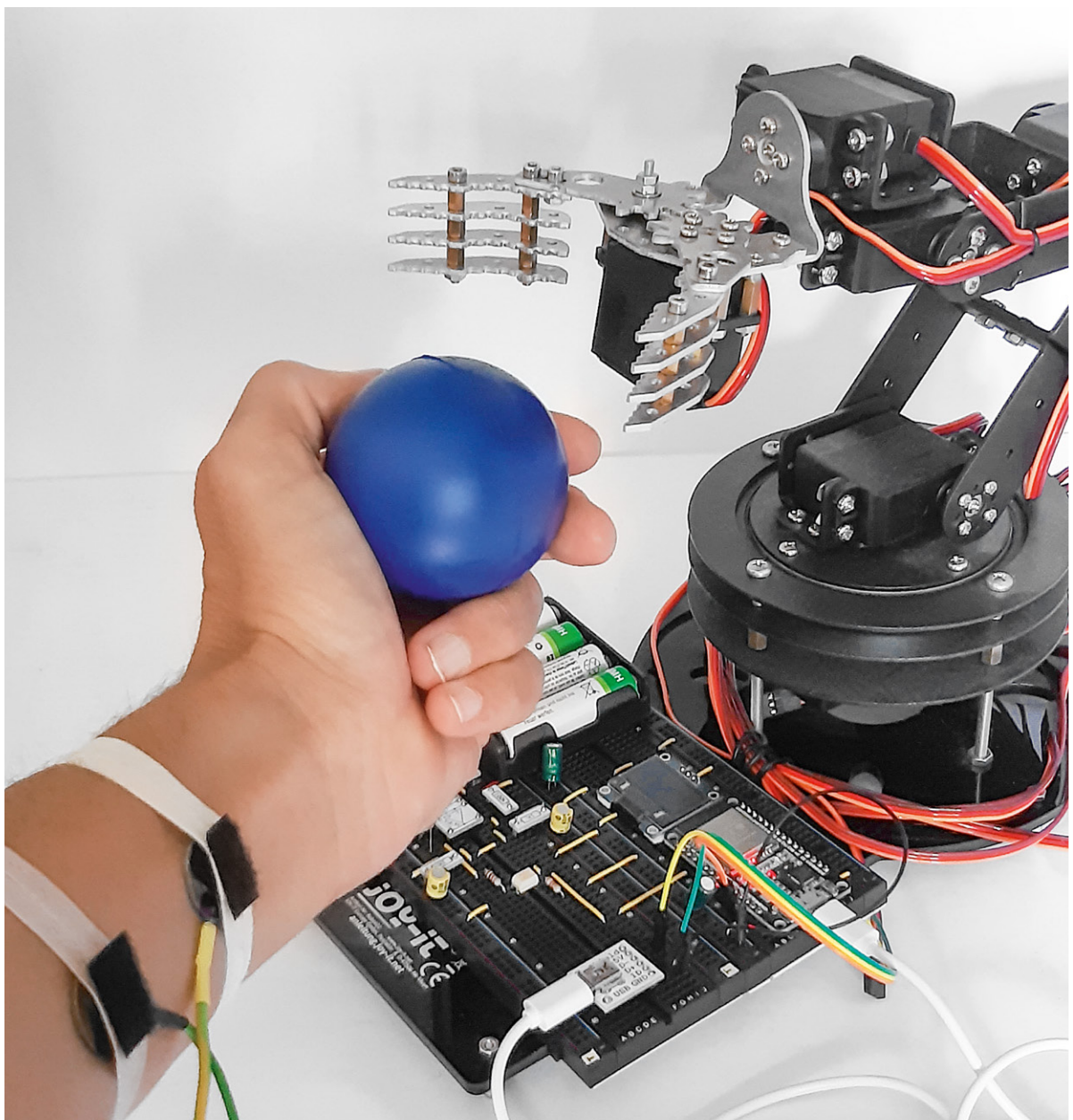


# Bioelektronik III

## Auswertung bioelektrischer Signale

In diesem Beitrag zum Thema Bioelektronik geht es um die Erfassung der vom menschlichen Körper erzeugten elektrischen Potentiale. Die Messung und Analyse biologischer Signale liefert Informationen über Vitalfunktionen, die sowohl in der medizinischen Diagnostik, zur Kontrolle von Therapien, aber auch im technischen Bereich verwendet werden können. Die Einsatzgebiete reichen vom Herzschrittmacher über die Mensch-Maschine-Kommunikation bis hin zur Entwicklung moderner funktioneller Prothesen.





## Historie

Die Erforschung von Biosignalen geht bis in das Jahr 1789 zurück. Luigi Galvani, ein Anatom an der Universität zu Bologna, bemerkte damals, dass ein Froschbein, welches an einem Kupferhaken aufgehängt war, jedes Mal zusammenzuckte, wenn es mit dem Eisengeänder des Laborbalkons in Berührung kam.

Daraufhin führte Galvani umfangreiche Versuchsreihen durch und kam zu dem Schluss, dass es im tierischen Körper eine Art „Elektrizität“ geben muss, welche die Muskeln steuert. Alessandro Graf Volta erkannte wenig später, dass zwei unterschiedliche Metalle den auslösenden Strom erzeugten.

Durch die Fortschritte in Elektronik und Digitaltechnik können heute bioelektrische Signale bereits mit einfachen Mitteln erfasst und ausgewertet werden. Im professionellen Bereich ist eine Vielzahl von Produkten verfügbar, deren Einsatzmöglichkeit sich von Ergometrie und Bewegungstherapie über Entspannungs- und Biofeedback-Training bis hin zur Überwachung physiologischer Funktionen erstreckt.

## Erfassung bioelektrischer Signale: Elektromyografie

Im Folgenden sollen 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 auf einem Laptop darzustellen. Dabei sind stets die folgenden Warnhinweise zu beachten:

### Achtung!

- 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!
- Die hier vorgestellten Verfahren und Sensoren sind nicht zur professionellen Diagnose von Krankheiten, zur Heilung oder Vorbeugung geeignet.

Eines der wichtigsten Messverfahren zur Auswertung von Biosignalen ist die Elektromyografie, kurz EMG. Diese schließt direkt an die historischen Versuche Luigi Galvanis an. Allerdings werden hier keine elektrischen Spannungen angelegt, die zu Muskelkontraktionen führen. Vielmehr werden die vom Körper selbst erzeugten Signale abgeleitet, verstärkt und in einem sogenannten Elektromyogramm dargestellt.

Die Elektromyografie ist also eine neurologische Untersuchung, bei der die natürliche elektrische Aktivität eines Muskels gemessen wird. Auf diese Weise kann man beurteilen, ob eine Muskelerkrankung vorliegt oder ob bestimmte Symptome andere Ursachen haben.

Soll ein Muskel bewegt werden, leitet das Gehirn einen elektrischen Impuls über einen Nerv bis zur sogenannten neuromuskulären Endplatte, die zwischen Nerv und Muskelfaser liegt. Hier werden durch den Im-

puls Botenstoffe ausgeschüttet, die zu einer Öffnung von Ionenkanälen am Muskel führen. Dadurch wird ein elektrisches Potential aufgebaut. Das sogenannte Muskelaktionspotential (MAP) breitet sich über die gesamte Muskelzelle aus und verursacht die gewünschte Muskelkontraktion. Das so entstehende MAP-Signal kann mit geeigneten Elektroden und Verstärkern gemessen werden.

Beim Oberflächen-EMG werden elektrische Muskelsignale sowohl bei Bewegung als auch im Ruhezustand gemessen. Die Ableitung der Signale erfolgt über Elektroden mit direktem Hautkontakt. Art und Intensität der Aktivität lassen Rückschlüsse auf den Ursprung und das Ausmaß einer Erkrankung zu. Die häufigsten Gründe für eine EMG-Untersuchung sind:

- Entzündungen
- Muskelerkrankungen
- Muskelschwäche
- Krankhaft verlängerte Muskelanspannungen

Ein Oberflächen-EMG erfasst nicht einzelne Muskelfasern, sondern den gesamten Muskel oder sogar eine ganze Muskelgruppe. Diese Art der Elektromyografie wird vor allem in der Sportphysiologie oder beim Biofeedback verwendet.

Dabei wird zunächst die Muskelaktivität in Ruhe gemessen. Da ein ruhender und gesunder Muskel nahezu keine elektrischen Impulse abgibt, sollte bis auf kleinere, sehr kurze „Spikes“ keine Muskelaktivität zu messen sein. Bei Anspannung der betreffenden Muskelgruppe steigt das Signal deutlich an. Durch den Vergleich der Resultate mit Standardwerten ergeben sich schnell erste Hinweise auf eventuell krankhafte Veränderungen. Wird nur ein sehr geringes Potential gemessen, könnte dies auf einen Muskelschwund hindeuten. Ist das Potential deutlich verlängert, muss man von einer Entzündung oder Muskelerkrankung ausgehen.

Die Elektromyografie ist eine relativ komplikationslose Untersuchung. Muskeln oder Nerven werden durch die Elektromyografie nicht verletzt. Klebeelektroden können lediglich Reizungen der Haut verursachen. Bei empfindlichen Personen wird daher von entsprechenden Messungen abgeraten.

Die folgende Tabelle liefert eine Übersicht über Amplitude und Frequenzbereich einiger wichtiger Biosignale.

Bioelektrisches Signal	Amplitude (mV)	Frequenz (Hz)
EKG (Herz)	0,1–1	0,5–4
EEG (Gehirn)	0,002–0,1	0,5–100
EMG (Muskel)	0,05–1	10–10000
EOG (Auge)	0,01–5	0–100

Die elektrische Leitung im Körper basiert auf einer Wanderung von Ionen. Die Stromleitung in der Elektrode bzw. in den Kabeln erfolgt durch Elektronen. An der Kontaktstelle von Haut und Elektrode wird also eine elektrolytische Stromleitung in eine Elektronenwanderung umgesetzt, die elektronisch leicht erfasst werden kann.

Die messbare Signalamplitude ist von den Dimensionen der Elektrode, der Größe des Muskels, der Qualität der Elektrodenverbindung und der Muskelaktivität abhängig. Das elektrische Frequenzspektrum ist beim EMG durch die gleichzeitige, zufällige Aktivität vieler Zellen relativ breit. Die höchsten Frequenzanteile liegen im Bereich von einigen Kilohertz, der Großteil der Aktivität liefert jedoch Frequenzen von unter 500 Hz.

Häufige Ableitungspunkte für das EMG sind der Nacken- und Rückenbereich zur Behandlung von Verspannungen oder die Gesichts- und Stirnmuskulatur zur Therapie von chronischen Kopfschmerzen. Für erste Messungen ist jedoch die Unterarmmuskulatur am besten geeignet. Diese lässt sich sehr gut kontrollieren und kann ohne schnelle Ermüdung in rascher Folge angespannt und relaxiert werden. Zudem lassen sich am Unterarm die erforderlichen Elektroden einfach anbringen. Experimente zeigen, dass ein Elektrodenabstand von ca. 5 cm die besten Resultate liefert.

## Vorbereitung der Elektroden

Für die Ableitung der elektrischen Signale von der Körperoberfläche werden Elektroden und Verbindungskabel benötigt. Die Elektroden können aus Kupferblechstreifen oder Kupferplättchen mit einem Durchmesser von ca. 10 mm hergestellt werden. Auch Kupfermünzen oder -plättchen, wie sie für Emaille-Arbeiten verwendet werden, sind gut geeignet. Ähnliche Elektroden kamen bereits für Hautleitfähigkeitsmessungen im letzten Artikel zum Thema Physiologie zum Einsatz. Falls diese also bereits vorhanden sind, können sie hier wiederverwendet werden. Für EMG-Messungen sind jedoch drei Elektroden erforderlich.

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.

Im einfachsten Fall können die Elektroden 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 2 m Länge verwendet werden. Dann sind jedoch mehradrige, getrennt abgeschirmte Kabel notwendig. Die Abschirmung ist erforderlich, da ansonsten elektromagnetische Einstreuungen die Signale überdecken. Audiokabel, wie sie etwa auch bei Kopfhörern eingesetzt werden, leisten hier gute Dienste.

Wie der oben stehenden Tabelle entnommen werden kann, liegen die zu messenden Spannungsamplituden im Bereich von wenigen Mikrovolt bis zu maximal einigen Millivolt. Eine verlässliche Messung von Spannungen in dieser Größenordnung erfordert einen ausreichend guten Kontakt zur Hautoberfläche. Zwischen Haut und Elektroden sollte ein Übergangswiderstand von weniger als 50 k $\Omega$  erreicht werden. Für erfolgreiche Messungen sind daher zwei Grundregeln zu beachten:

- Die Hautoberfläche muss sorgfältig gereinigt und entfettet werden.
- Zum Vermeiden von Messartefakten müssen die Elektroden fest und gut haftend auf der Haut aufliegen.

Die besten Ergebnisse werden erreicht, wenn die Elektroden nicht direkt auf die Haut aufgebracht werden, sondern über eine gut leitende Flüssigkeitsschicht. Dazu werden die Kupferelektroden mit Mullumhüllungen versehen. Für diesen Zweck sind Mullbinden, die üblicherweise als Ver-

bandsmaterial dienen, gut verwendbar. Damit werden die Elektroden in zwei bis drei Lagen umwickelt. Bei mehrmaliger Verwendung sollten die Mullbinden mit einigen Stichen vernäht werden. Bild 1 zeigt die so angefertigten Elektroden.

Als leitende Flüssigkeit kann Kochsalzlösung verwendet werden. Diese wird durch Auflösen von ca. 9 g Kochsalz in 1 l Wasser hergestellt. Die Elektroden werden jeweils kurz vor der Anwendung mit dieser Lösung getränkt.

Nach der Anwendung sollten die Elektroden mit reichlich Leitungswasser gespült und rasch getrocknet werden. Dadurch werden elektrochemische und korrosive Prozesse weitestgehend unterbunden und die Elektroden können mehrfach wiederverwendet werden.

Alternativ kann auch sogenanntes Elektroden-Gel (siehe Bild 2) verwendet werden. Dieses ist in Apotheken oder medizinischen Fachgeschäften erhältlich. Auch kommerzielle Klebeelektroden sind für die Messungen gut geeignet. Diese können ebenfalls über den Fachhandel bezogen werden. Bild 2 zeigt eine passende Version.

Probieren Sie bei nicht eindeutigen Signalen verschiedene Positionen der Elektroden und reinigen Sie den Unterarm vor dem Anlegen der Elektroden.

## EMG-Verstärker

Für eine effiziente Analog-digital-Wandlung sind Signalamplituden von etwa 1 V optimal. Damit wird eine zehntausendfache Verstärkung erforderlich. Diese kann mit zwei Operationsverstärkern erreicht werden. Das Hauptproblem ist dabei nicht die Verstärkung selbst, sondern die Reduktion von unvermeidlichen Stör- und Rauschteilen.

Eine Möglichkeit zur Unterdrückung von unerwünschten Signalkomponenten ist die differenzielle Messung. Das zu analysierende Signal wird also als

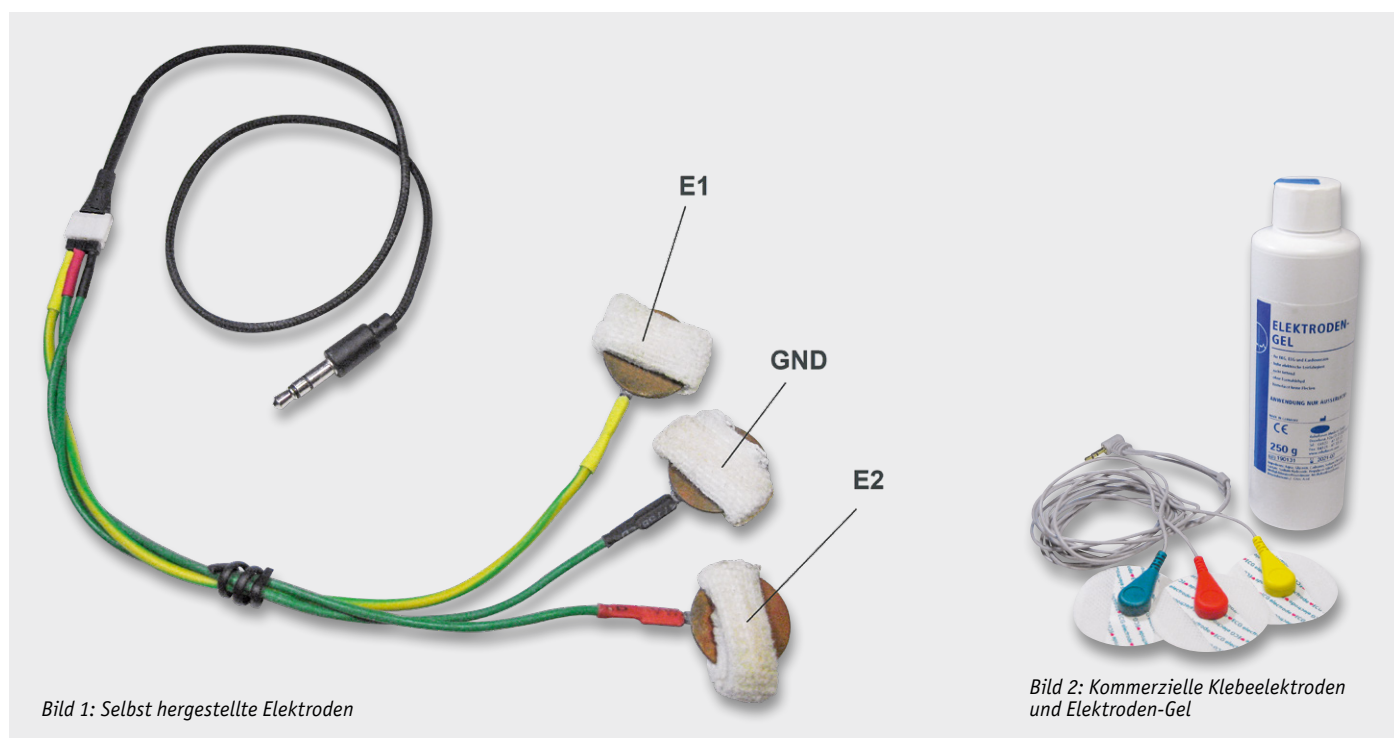


Bild 1: Selbst hergestellte Elektroden

Bild 2: Kommerzielle Klebeelektroden und Elektroden-Gel





Differenz des elektrischen Potentials zwischen zwei Punkten erfasst. Damit können störende Rauscheinstrahlungen, welche die beiden Messkanäle gleichermaßen beeinflussen, weitgehend eliminiert werden.

Ein sogenannter Differenzverstärker für EMG-Messungen ist in diesem Fall das Mittel der Wahl. Dafür werden drei Elektroden (E1, E2 und Masse bzw. GND) benötigt. Das Messsignal wird aus der Differenz von jeweils zwei Messpunkten, also E1-Masse und E2-Masse, gewonnen. Bild 3 zeigt die zugehörige Schaltung.

Die beiden Elkos am Eingang sorgen für eine Gleichspannungsentkopplung. Der nachfolgende Differenzverstärker weist eine Verstärkung von 100 auf. Der zweite Operationsverstärker liefert nochmals eine Verstärkung von 100, sodass eine Gesamtverstärkung von 10.000 zur Verfügung steht. Der Kondensator C4 mit einem Wert von 100 nF limitiert die Bandbreite der Schaltung, sodass höherfrequente Rauschanteile unterdrückt werden.

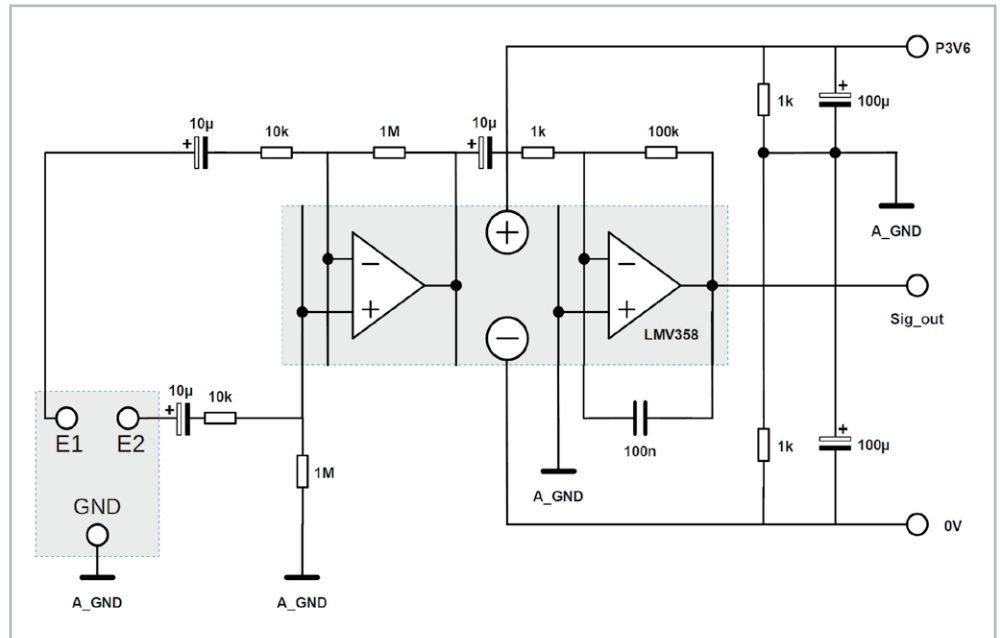


Bild 3: Schaltplan des EMG-Verstärkers

Der Aufbau kann mit den Elementen aus den Prototypenadapter-Sätzen (PAD1, PAD2 und PAD3, siehe Materialliste) erfolgen.

Die Bilder 4 bis 7 zeigen die einzelnen Schritte für einen möglichen Aufbau der Schaltung auf einem Breadboard.

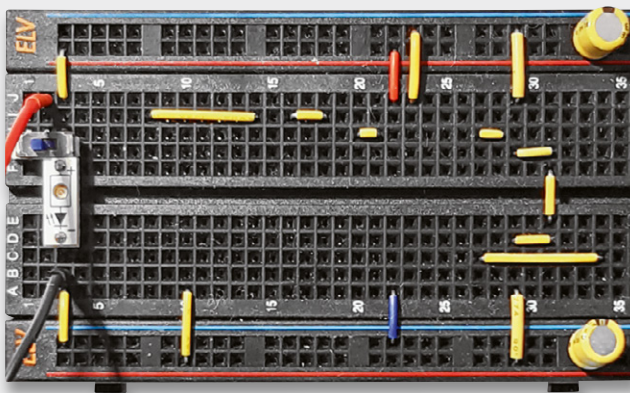


Bild 4: Als Erstes werden die Steckbrücken und die beiden 100-µF-Kondensatoren eingesteckt. Die LED und der Schalter am Eingang dienen nur zur Kontrolle der Spannungsversorgung und können weggelassen werden.

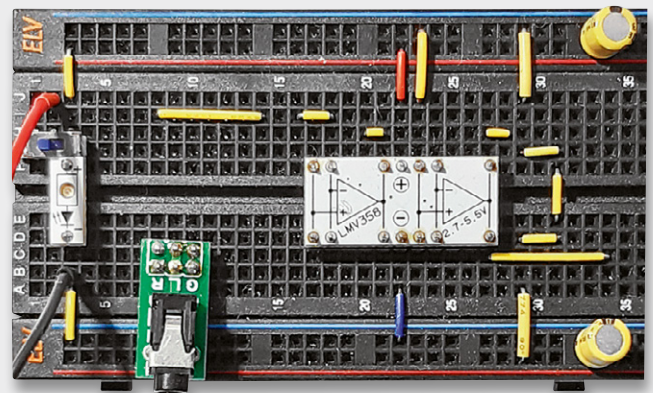


Bild 5: Dann folgt der Prototypenadapter mit dem Operationsverstärker. Die Elektroden können mit einem Klinkenstecker, aber auch einfach so in das Breadboard an E1, E2 und A\_GND angeschlossen werden.

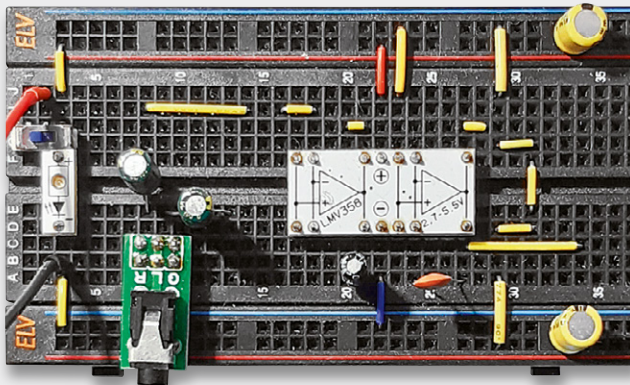


Bild 6: Es folgen die drei 10-µF-Kondensatoren für die Gleichspannungsentkopplung und der 100-nF-Kondensator, der die Bandbreite der Schaltung limitiert.

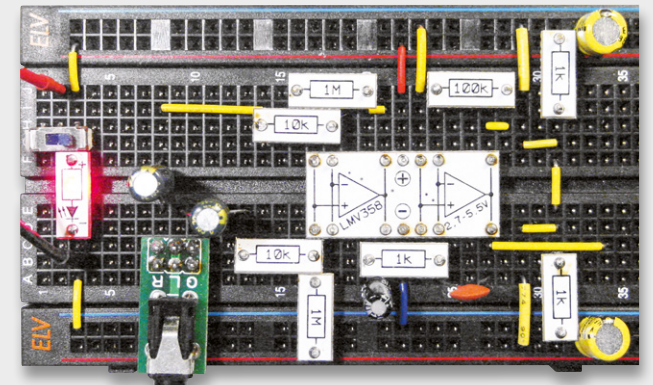


Bild 7: Zuletzt müssen noch alle Widerstände eingesetzt werden. Fertig ist der EMG-Verstärker mit Bauelementen aus den Prototypenadapter-Sätzen.

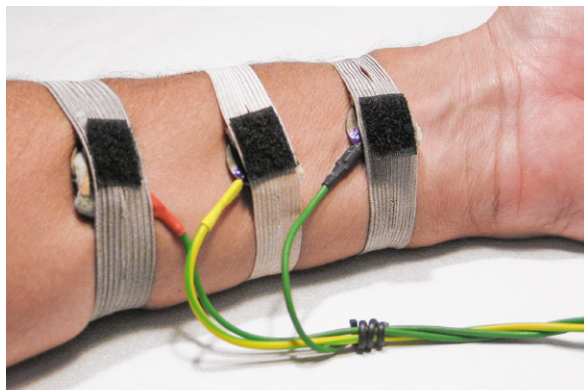


Bild 8: Befestigung der Elektroden am Unterarm

Nach dem Aufbau des Verstärkers können die Elektroden wie in **Bild 8** gezeigt am Unterarm angelegt werden. Bei Versorgung mit einer Batteriespannung von 3,6 bis 4,8 V, z. B. aus drei bis vier 1,2-V-NiMH-Zellen kann das EMG-Rohsignal auf einem Oszilloskop (im Akkubetrieb!) dargestellt werden (siehe **Bild 9**).

Die Abbildung zeigt drei Phasen mit angespanntem Unterarmmuskel. Diese sind klar von den dazwischen liegenden Ruhephasen zu unterscheiden. Am Verstärkerausgang werden Signalamplituden von ca. 0,5 bis 1 V erreicht. Diese eignen sich bestens für die Digitalisierung mit einem Mikrocontroller des Typs ESP32 (siehe Materialliste). Damit können die Signale auch über einen Laptop dargestellt werden, falls kein geeignetes Oszilloskop zur Verfügung steht.

### Galvanische Trennung mit Optokoppler

Prinzipiell könnte der Ausgang des EMG-Verstärkers direkt mit dem ADC-Eingang des ESP32 verbunden werden. Allerdings wäre dieses Vorgehen mit ver-

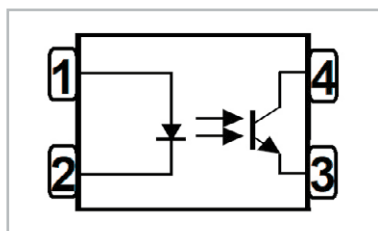


Bild 10: Optokoppler

schiedenen Nachteilen verbunden. Es ist daher üblich, das Signal über einen sogenannten Optokoppler an den Controller zu übertragen. Dies hat u. a. drei wichtige Vorteile:

- Vollständige elektrische Isolation
- Signaltrennung von Analog- und Digitalteil
- Verwendung zweier unabhängiger Spannungsquellen möglich

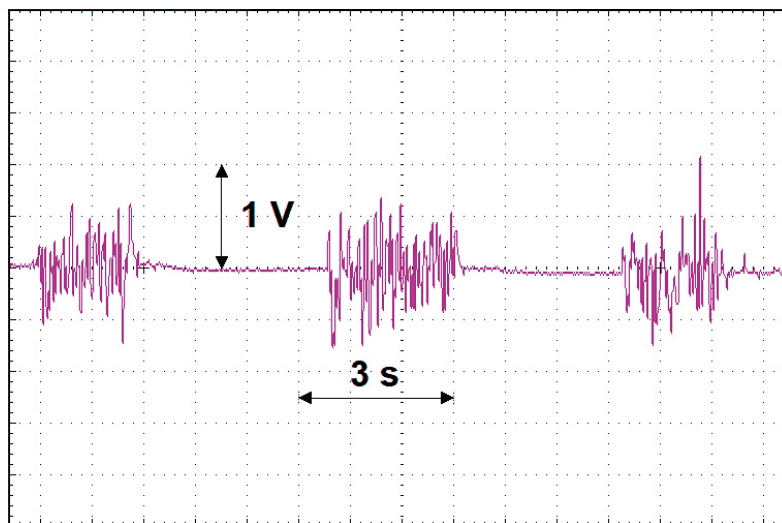


Bild 9: EMG-Signal am Verstärkerausgang

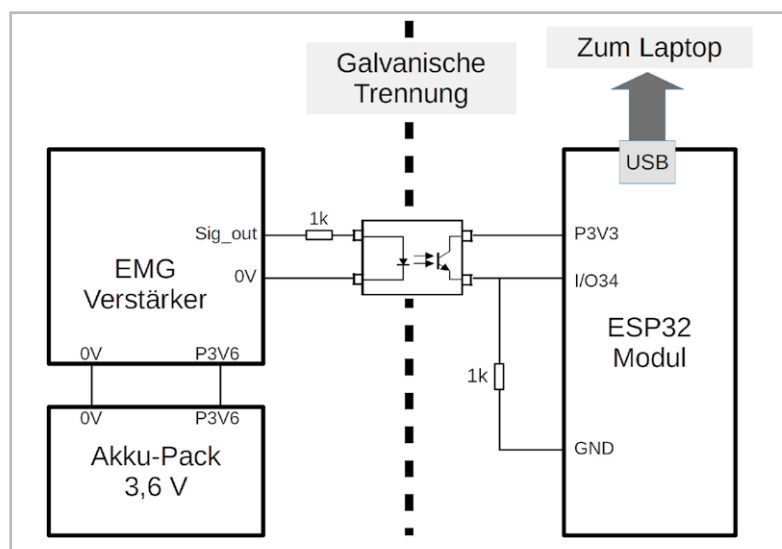


Bild 11: EMG-Schaltungsaufbau mit Optokoppler

### Tipps zum Aufbau:

- Haben die Elektroden guten Kontakt zur Hautoberfläche (Salzwasser/Elektroden-Gel)?
- Sind die Zuleitungskabel korrekt verdrahtet?
- Haben alle Kondensatoren und Widerstände die richtigen Werte?
- Sind alle Drahtbrücken richtig eingesetzt? Einige Drahtbrücken sind im Aufbaubild (**Bild 7**) durch andere Bauelemente verdeckt. Hier mit dem Schaltplan überprüfen!
- Die Spannung zwischen A\_GND (Analog Ground) und P3V6 muss 1,8 V betragen, ebenso muss die Spannung zwischen A\_GND und 0 V einen Wert von (-)1,8 V aufweisen. Dies sollte mit einem Multimeter nachgemessen werden.
- Falls ein Oszilloskop zur Verfügung steht, sollte das Ausgangssignal überprüft werden. Es muss eine Amplitude von mehreren 100 mV erreichen.
- Alternativ kann auch ein Multimeter am Ausgang angeschlossen werden. Dieses muss bei entspanntem Muskel Werte von weniger als 30 mV (RMS), bei Anspannung RMS-Werte von über 100 mV anzeigen.
- Schalter und LED am linken Bildrand des Aufbaubilds dienen nur der Einschaltkontrolle. Sie wurden der besseren Übersichtlichkeit wegen im Schaltbild nicht berücksichtigt. Da sie für die eigentliche Funktion der Schaltung nicht erforderlich sind, können sie auch entfallen.



Als Optokoppler kann beispielsweise der Typ EL816 verwendet werden. **Bild 10** zeigt den Aufbau dieses Bauelements.

Die Verbindung zwischen dem EMG-Verstärker und dem ESP32-Modul erfolgt damit entsprechend der Schaltung in **Bild 11**.

Die Versorgung des EMG-Verstärkers ist so weiterhin über Batterien bzw. Akkus möglich. Das ESP32-Modul kann nun bedenkenlos mit einem Laptop verbunden werden. Durch die galvanische Trennung sind EMV-Probleme ausgeschlossen. Prinzipiell könnte der Laptop sogar im Netzbetrieb arbeiten. Allerdings wird davon strikt abgeraten, da im Falle eines fehlerhaften Schaltungsaufbaus nach wie vor Lebensgefahr droht!

**Hinweis:** Achten Sie darauf, die 0V-Versorgung des Optokopplers mit der 0V-Schiene des Aufbaus auf dem Breadboard (in unserem Beispiel die untere Minusleiste der Spannungsschiene) zu verbinden.

## Darstellung von EMG-Signalen auf einem Laptop

Statt mit einem Oszilloskop kann die Darstellung der Signale nun auf dem Laptop erfolgen. Das folgende Programm gibt dazu die Messwerte auf die USB-Schnittstelle des ESP32-Controllers aus:

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

# define inpPin 34

int averages = 1000;
float sigma;
int offset = 1800;
int analogPulseValue;

void setup()
{ Serial.begin(250000);
}

void loop()
{ sigma = 0;
  for (int i=0; i< averages; i++)
  { analogPulseValue = analogRead(inpPin);
    sigma += abs(analogPulseValue - offset);
  }
  Serial.println(sigma/averages);
  delay(10);
}
```

Der Sketch liest die Analogwerte am Pin 34 des ESP32 aus. Im Set-up wird lediglich die serielle Schnittstelle mit einer Baudrate von 25.0000 geöffnet. Diese Baudrate muss später auch im seriellen Monitor ange-

geben werden. In der Hauptschleife wird das Signal ausgelesen und gemittelt. Die Anzahl der Mittelungen kann über die Variable „averages“ eingestellt werden. Die Variable „sigma“ dient zur Aufsummierung der Einzelmesswerte. Der im Signal enthaltene Offset kann über die entsprechende Variable entfernt werden. Falls sich in einem konkreten Aufbau ein anderer Offset-Wert ergibt, kann dieser hier entsprechend korrigiert werden.

Das vollständige Programm ist im Downloadpaket zu diesem Beitrag enthalten und kann unter der am Ende des Artikels angegebenen Adresse heruntergeladen werden. Für die Darstellung des Signals ist der serielle Plotter der Arduino IDE bestens geeignet. **Bild 12** zeigt ein Beispiel für die grafische Darstellung von EMG-Messwerten.

Nach einer Ruhephase erfolgte hier ab Messpunkt 50 eine längere Muskelanspannung. Danach wurde versucht, das Signal kontrolliert stufenweise ansteigen zu lassen. Die einzelnen Signalabstufungen sind ab Messwert 150 gut zu erkennen. Den Abschluss bilden drei Phasen mit maximaler Muskelanspannung.

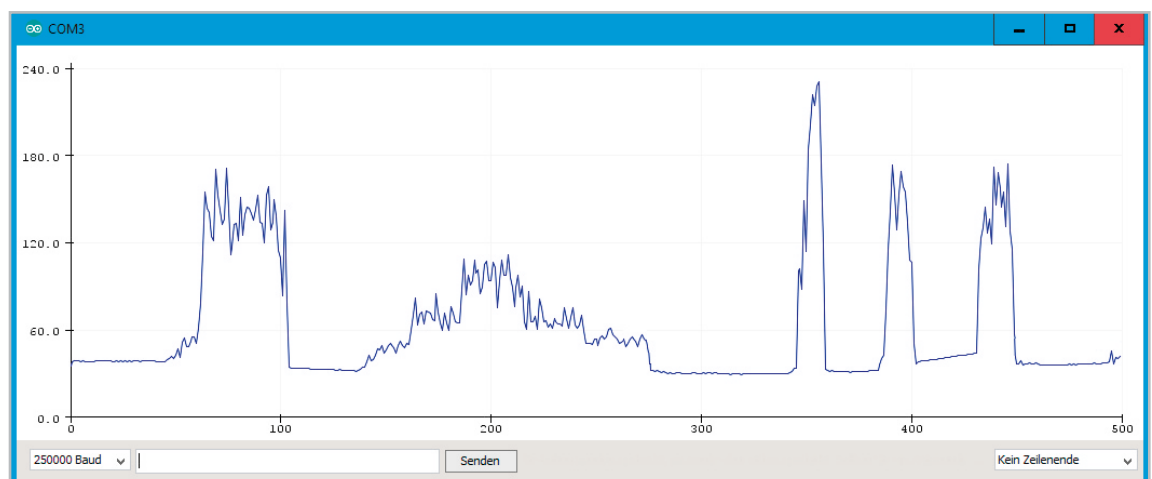
Die Einstellung des Offsets kann auch automatisch in einer Messphase am Anfang des Programms erfolgen. In diesem Fall muss der entsprechende Muskel nach dem Programmstart für etwa 10 s entspannt bleiben. Das dabei aufgezeichnete Signal wird dann automatisch als Offset-Korrektur verwendet. Das zugehörige Programm ist als EMG\_averaged\_offset-Compensation.ino ebenfalls im Downloadpaket enthalten.

## Für Spielernaturen: EMG-Pong – selbst programmiert

Eine Anwendung von EMG-Signalen ist der Einsatz als Mensch-Maschine-Interface. Dazu sollen hier zwei Beispiele gegeben werden. Das erste ist die Steuerung eines Spiels über die Muskelsignale.

Die **Bilder 13 und 14** zeigen ein Schaltbild und einen Aufbauvorschlag dazu.

Neben dem ESP32-Modul wird lediglich ein kostengünstiges OLED-Display benötigt (siehe Material). Das Potentiometer ist im PAD2-Satz enthalten. Im **Aufbaubild 14** ist zu beachten, dass einige Drahtbrücken von den Modulen (z. B. für die I<sup>2</sup>C-Anschlüsse) verdeckt sind.



**Bild 12:** EMG-Signal auf dem seriellen Monitor der Arduino IDE



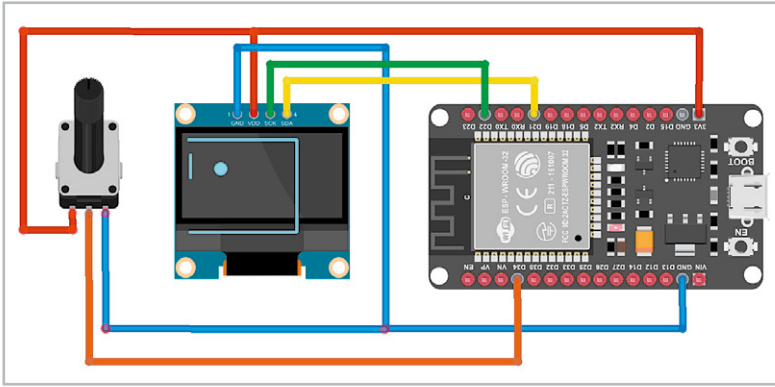


Bild 13: Schaltplan Pong

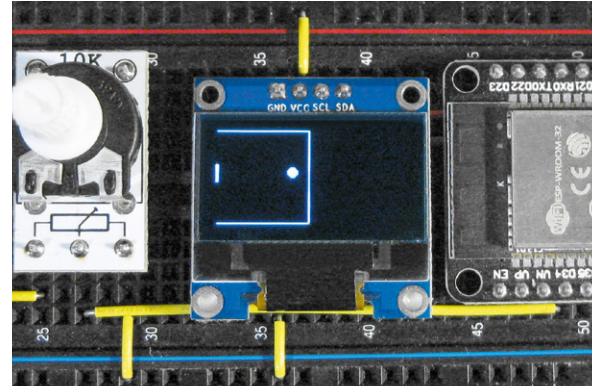


Bild 14: Mini-Pong in Aktion

Eine Spezielle Version des bekannten Pong-Spiels ist für die Steuerung über EMG-Signale gut geeignet. Das Programm dazu steht im Downloadpaket zur Verfügung. Es soll hier nur kurz besprochen werden, da es für das Hauptthema Bioelektronik und EMG nur indirekt relevant ist. Für die Nutzung des Sketches mit dem OLED-Display muss die Bibliothek Adafruit SSD1306 installiert sein.

```
//PONG_single_OLED.ino
//ESP32 @ IDE 1.8.12
//SSD1306: SDA->IO21, SCL->IO22

#include <SPI.h>
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SSD1306.h>

#define W 63 //display Width
#define H 63 //displays Height
#define bat_W 2
#define bat_H 12
#define R_BALL 3 // 1 - 3 - 7

Adafruit_SSD1306 display(128,64, &Wire, -1); //screen-width:128-high:64,no rst:-1
int y_bat = 0;
float x_ball = W/2, y_ball = H/2;
float v_ball_X = 4, v_ball_Y = 3;
int speedFactor = 30; //0:slow...100:fast

void setup()
{ display.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, 0x3C);
  display.clearDisplay();
  display.setTextColor(WHITE);
}

void loop()
{ int control=analogRead(34);
  y_bat=map(control,0,4*1023,0,H-bat_H);
  x_ball += v_ball_X; y_ball += v_ball_Y;
  if (y_ball>=H-R_BALL-1||y_ball<=R_BALL+1) v_ball_Y*=-1; //bounce from top-bottom
  if (x_ball>=W-R_BALL-1) v_ball_X*=-1; //bounce from wall
  if (x_ball>=0&&x_ball<=R_BALL&&v_ball_X<0) //bounce from bat
  { if (y_ball>y_bat-R_BALL&&y_ball<y_bat+bat_H) v_ball_X*=-1;
  }
  if (x_ball <= 0) //ball missed
  { display.invertDisplay(true); delay(100);
    display.invertDisplay(false); delay(100);
    x_ball=W-R_BALL-1;
  }
  display.clearDisplay();
  display.drawRect(0,0,W,H,WHITE); //draw bound
  display.drawLine(0,0,0,H,BLACK);
  display.fillRect(0,y_bat,bat_W,bat_H,WHITE); //draw bat
  display.fillCircle(x_ball,y_ball,R_BALL,WHITE); //draw ball
  delay(100-speedFactor);
  display.display();
}
```



Nach dem Einbinden der Bibliotheken ❶ werden Höhe und Breite des Displays ❷ festgelegt. Die Variablen `bat_W` und `bat_H` definieren die Breite und die Höhe des Schlägers, `R BALL` legt den Radius des Balls fest ❸. Der `speedFactor` ❹ bestimmt die Geschwindigkeit des Spiels von 0 für sehr langsam bis 100 für schnell. Im Set-up wird lediglich das Display initialisiert ❺.

In der Hauptschleife wird der Schläger über den Analogeingang Pin 34 gesteuert ❻. Die verschiedenen if-Abfragen sorgen dafür, dass der Ball an den „Wänden“ zurückprallt. Wenn die Ballposition einen Wert kleiner als null annimmt, wurde der Ball verfehlt und fliegt ins „Aus“ ❼.

Für den Test des Spiels wird zunächst ein 10-k $\Omega$ -Potentiometer zur Steuerung verwendet. Bemerkenswert ist, dass der ESP32 hier seine gegenüber einem Arduino deutlich höhere Rechenleistung voll ausspielen kann. Der Ball bewegt sich beim ESP sehr schnell und flüssig, während das Programm auf einem Arduino UNO nur sehr ruckartig abläuft.

Wenn das Pong-Spiel einwandfrei arbeitet, kann man den nächsten Schritt angehen und den EMG-Verstärker mit dem ESP verbinden. Die Schaltung entspricht dann wieder Bild 11, mit dem Unterschied, dass nun zusätzlich das OLED-Display mit dem Controller verbunden ist. Der entsprechende Sketch ist `EMG_PONG.ino`.

Nach dem Anlegen der Elektroden am Unterarm und dem Start des Spiels kann der Schläger lediglich durch Muskelanspannung gesteuert werden. Zu Spielbeginn muss eine ca. 10 s lange Ruhephase eingehalten werden, in welcher der Signal-Offset bestimmt wird.

Der Schläger bewegt sich mit zunehmender Muskelanspannung nach oben. Für ein erfolgreiches Spiel ist ein gewisses Maß an Übung erforderlich. Nach einiger Zeit gelingt es jedoch erstaunlich gut, den Schläger allein mit der „Kraft der Gedanken“, also ohne die Betätigung von physischen Komponenten wie Potentiometern oder Joysticks zu steuern.

## Mittels Servosteuerung zur „künstlichen Hand“

Das gezielte Aktivieren von Muskelgruppen und deren Training mithilfe eines Spiels ist durchaus interessant und lehrreich. Zudem besitzen Varianten dieses Verfahrens viele Anwendungen im Bereich der Robotersteuerung oder bei der Unterstützung von körperbehinderten Menschen. Allerdings kann man noch einen

Schritt weiter gehen und nicht nur ein Spiel steuern, sondern auch direkt in die physikalische Welt eingreifen. Mithilfe eines Modellbauservos kann man sogar die einfachste Variante einer funktionellen Prothese erstellen.

Dazu muss lediglich das bereits vorhandene EMG-Steuersignal in eine geeignete Signalform umgewandelt werden. Modellbauservos werden durch eine spezielle Art der Pulsweitenmodulation (PWM) angesteuert. Das erforderliche Signal besteht aus einer Folge von positiven Pulsen mit einer ca. 20 ms langen Pause dazwischen. Die Dauer des Steuerimpulses bestimmt die Auslenkung des Servoarms. Hier hat sich folgender Quasi-Standard durchgesetzt:

Pulsdauer	Ruderposition
1 ms	Linksanschlag
1,5 ms	Mittelstellung
2 ms	Rechtsanschlag

Durch die bereits im Servo integrierte Regelelektronik ist der Anschluss des Servos an den ESP sehr einfach. Neben der Stromversorgung muss nur noch die Steuerleitung mit einem I/O-Pin verbunden werden. Die einzelnen Leitungen sind durch die folgenden Farben codiert:

**Rot:** positive Versorgungsspannung (+5 V)

**Braun (Schwarz):** GND (0 V)

**Orange (Braun):** Steuersignal

Die Farben in Klammern werden ebenfalls, wenn auch seltener, verwendet.

Kleinere Servotypen können direkt über die Spannung des Controllers versorgt werden. Sollen dagegen größere „Kraftpakete“ oder aber sogar mehrere Servos gleichzeitig betrieben werden, dann ist eine eigene 5-V-Spannungsquelle empfehlenswert, da weder die ESP32-Spannungsversorgung noch eine USB-Schnittstelle größere Ströme liefern kann. Bei bioelektronischen Anwendungen sind wieder Akkus oder Batterien das Mittel der Wahl. Eine handelsübliche USB-Powerbank leistet hier gute Dienste.

Die Ansteuerung von Servos mit dem ESP32 wird durch eine Bibliothek (`ESP32_ISR_Servo`) wesentlich erleichtert. Diese kann im Bibliotheksverwalter, also über „Sketch“ → „Bibliothek einbinden“ → „Bibliotheken verwalten“ installiert werden (Bild 15).

Der im Downloadpaket enthaltene Sketch `ServoControl.ino` erlaubt den Test eines an I/O-Port 12 angeschlossenen Servos. Dort wird das Ruderhorn über die Variable „position“ gesteuert. Für diese Werte fährt der Servo die folgenden Winkel an:

Wert „position“	Stellung des Servohorns	Relative Position des Servohorns
45	Linksanschlag	- 45°-Position
90	Mittelstellung	0°-Position
135	Rechtsanschlag	45°-Position

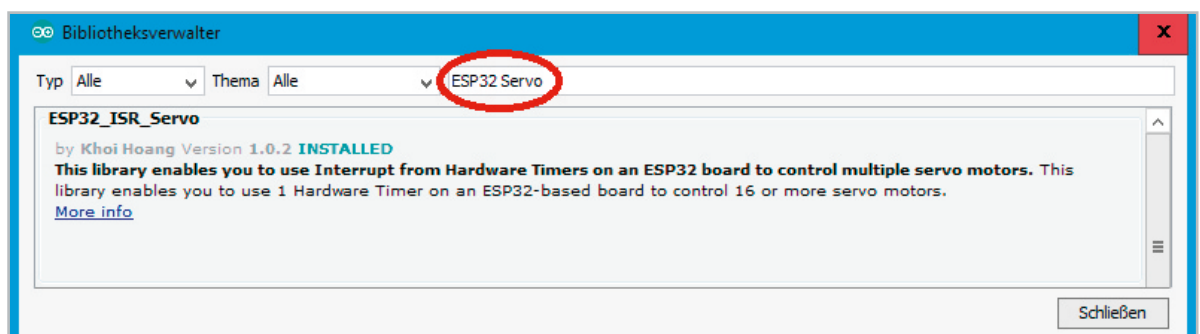


Bild 15: Einbinden der Servo-Bibliothek `ESP32_ISR_Servo` für den ESP32





Manche Servos decken sogar einen Drehbereich von 180° ab. Zu große Auslenkungen führen bei einigen Servotypen allerdings zu Beschädigungen, da der Antrieb dort bei Werten außerhalb von  $\pm 45^\circ$  relativ zur Null-Position in den Anschlag fährt. Dies wird im folgenden Programm entsprechend berücksichtigt.

Damit kann der Sketch zur Auswertung des EMG-Signals erweitert werden. Für die Ansteuerung einer „künstlichen Hand“ sind nur wenige Modifikationen erforderlich:

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

# define inpPin 34
# define servoControlPin 12 ❶

#define TIMER_INTERRUPT_DEBUG      1
#define ISR_SERVO_DEBUG            1
#define USE_ESP32_TIMER_NO        3
#include "ESP32_ISR_Servo.h"

#define MIN_MICROS      1000
#define MAX_MICROS      2000 ❷
#define NUM_SERVOS      1

typedef struct
{ int      servoIndex;
  uint8_t servoPin;
}
ISR_servo_t;
ISR_servo_t ISR_servo[NUM_SERVOS] = {-1, servoControlPin};

int averages=10000;
float sigma;
long int offset=0;
int servoPosition; // servo position in degrees ❸
int maxPos=100;

void setup()
{ ESP32_ISR_Servos.useTimer(USE_ESP32_TIMER_NO);
  for (int index=0; index<NUM_SERVOS; index++)
  { ISR_servo[index].servoIndex=ESP32_ISR_Servos.setupServo(ISR_servo[index].servoPin,MIN_❹
MICROS, MAX_MICROS);
  }

  Serial.begin(250000);
  for (int i=1; i<averages; i++)
  { // analogPulseValue = analogRead(inpPin);
    offset += analogRead(inpPin); ❺
  }
  offset /= averages;
}

void loop()
{ sigma = 0;
  for (int i=0; i< averages; i++)
    sigma += abs(analogRead(inpPin) - offset);
  servoPosition=maxPos-sigma/averages;
  Serial.println(servoPosition);
  for (int index = 0; index < NUM_SERVOS; index++)
    ESP32_ISR_Servos.setPosition(ISR_servo[index].servoIndex, (servoPosition+index*(180/NUM_❻
SERVOS))%180 );
  delay(10);
}
```

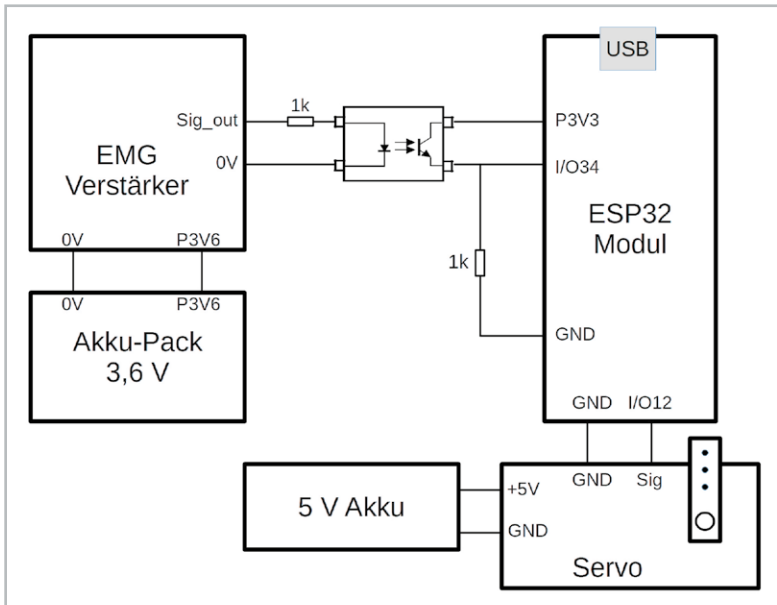


Bild 16: Gesamtschaltplan der funktionellen Prothese

Das komplette Programm ist wieder im Downloadpaket [1] enthalten. Der Pin für den Anschluss des EMG-Signals bleibt unverändert. Neu ist lediglich der „servoControlPin“ Nummer 12 ❶. Die Werte MIN\_MICROS (= 1000) und MAX\_MICROS (= 2000) legen die Grenzen des Steuersignals fest ❷. Über NUM\_SERVOS (= 1) wird die Anzahl der verwendeten Servos angegeben. Da hier zunächst nur ein Servo verwendet wird, ist der Wert auf eins gesetzt.

Die Variablen averages=10000, sigma und offset=0 sind bereits aus der Pong-Anwendung bekannt und übernehmen hier die gleichen Funktionen. Mit servoPosition und maxPos (= 100) wird die aktuelle und die maximale Servoposition angegeben ❸.

Im Set-up werden zunächst die Interruptroutinen für den Servo initialisiert ❹. Nach dem Starten des seriellen Monitors wird wieder der Signalmittelwert bei entspannter Muskulatur bestimmt ❺. In der Hauptschleife werden dann über

`ESP32_ISR_Servos.setPosition` ❻ die von der Muskelaktivität bestimmten Servopositionen angefahren. Hardwareseitig muss lediglich ein Servo an den ESP angeschlossen werden. Der Schaltplan in Bild 16 zeigt den Aufbau.

Damit kann die funktionelle Prothese in ihrer einfachsten Variante, d. h. mit nur einem Servo, in Betrieb genommen werden. Zum Testen wurde ein Roboterarm der Firma JOY-iT (siehe Materialliste) verwendet. Für die Ansteuerung über das EMG-Signal kam der Servo im Greifer zum Einsatz. Das Aufmacherfoto dieses Beitrags zeigt diesen Aufbau in Aktion.

Mit etwas Übung und Optimierung bezüglich des Elektrodenkontakts und eventuell der Anzahl der Mittelungen im Programm etc. kann der Greifer schließlich allein durch die Muskelanspannungen im Unterarm sehr präzise gesteuert werden. So gelingt es beispielsweise problemlos, einen Ball zu greifen, diesen festzuhalten und dann wieder loszulassen.

Ein Video sowohl zum Pong-Spiel als auch zur funktionellen Prothese in Aktion ist auf YouTube verfügbar [2].

## Fazit und Ausblick

Die Messung von bioelektrischen Signalen bietet viele Anwendungsmöglichkeiten. Der Bogen spannt sich von der Diagnostik über Biofeedback-Verfahren bis hin zu funktionellen Prothesen. In diesem Artikel wurde ein erster Einblick in die Ableitung und Verarbeitung dieser Signale gegeben.

Insbesondere die funktionale Prothese könnte natürlich noch erheblich erweitert und verbessert werden. So ist die Ableitung von EMG-Signalen nicht nur auf eine einzelne Muskelgruppe beschränkt. Es ist durchaus möglich, auch andere Signale, beispielsweise vom Oberarm oder sogar

von einzelnen Fingern etc., abzunehmen. Damit lassen sich dann weitere Servomotoren ansteuern.

Der vorgestellte Roboterarm verfügt über insgesamt sechs sogenannte Freiheitsgrade. Das heißt, dass sechs verschiedene Aktoren simultan angesteuert werden können. Mit einer entsprechenden Anzahl von Elektroden und Verstärkerkanälen wäre es durchaus möglich, alle Freiheitsgrade des mechanischen Arms zu steuern und so eine bereits recht praxistaugliche funktionelle Prothese aufzubauen.

Es ist sogar denkbar, noch einen Schritt weiter zu gehen und nicht die Signale der Muskeln auszuwerten, sondern direkt die Aktivitätsmuster des Gehirns zu erfassen. Damit könnte die Steuerungen dann tatsächlich „direkt mit reiner Gedankenkraft“ erfolgen, ohne den Umweg über Muskelpotentiale. Dieses Verfahren wird jedoch erst in einem späteren Artikel dieser Serie vorgestellt werden.

Im nächsten Beitrag soll es zunächst um den Themenkreis Aufmerksamkeit und Reaktionsvermögen gehen. Dazu wird ein Reaktionstestgerät vorgestellt, welches die individuelle Erfassung von Reaktionszeiten erlaubt. Zudem wird gezeigt, welche Rolle die sogenannte Flimmerverschmelzfrequenz (VFF) spielt und wie sie von verschiedenen Einflüssen wie beispielsweise Müdigkeit, Erschöpfung oder Stress beeinflusst wird. **ELV**

Material	Bestell-Nr.
Entwicklungsplatine NodeMCU mit ESP32	145164
Optokoppler EL816	112351
Joy-IT 0,96"-OLED-Display	251189
Joy-IT Bausatz Roboterarm Grab-it	133285
Bausatz Prototypensatz PAD1	153721
Bausatz Prototypensatz PAD2	154712
Bausatz Prototypensatz PAD3	154743
Breadboard, schwarz	250986
Abblockkondensatoren 100 µF, 100 V	100241
Abblockkondensatoren 10 µF, 100 V	100238



## Weitere Infos:

[1] Das Downloadpaket zu diesem Artikel findet sich im ELVshop unter dem Webcode: #10321

[2] Das EMG-Pong-Spiel und die funktionelle Prothese sind in Aktion zu sehen auf Youtube unter: [youtu.be/We3NxAEr\\_n8](https://youtu.be/We3NxAEr_n8)