewinnung, also den Abbau von Glucose um. Dabei entsteht als Abbauprodukt Laktat (Milchsäure). Bei längerem Training in diesem Bereich besteht daher bereits die Gefahr eines Muskelabbaus.

Die rote Zone/Warnbereich (90–100 %) sollte beim normalen Training unbedingt vermieden werden. Hier setzt eine starke Überlastung des Herz-Kreislauf-Systems ein und gesundheitliche Schäden sind nicht ausgeschlossen.

Mithilfe des oben beschriebenen EKG-Systems kann man die Herzrate optimal überwachen. Auf diese Weise wird sichergestellt, dass nur im jeweils optimalen Pulsbereich trainiert wird. Eine Überforderung ist dabei weitestgehend ausgeschlossen. Der Pulsverlauf in [Bild 15](#) zeigt entsprechende Trainingsphasen mit drei Belastungsabschnitten. In der ersten Phase wird lediglich die Gesundheitsphase erreicht (ca. 90 BPM) erreicht. Die beiden folgenden Abschnitte tasten sich dann langsam an die Fettverbrennungszone heran. Damit ist sichergestellt, dass das Training in einer nahezu idealen Pulszone abläuft.

Ein wichtiger Indikator für den aktuellen Trainingszustand ist neben dem Ruhepuls auch der sogenannte Erholungspuls. Dieser ist ein guter Gradmesser für die allgemeine sportliche Leistungsfähigkeit. Die Erholungspulsdauer gibt Auskunft darüber, wie schnell der Herzschlag nach körperlicher Belastung wieder in seinen Normalzustand zurückkehrt. Je fitter und trainierter eine Person ist, desto schneller erholt sie sich nach körperlicher Belastung. Für die Ermittlung des Erholungspulses gibt es verschiedene Methoden. Eine übliche Variante ist, die Differenz aus dem Maximalpuls am Ende einer Trainingseinheit und dem Puls eine Minute, drei Minuten oder fünf Minuten danach zu bilden. Eine Differenz von 20 Schlägen/min nach einer Minute ist etwa ein Anzeichen eines geringen Fitnesslevels, während eine Differenz von 30–50 Schlägen/min auf ein sehr hohes Fitnesslevel schließen lässt.

Auch der Erholungspuls lässt sich mit dem EKG sehr gut erfassen. Steile Abfallraten deuten auf einen guten Trainingszustand hin. Sehr flach verlaufende Kurven zeigen dagegen, dass in sportlicher Hinsicht noch Nachholbedarf besteht.

Fazit und Ausblick

Das Herz zählt zu den wichtigsten Organen im menschlichen Körper. Ohne seine korrekte Funktion ist der Mensch nicht lebensfähig. Deshalb gehört die Herzdiagnostik und damit das EKG zu den wichtigsten Gebieten der Medizin. In diesem Beitrag wurden die mit einem EKG-System erfass-

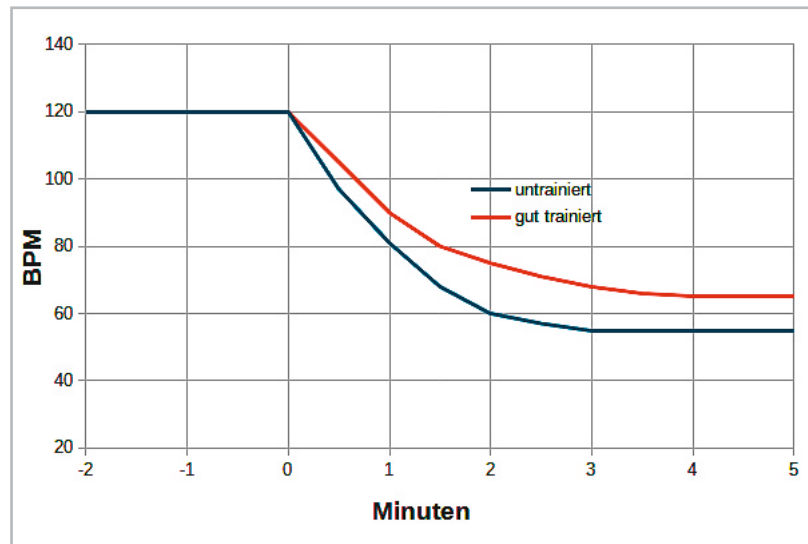


Bild 15: Erholungspulsverlauf für verschiedene Trainingszustände

baren Signale ausführlich beschrieben und erläutert. Mithilfe eines im Eigenbau erstellten EKG-Verstärkers können die Signale gemessen, aufgezeichnet und ausgewertet werden. Dies eröffnet ein weites Anwendungsgebiet und erlaubt neben der Überwachung der eigenen Körperfunktion auch die Durchführung von effizienten Trainingsplänen. Damit lassen sich Gesundheit und Wohlbefinden ohne großen Aufwand deutlich steigern.

Im nächsten Artikel zu dieser Reihe wird es um die Erfassung von Hirnsignalen gehen. Diese stellt sozusagen die Königsdisziplin in der Bioelektronik dar. Die Messung von Hirnströmen mittels eines sogenannten Elektroenzephalogramms ist wesentlich aufwendiger als die Erfassung von Herzsignalen. Zum einen sind die Signalamplituden deutlich geringer, zum anderen sind die Spannungsverläufe um ein Vielfaches komplexer. Mit geeigneten Verfahren lassen sich aber dennoch verschiedene Bewusstseinszustände wie intensive geistige Arbeit, Entspannung oder Schlaf identifizieren.

Mit einiger Erfahrung ist es sogar möglich, über das sogenannte Bio-Feedback die geistige Leistungsfähigkeit zu verbessern oder Erholungs- und Entspannungsphasen zu optimieren. **ELV**

Materialliste

Materialliste	Artikel-Nr.
JOY-iT Entwicklungsplatine NodeMCU mit ESP32	145164
ELV Steckplatine/Breadboard mit 830 Kontakten, schwarze ELV-Version	250986
ELV Bausatz Prototypenadapter für Steckboards PAD1	153761
ELV Bausatz Prototypenadapter für Steckboards PAD2, linear	154712
ELV Bausatz Prototypenadapter für Steckboards PAD3, passiv	154743
ELV Bausatz Prototypenadapter für Steckboards PAD4, digital	155107
2x Kondensatoren 100 µF	100241
3x Kondensatoren 10 µF	100238
2x Kondensatoren 100 nF	001846
2x Kondensatoren 47 nF	100336
Optokoppler EL816	112351



Weitere Infos:

- [1] ELVjournal 4/2020, Bioelektronik II – Physiologie, Fitness und Stress: Artikel-Nr. 251415
ELVjournal 5/2020, Bioelektronik III – Auswertung bioelektrischer Signale: Artikel-Nr. 251514
- [2] Downloadpaket zum Beitrag: Artikel-Nr.: 251819
- [3] Processing: <https://processing.org>

Alle Links finden Sie auch online unter: de.elv.com/elvjournal-links