

# Studienarbeit

## Wintersemester 2008/2009

Thema:

Elektromyographie-Messgerät zur Erfassung von elektrischen Signalen in den Muskeln

Bearbeitet von: Christian Schuster

Betreuer: Prof. Dipl.-Phys. Dipl.-Ing.  
Edmund Schießle

## Erklärung des Studenten

**Student: Christian Schuster**

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Studienarbeit selbstständig verfasst und nicht anderweitig zu Prüfungszwecken vorgelegt habe.

Sämtliche benutzte Quellen und Hilfsmittel sind angegeben.

---

Ort, Datum

Unterschrift

## Inhaltsverzeichnis

|   |    |
|---|----|
| Erklärung des Studenten                       | 2  |
| Inhaltsverzeichnis                            | 3  |
| Abbildungsverzeichnis                         | 4  |
| 1. Aufgabenstellung                           | 5  |
| 1.1 Thema dieser Studienarbeit                | 5  |
| 1.2 Die Elektromyographie (EMG)               | 5  |
| 1.3 Funktionsweise der EMG                    | 5  |
| 1.4 Durchführung der EMG-Messung              | 7  |
| 2. Entwicklung und Aufbau des EMG-Messgerätes | 10 |
| 2.1 Anforderungen an das Gerät                | 10 |
| 2.2 Technischer Aufbau des EMG-Messgerätes    | 12 |
| 2.2.1 Vorverstärker                           | 12 |
| 2.2.2 Signalgenerator                         | 13 |
| 2.3 Funktionstest der Schaltung               | 15 |
| 2.4 Messung der EMG-Signale                   | 17 |
| 2.5 Ergebnis der Messungen                    | 21 |
| 3. Stückliste                                 | 22 |
| 4. Zusammenfassung und Danksagung             | 24 |
| 5. Literaturverzeichnis                       | 25 |

## Abbildungsverzeichnis

|  |    |
|--|----|
| Abbildung 1 Schematische Darstellung einer Feindrahtelektrode                  | 6  |
| Abbildung 2 Mehrwegelektrode und Einwegelektroden                              | 7  |
| Abbildung 3 Einbringen einer Fine-Wire-Elektrode in den Muskel                 | 8  |
| Abbildung 4 Oberflächen-EMG an der rechten Hand                                | 9  |
| Abbildung 5 Vorverstärkerschaltung in Orcad                                    | 13 |
| Abbildung 6 Schaltung des Signalgenerators in Orcad                            | 14 |
| Abbildung 7 Schaltungsaufbau auf einem Steckbrett                              | 15 |
| Abbildung 8 Schaltungsaufbau auf einer Lochrasterplatine                       | 16 |
| Abbildung 9 Oszi-Anzeige bei nicht angespanntem Unterarm                       | 19 |
| Abbildung 10 Oszi-Anzeige bei leicht angespanntem Unterarm                     | 19 |
| Abbildung 11 Oszi-Anzeige bei stark angespanntem Unterarm                      | 20 |
| Abbildung 12 Oszi-Anzeige am Rechteckgenerator mit $200\mu\text{s}/\text{div}$ | 20 |
| Abbildung 13 Fertig aufgebautes EMG-Messgerät                                  | 21 |

# 1. Aufgabenstellung

## 1.1 Thema dieser Studienarbeit

Der Inhalt dieser Studienarbeit befasst sich mit der Entwicklung und dem Aufbau einer elektronischen Schaltung, um die elektrischen Signale in den Muskeln des Körpers zu messen. Die Ausgabe der gemessenen Signale soll akustisch über einen Lautsprecher und optisch über ein Oszilloskop erfolgen.

## 1.2 Elektro-Myographie (EMG)

Die Elektro-Myographie ist ein technisches Untersuchungsverfahren, bei dem die natürliche, elektrische Aktivität eines oder mehrerer Muskeln gemessen wird. Sie gibt Hinweise darauf, ob der Muskel selbst erkrankt ist oder der Nerv, der diesen Muskel mit Informationen versorgt, nicht ausreichend funktioniert. Dies äußert sich durch eine nicht mehr vollständige oder zu langsame Übertragung der Signale.

## 1.3 Funktionsweise der EMG

Das der Elektromyographie zugrundeliegende Signal entsteht durch Potentialänderungen an der Muskelfaseroberfläche, die durch sogenannte De- und Repolarisationsvorgänge entstehen. Diese Potentialänderungen werden auch Aktionspotentiale (APs) genannt. Bei Erregung einer Muskelzelle, etwa über die motorische Endplatte, öffnen

sich Ionenkanäle und führen zu einer kurzzeitigen (ca. 1 ms) und lokalen Umkehr des Membran-potentials. Diese Potentialänderung ist messbar. Die Erfassung der an der Muskelfaseroberfläche ablaufenden Aktionspotentiale kann durch, an der Haut befestigte, Oberflächenelektroden oder durch Fine-Wire-Elektroden und Nadelelektroden, die in den zu untersuchenden Muskel eingestochen werden, erfolgen:

- **Fine-Wire-EMG**

Fine-Wire-Elektroden (Abb. 1) werden angewendet, wenn die Erfassung tiefer / überlagerter Muskeln angestrebt wird. Damit ist auch eine gezieltere Messung der Aktionspotentiale möglich. Nach dem gleichen Prinzip funktionieren auch Nadelelektroden, diese sind jedoch im Vergleich zu den Fine-Wire-Elektroden nicht flexibel und somit nachteilig bei Muskelbewegungen.

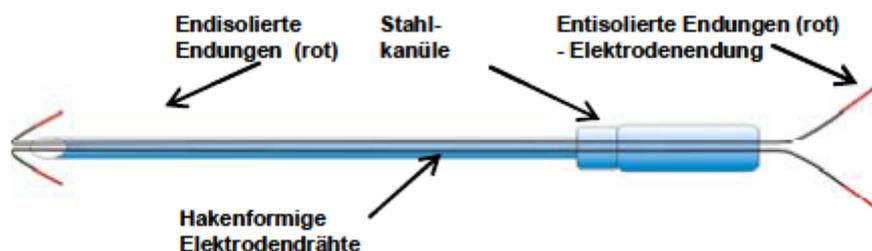


Abbildung 1: Schematische Darstellung einer Feindrahtelektrode

- **Oberflächen-EMG**

Oberflächenelektroden werden eingesetzt, wenn der Muskel direkt unter der Oberfläche liegt, beispielsweise bei der Zunge. Hierbei werden Silber/Silberchloridbasierte Einweg- oder Mehrwegelektroden (Abb. 2) am häufigsten benutzt. Zur genauen Untersuchung des Muskels sind diese Elektroden aber weniger geeignet, weil sie die

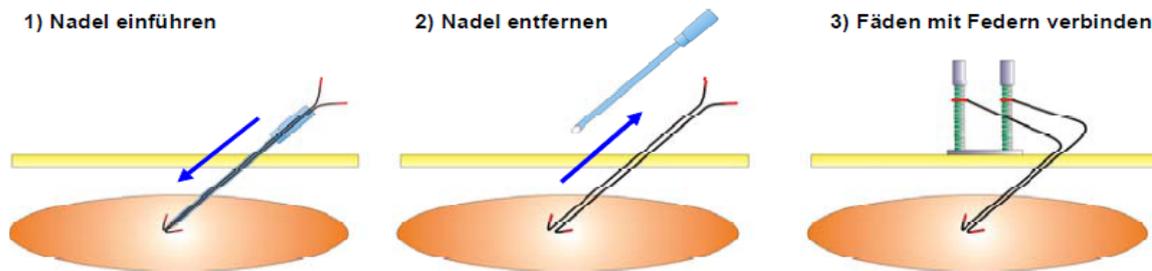
Aktivität vieler Muskelfasern gleichzeitig erfassen und so keine genaue Wiedergabe einzelner Aktionspotentiale möglich ist. Auf Grund der Überlagerung sehr vieler solcher Potentiale zeigt sich ein chaotisches Signalmuster und man misst einen Mittelspannungswert der die Summe der einzelnen Aktionspotentiale jeder Muskelfaser darstellt. Diese EMG-Spannung steigt, wenn die De- und Repolarisationsvorgänge (und damit die Aktionspotentiale) zunehmen. Eine Zunahme verursacht eine stärkere Muskelkontraktion, weil dadurch mehr Muskelfasern angesprochen werden. Ist der Muskel entspannt, ist die AP-Frequenz und damit die mittlere EMG-Spannung niedrig.



Abbildung 2: Mehrwegelektrode (links) und Einwegelektroden (rechts)

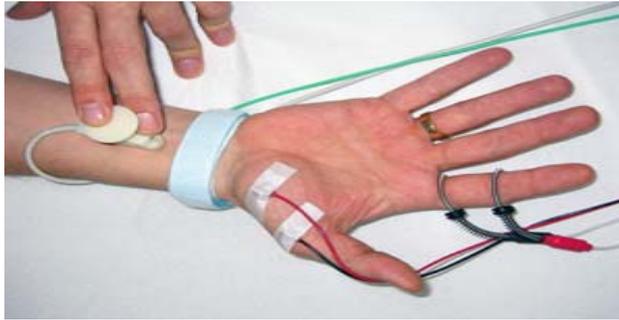
#### 1.4 Durchführung der EMG-Messung

Die zu untersuchende Person sollte so entspannt wie möglich sein. Bei einem Nadel- oder Fine-Wire-EMG muss die Hautstelle desinfiziert werden. Die sterilisierten Einfaden- oder Dualfäden werden mittels Einstichkanüle in das Muskelgewebe eingeführt, anschließend wird die Nadel wieder herausgezogen und die Messdrähte an metallischen Kontaktfedern verbunden (Abb. 3). Die korrekte Lokalisierung kann mit Ultraschall oder Elektrostimulation kontrolliert werden.



**Abbildung 3: Einbringen einer Fine-Wire-Elektrode ins Muskelgewebe**

Bei einem Oberflächen-EMG (Abb. 4) werden 3 Oberflächenelektroden benötigt, wobei auf die Haut direkt über dem entsprechenden Muskel 2 platziert werden müssen. Der Abstand zwischen den Elektroden sollte möglichst gering (wenige cm) sein, um wirklich nur die gewünschte Muskelregion zu erfassen. Zusätzlich wird noch eine Referenzelektrode benötigt, die möglichst an elektrisch unbeteiligten Arealen befestigt werden sollte, wie beispielsweise Gelenke, knöcherne Bereiche, Stirn. Ein Klebeleitgel ist bei Mehrwegelektroden die beste Möglichkeit für eine Befestigung auf der Haut. Bei Einwegelektroden ist dies nicht notwendig, da sie selbstklebend sind. Vorher sollte die Haut mit einer speziellen abrasiven Paste gereinigt werden um einen besseren Impedanzwert der Haut zu erzielen. Je niedriger dieser Wert ist, desto besser. Ein Hautimpedanzwert im Bereich von weniger als 50 KOhm ist empfehlenswert, jedoch nicht immer erreichbar. Wenn die Elektroden auf der Haut befestigt worden sind dauert es normalerweise bis zu 5 Minuten um einen elektrisch stabilen Zustand zu erreichen. In der ersten Minute kann die Impedanz um bis zu 50% fallen, bedingt durch chemische Reaktionen in den beteiligten Hautschichten. Nun muss der Muskel zunächst leicht und dann voll angespannt werden. Durch eine elektronische Schaltung wird das Signal der Elektrode weiterverarbeitet. Auf diese Schaltung werde ich später noch genauer eingehen.



**Abbildung 4: Oberflächen-EMG an der rechten Hand**

In dieser Studienarbeit werde ich meine Messungen mit Oberflächen-Elektroden durchführen, da ich mich auf die Messung der obersten Muskelbereiche beschränke. Außerdem wird bei Anwendung von Fine-Wire-Elektroden die Aufsicht eines Arztes empfohlen, was den Messaufwand unverhältnismäßig erhöhen würde.

## 2. Entwicklung und Aufbau des EMG-Messgerätes

### 2.1 Anforderungen an das Gerät

#### 1. Geometrie

- Das fertige Gerät soll handlich und tragbar sein, deswegen dürfen die Abmessungen nicht größer als 300mmx150mmx60mm betragen und das Gewicht nicht mehr als 2 Kg sein.
- Die für die Messung benötigten 3 Elektroden müssen außen angeschlossen werden können, um so ein leichtes wechseln zu gewährleisten.
- Außer der Platine müssen auch die Batterien intern untergebracht werden können und sicher befestigt sein.

#### 2. Kräfte

- Die Anschlußklemmen der Batterien und der Elektroden sollten mit einer Kraft von maximal 5 N befestigt werden können, damit ein einfaches Wechseln gewährleistet ist.

#### 3. Energie

- Da das Gerät tragbar sein soll, erfolgt die Stromversorgung durch Batterien.

#### 4. Stoffe

- Das Gehäuse sollte aus Kunststoff bestehen, aufgrund des Gewichts. Außerdem sollte es keine schädlichen Stoffe enthalten.
- Eine Hartpapier-Lochrasterplatine ist für die Schaltung wünschenswert.

#### 5. Sicherheit

- Aus Sicherheitsgründen dürfen nur Batterien für die Versorgung der Schaltung verwendet werden, eine andere Stromversorgung ist nicht zulässig.

#### 6. Wartung

- Die Batterien müssen bei nachlassender Leistung gewechselt werden können, vorzugsweise ohne das ganze Gehäuse zu öffnen, deswegen wäre ein Batteriedeckel wünschenswert.
- Die Elektroden sollten auswechselbar sein, ohne dass das Gehäuse dafür geöffnet werden muss.

## 2.2 Technischer Aufbau des EMG-Messgerätes

Für die Realisierung einer EMG-Schaltung werden ein Vorverstärker und ein Signalgenerator benötigt. Den Aufbau werde ich nun genauer beschreiben.

### 2.2.1 Vorverstärker

Der Eingang des Vorverstärkers besteht aus zwei NPN Transistoren T1 und T2, die als Differenzverstärker geschaltet sind, sowie den Widerständen R1 bis R6 und R15 und den Kondensatoren C1 und C4. An die Basis von T1 wird die Elektrode E1 als Pluseingang angeschlossen und an die Basis von T2 die Elektrode E2 als Minuseingang. Die Kondensatoren C1 und C4 dienen der gleichspannungsmäßigen Entkopplung der Eingangsschaltung. Die Bezugselektrode wird mit E0 bezeichnet. Der Eingangswiderstand der Schaltung ergibt sich aus den beiden Widerständen R1 und R6. Der Differenzverstärker OP4 dient als frequenzselektiver Verstärker zur Unterdrückung von höheren Frequenzen. Er verstärkt das Signal um den Faktor 100. Über den nachfolgenden nichtinvertierenden Verstärker OP1 ist eine zusätzliche Wechselspannungsverstärkung von 1 bis etwa 100 möglich. Durch den Kondensator C7 wird eine Verstärkung der Gleichspannung verhindert, deswegen ist trotz hoher Verstärkung kein Offsetabgleich erforderlich. Die beiden hintereinander geschalteten Operationsverstärker OP3 und OP2 dienen als Tiefpassfilter 4. Ordnung und haben eine Grenzfrequenz von etwa 25 Hz. Der Grund für diesen Filter ist die 50Hz-Brummspannung, die möglicherweise aus dem Lichtnetz einstreut. Der Filter unterdrückt diese Spannung. Die Gesamtverstärkung des Vorverstärkers lässt sich mit dem Potentiometer

P1 um den Faktor 500 bis 40000 einstellen. Die Verstärkung sollte jedoch nicht zu hoch eingestellt werden, da sonst die Gesamtschaltung zum Schwingen neigt. Das kann auch auftreten wenn die Eingangssignale zu hoch sind. Der Verstärker ist notwendig aufgrund der niedrigen Rohsignale (bestenfalls  $100\mu\text{V}$ ), die von den Elektroden erfasst werden und zur Unterdrückung von Störungsfaktoren.

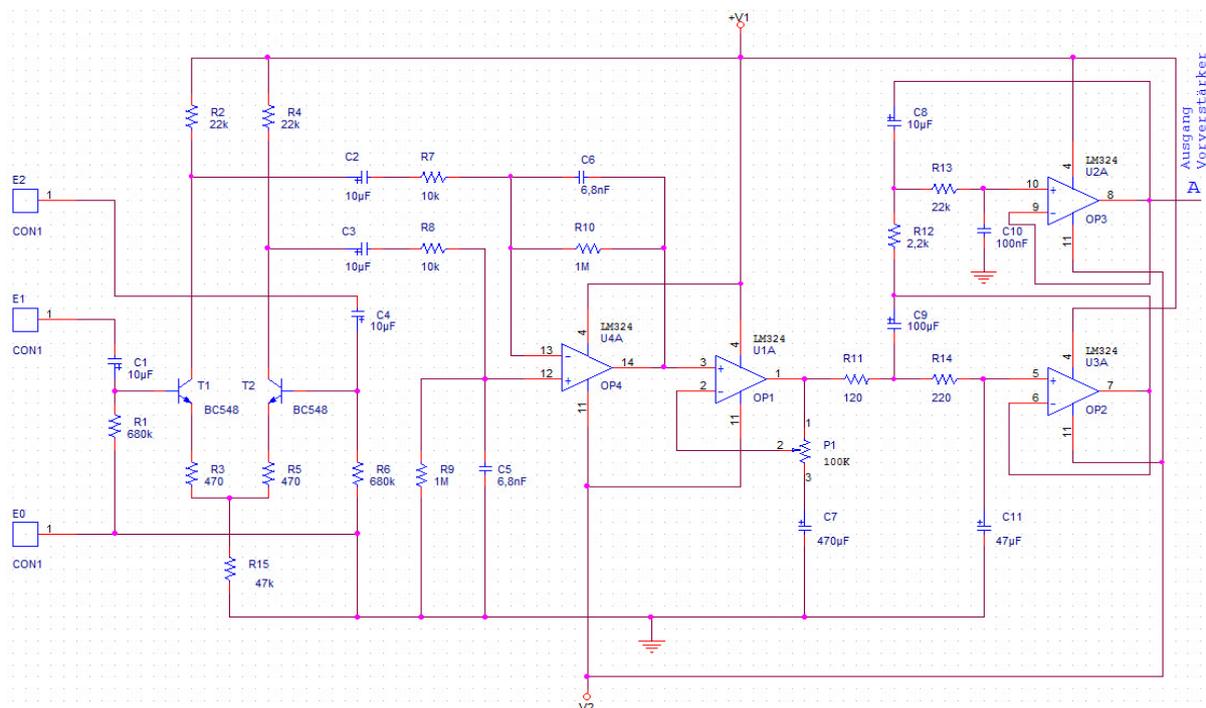


Abbildung 5: Vorverstärkerschaltung in Orcad

### 2.2.2 Signalgenerator

Das Signal des Vorverstärkers wird über den Kondensator C1 und den Widerstand R1 differenziert an den nichtinvertierenden Komparator OP1 weitergeleitet. Mit dem Potentiometer P2 ist es möglich die Triggerschwelle des Komparators einzustellen. Über die LED D1 kann sie kontrolliert werden. Auf den Komparator folgt der Rechteckgenerator OP3, der über die Diode D2 gesteuert wird: liegt am Eingang des

Komparators ein positives Signal an, das die Triggerschwelle überschreitet, wird am Komparatorausgang ein positives Ausgangssignal erzeugt, dadurch sperrt die Diode D2 und der Rechteckgenerator schwingt. Über R6 und C3 wird sein Signal an den Lautsprecher übertragen. Wenn das Eingangssignal die Triggerschwelle des Komparators nicht überschreitet ist der Komparatorausgang negativ, wodurch die Diode D2 leitet. Dies hat zur Folge das der Kondensator C2 kurzgeschlossen wird, wodurch der Generator nicht schwingt und somit auch kein Rechtecksignal erzeugt. Als Versorgungsspannung für den Signalgenerator und den Vorverstärker wird eine bipolare Spannungsquelle benötigt um eine positive und eine negative Spannung zu erzeugen für die Operationsverstärker. Zwei 9V Batterien sind dafür geeignet.

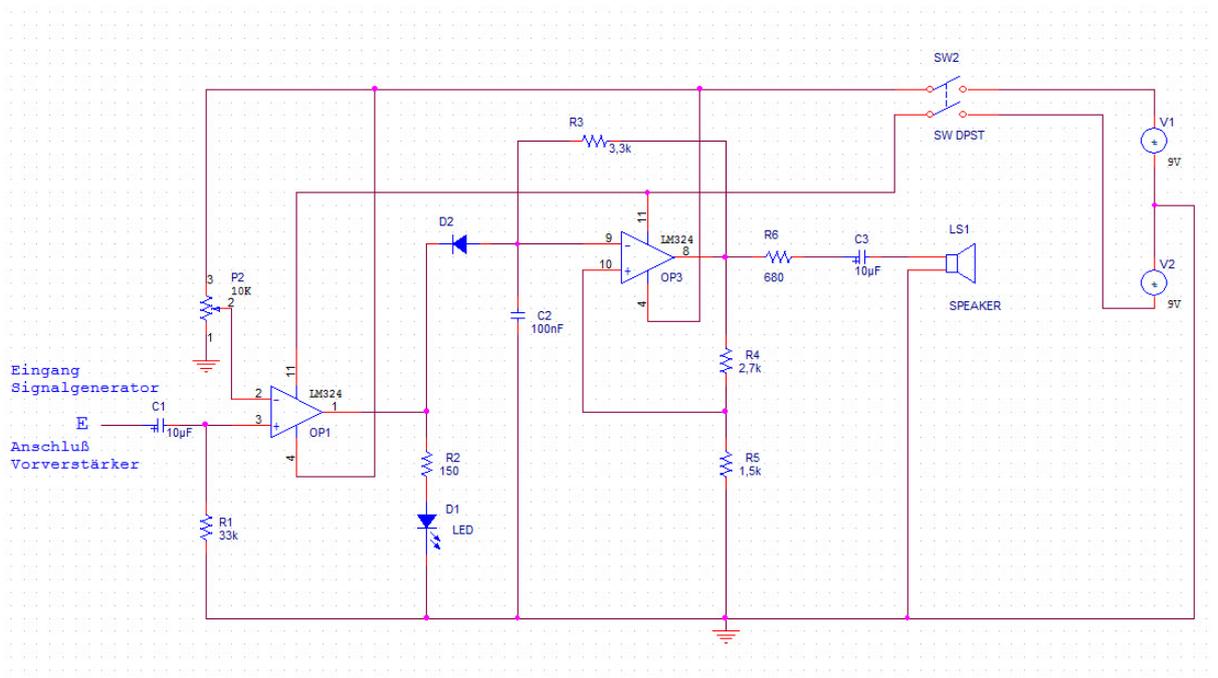


Abbildung 6: Schaltung des Signalgenerators in Orcad

## 2.3 Funktionstest der Schaltung

Da ich nun die Schaltung in Orcad erstellt hatte, konnte ich sie auf einem Steckbrett (Abb. 7) aufbauen, um zu überprüfen ob sie funktionstüchtig ist. Nachdem ich alle Bauteile und Kabel angeschlossen hatte, mussten nur noch die Elektroden und die Batterien mit der Schaltung verbunden werden. Nun befestigte ich die Elektroden am linken Unterarm (auf die genaue Anordnung gehe ich später noch ein) und schaltete den Versuchsaufbau ein. Nach einiger Justierung an den beiden Potentiometern konnte ich dann auch schon ein erstes Signal über den Lautsprecher wahrnehmen. Als ich meinen Arm anspannte wurde das Signal immer öfter hörbar, was auf eine vermehrte Aktionspotentialfrequenz hindeutet. Somit kam ich zu dem Entschluss dass der Schaltungsaufbau funktionieren sollte.

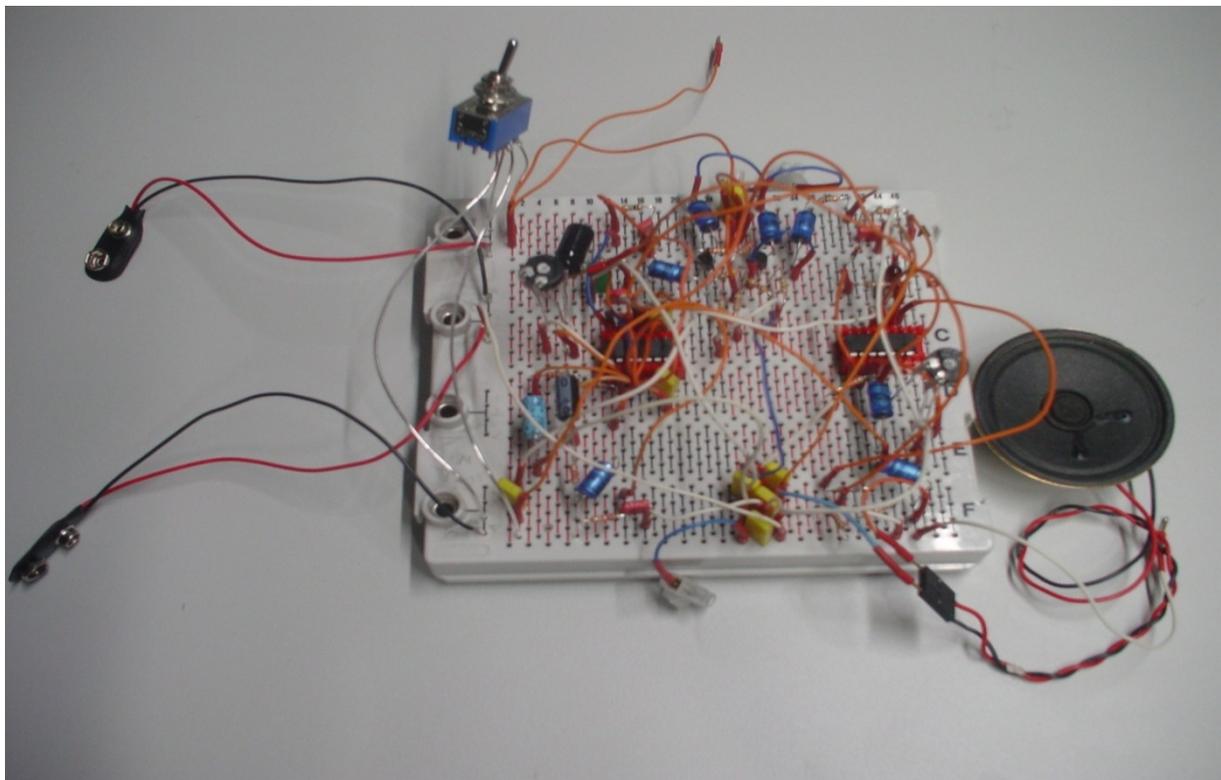


Abbildung 7: Schaltungsaufbau auf einem Steckbrett

Nachdem ich die Schaltung mit dem Steckbrett erfolgreich getestet hatte, baute ich Sie auf einer Lochrasterplatine auf. Die Platine habe ich dann in ein Gehäuse eingebaut um sie vor äußeren Kräften und elektronischer Strahlung besser zu schützen. In das Gehäuse konnte ich auch die Batterien unterbringen. Die Bedienelemente (2 Potentiometer und 1 Schalter) der Schaltung und die Anschlüsse für die Elektroden und das Oszilloskop, sowie die LED, zur Kontrolle der Triggerschwelle, habe ich an der Gehäusewand befestigt. Den Lautsprecher habe ich direkt auf die Platine gelötet. Da das Gehäuse auch über einen Batteriedeckel verfügt, ist ein Batteriewechsel ohne Öffnung des Gehäuses nach der Fertigstellung möglich.

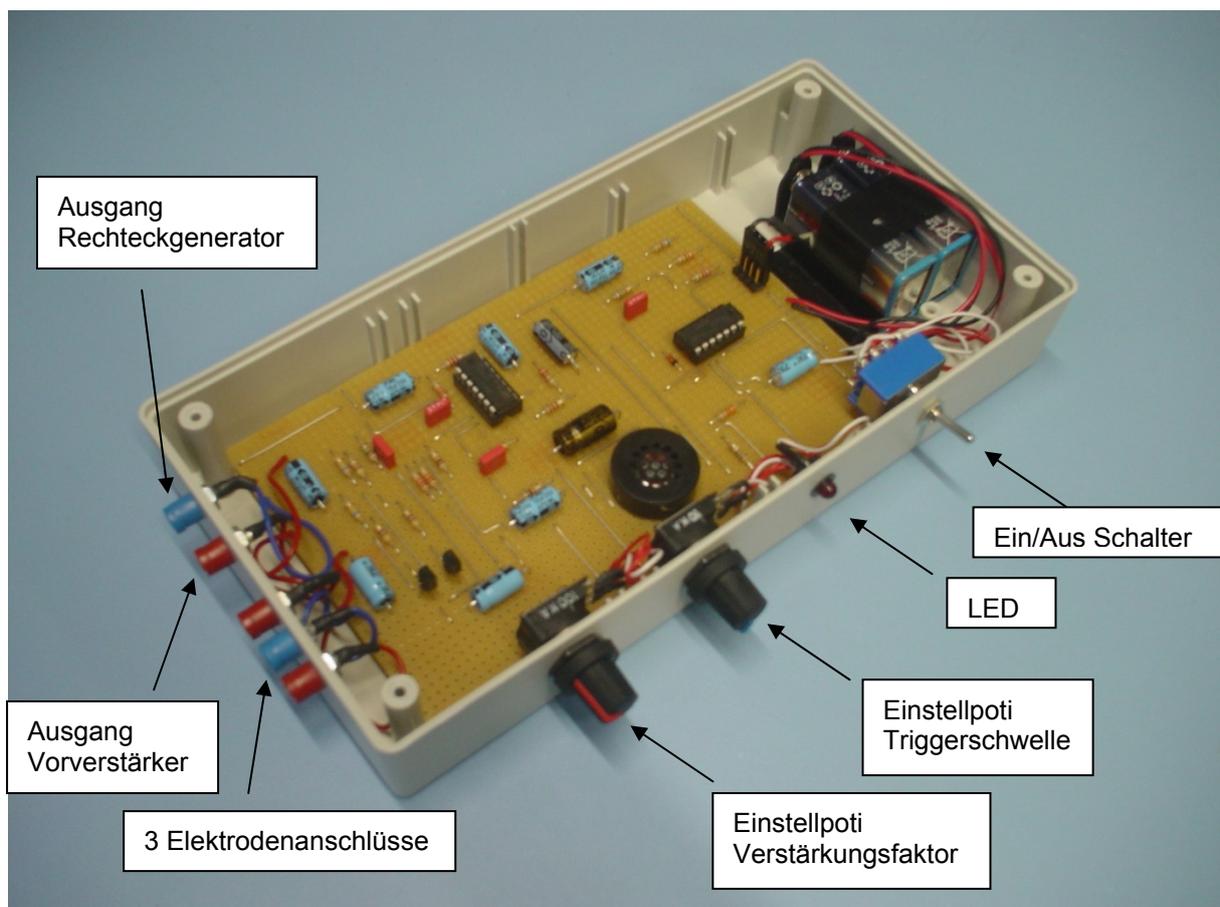


Abbildung 8: Schaltungsaufbau auf einer Lochrasterplatine im offenen Gehäuse

## 2.4 Messung der EMG-Signale

Um die elektrische Aktivität in den Muskeln zu messen benötigt man, wie ich bereits erwähnt habe, 3 Elektroden. Da der Einsatz von Fine-Wire-Elektroden zu aufwändig ist, bzw. nur unter ärztlicher Überwachung durchgeführt werden sollte, machte ich meine Messungen mit den einfacher zu handhabenden Oberflächenelektroden. Als Messobjekt nutzte ich meinen linken Unterarm. Die Elektroden habe ich nach folgender Anordnung platziert: Elektrode E1 ca. fünf Zentimeter vom Handgelenk entfernt und Elektrode E2 etwa fünf Zentimeter vom Ellenbogen entfernt, beide Elektroden auf der Außenseite des Arms. Die Bezugselektrode E0 befindet sich auf der Innenseite des Unterarms etwa in der Mitte zwischen den beiden Elektroden E1 und E2. Zur Hautvorbereitung bzw. Reinigung habe ich eine abrasive Reinigungspaste verwendet und zum Befestigen ein spezielles Haftleitgel, außerdem noch zusätzlich etwas Klebeband. Aufgrund des niedrigen Signalbereichs von wenigen Mikrovolt kann das EMG-Signal von diversen externen Störsignalen beeinflusst werden. So sollte es vermieden werden in Herznähe zu messen, da EKG-Artefakte die Messung beeinflussen bzw. verfälschen können. Zusätzlich können nicht ausreichend geerdete elektrische Geräte in der Nähe zu einem Nulllinien-Rauschen führen. Es ist wichtig dass man bei der Messung entspannt ist, da sonst keine einwandfreie Messung möglich ist. Die meiste Frequenzleistung des EMGs findet man bei 10 bis 250 Hz. Nachdem die Elektroden nun richtig befestigt waren, wartete ich noch ca. 5 Minuten, weil sich in dieser Zeit der Impedanzwert zwischen der Haut und den Elektroden noch verringern kann. Nun schaltete ich das EMG-Messgerät ein und stellte mit dem Potentiometer P1 des Vorverstärkers

etwa die Hälfte (Faktor 20000) der möglichen Verstärkung ein. Mit dem Potentiometer P2 des Signalgenerators stellte ich die Triggerschwelle so ein, das bei entspanntem Arm noch kein Signal im Lautsprecher zu hören war. In diesem Zustand ist erwartungsgemäß noch kein Signal auf dem Oszilloskop, außer einem kleinen Grundrauschen, zu sehen (Abb. 9). Daraufhin habe ich den Arm nur leicht angespannt, was dazu führte das im Lautsprecher ab und zu ein Tonsignal zu hören war. Mit dem Oszilloskop habe ich dann das Signal am Vorverstärkerausgang und am Rechteckgenerator gemessen. Am Vorverstärkerausgang wird die Potentialdifferenz zwischen den Elektroden als ein bipolares Signal mit symmetrischer Verteilung von negativen und positiven Signalamplituden (ihr Mittelwert beträgt Null) gemessen (Abb. 10 grüne Linie). Am Rechteckgenerator wird ein Rechtecksignal erzeugt wenn sich ein Signal am Vorverstärkerausgang befindet und es die Triggerschwelle des Komparators überschreitet (Abb. 10 gelbe Linie). Nur dann ist auch ein Signal im Lautsprecher hörbar. Wenn der linke Unterarm nun stärker angespannt wird erhöht sich die Amplitude des gemessenen Signals (Abb. 11 grüne Linie) und damit auch die Frequenz des Rechtecksignals, weil die Triggerschwelle des Komparators nun öfter überschritten wird. In Abbildung 12 ist das Rechtecksignal noch besser zu erkennen aufgrund einer niedrigeren Einstellung des Zeitbereichs ( $200\mu\text{s}/\text{div}$ ) vom Oszilloskop. Der Zeitbereich gibt an ob die Muskelfasern synchron entladen (repolarisiert) werden. Dies ist der Fall wenn die Amplitude des Vorverstärkerausgangssignals zu jeder Zeit möglichst gleich groß ist.

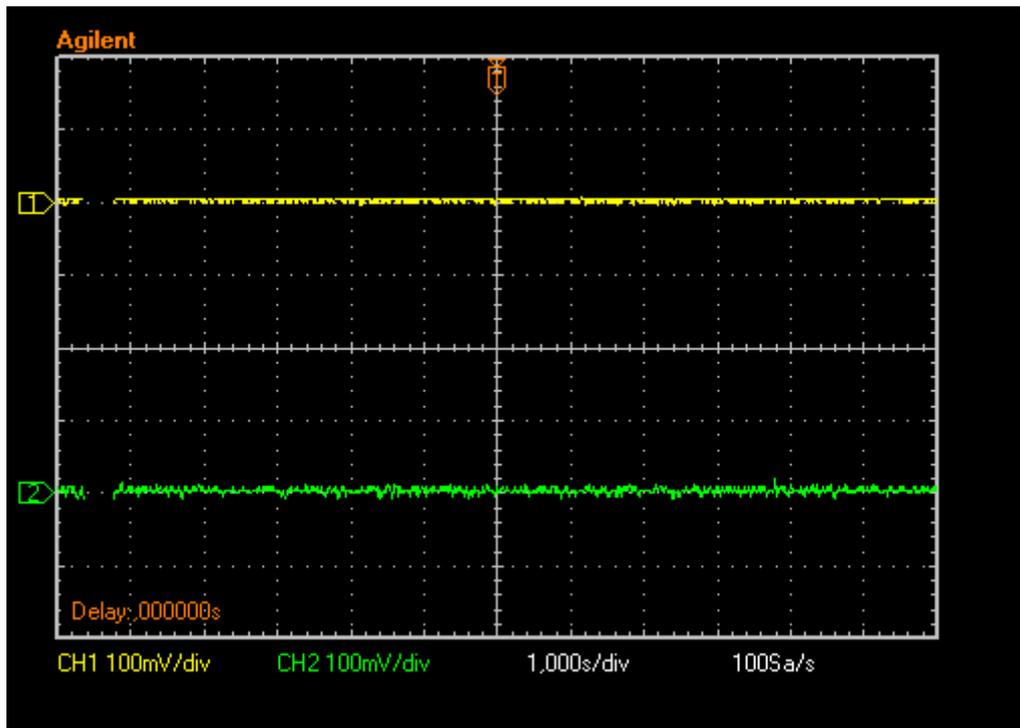


Abbildung 9: Anzeige des Oszilloskops bei nicht angespanntem Unterarm am Rechteckgenerator (gelb) und am Vorverstärkerausgang (grün)

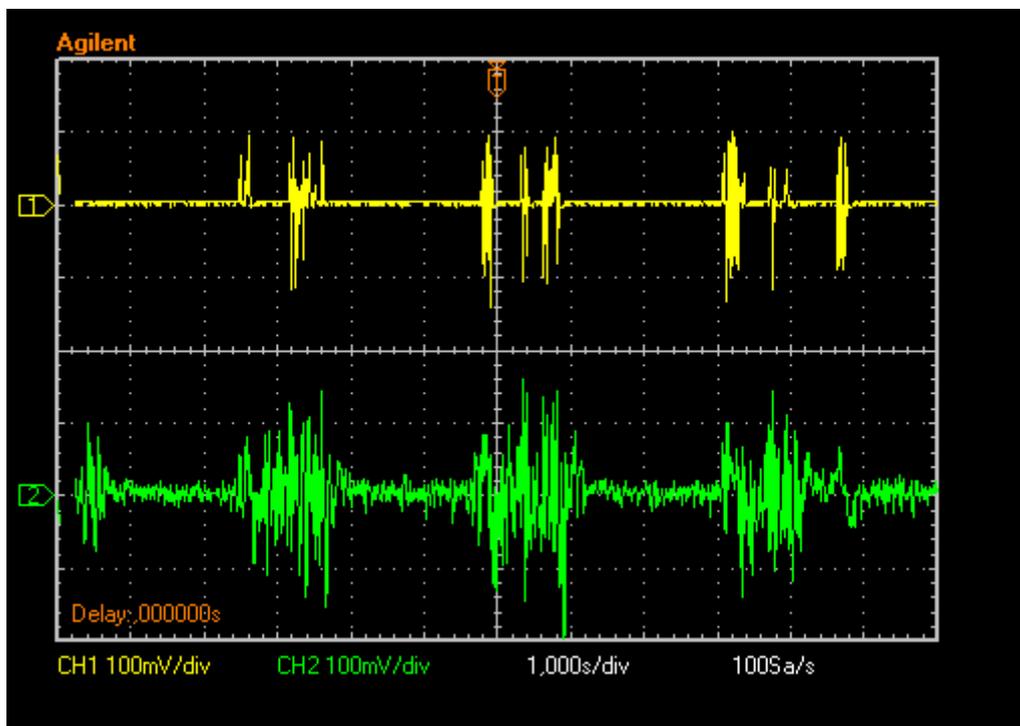


Abbildung 10: Oszilloskopanzeige am Rechteckgenerator (gelb) und am Vorverstärkerausgang (grün) bei leichter Muskelanspannung

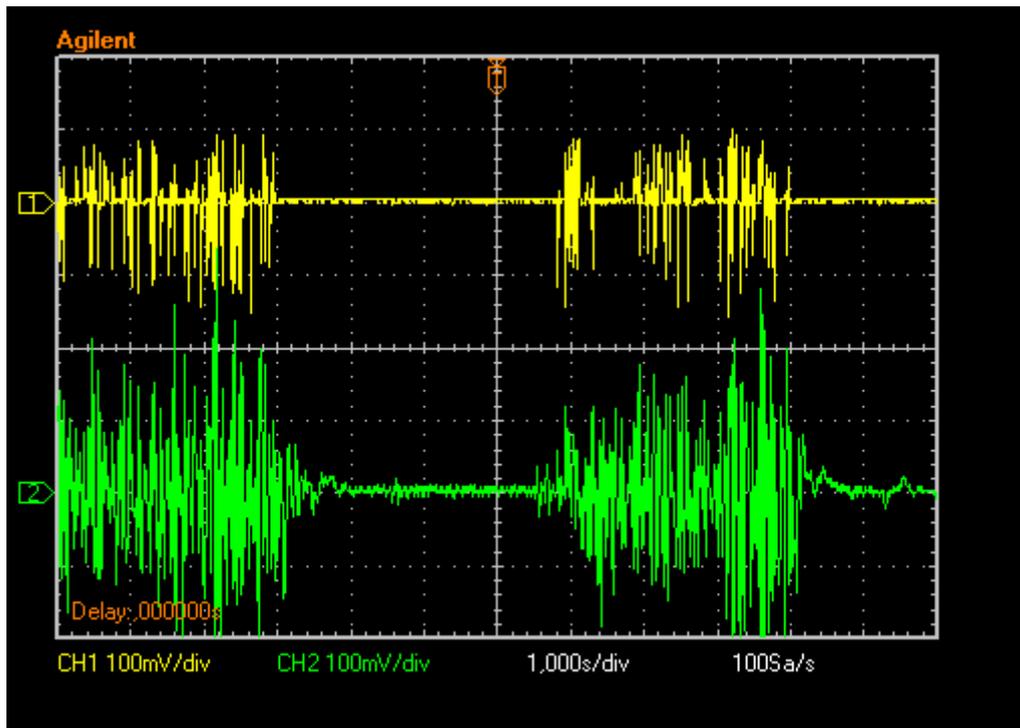


Abbildung 11: Oszilloskopanzeige am Rechteckgenerator (gelb) und am Vorverstärkerausgang (grün) bei starker Muskelanspannung

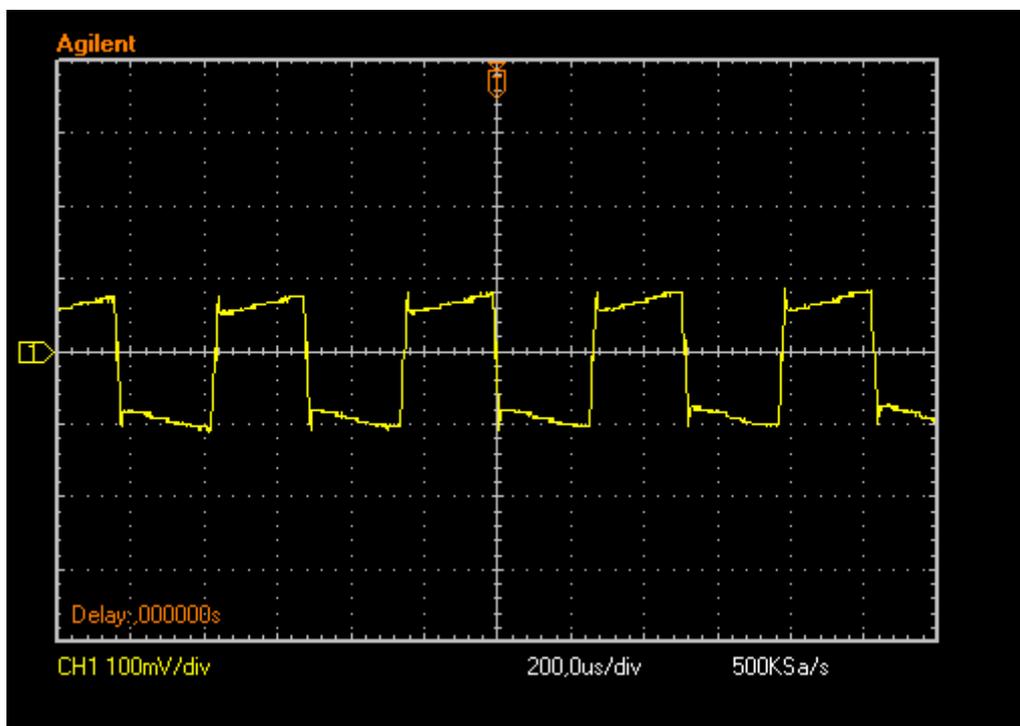


Abbildung 12: Oszilloskopanzeige am Rechteckgenerator bei 200,0µs/div

## 2.5 Ergebnis der Messungen

Das Ergebnis dieser Messungen zeigt, dass die Stärke der Muskelkontraktion abhängig ist von der Summe der beteiligten Muskelfasern bzw. deren Aktionspotentialen. Das gemessene, verstärkte und gefilterte Signal am Vorverstärkerausgang ist ein überlagertes zusammengefasstes Interferenzsignal, das sich aus den einzelnen Aktionspotentialen ergibt. Je mehr dieser APs zwischen den Elektroden erfasst werden, desto größer ist auch die Amplitude. Somit ist eine Messung des EMG-Signals mit dem entwickelten EMG-Messgerät möglich.

Das nun fertig aufgebaute und funktionstüchtige EMG-Messgerät ist auf folgendem Bild zu sehen:

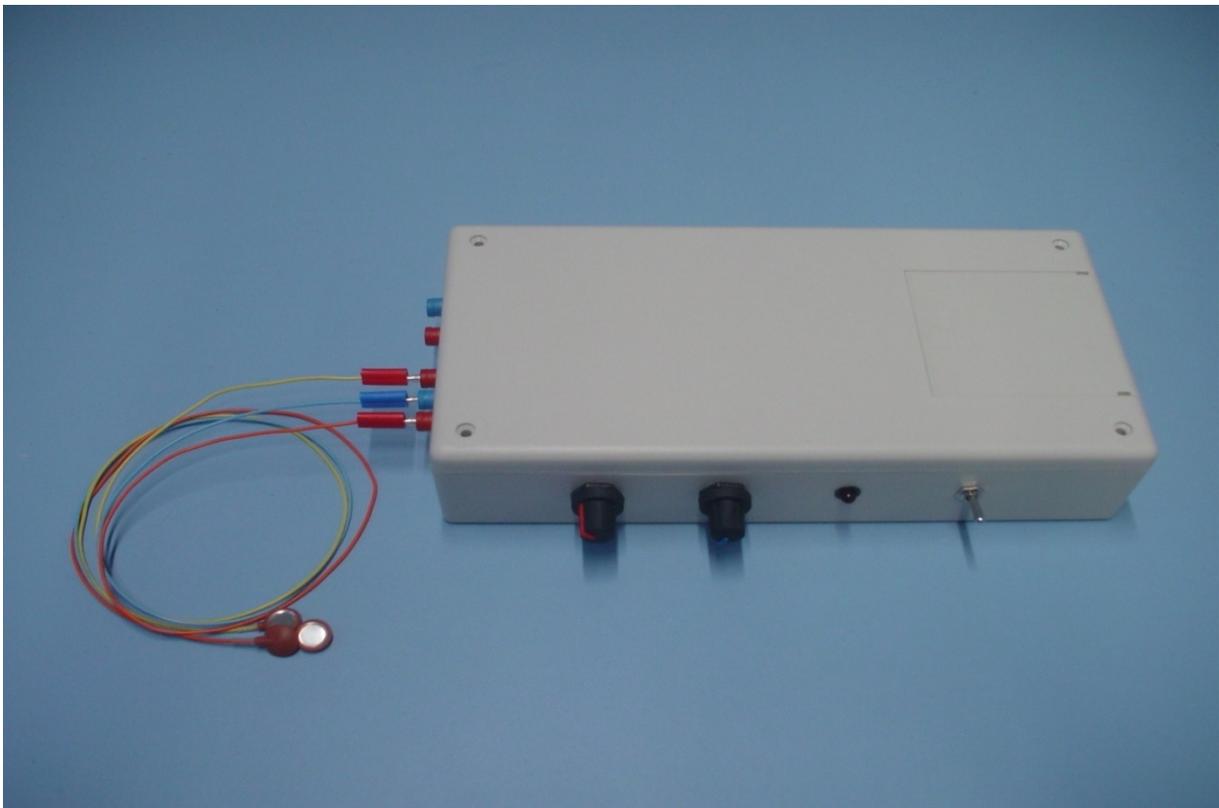


Abbildung 13: Fertig aufgebautes EMG-Messgerät

### 3. Stückliste

Um den Kostenrahmen möglichst niedrig zu halten, habe ich für das EMG-Messgerät einfache elektronische Bauteile benutzt, die überall im Fachhandel erwerblich sind. Auf einer Lochrasterplatine habe ich die Schaltung aufgebaut. Bei den 3 Elektroden handelt es sich um Reinsilber-Oberflächenableitelektroden des Herstellers „Nihon-Koden“. Das Gehäuse ist ein Universal-Gehäuse des Herstellers „Hammond-Manufacturing“. Für die bipolare Versorgungsspannung werden 2 9V-Block-Batterien eingesetzt.

#### *Stückliste Vorverstärker:*

##### Widerstände:

2x 680K $\Omega$   
3x 22K $\Omega$   
2x 470 $\Omega$   
2x 10K $\Omega$   
2x 1M $\Omega$   
1x 120 $\Omega$   
1x 2,2K $\Omega$   
1x 220 $\Omega$   
1x 47K $\Omega$

##### Kondensatoren:

5x Elko 10 $\mu$ F/16V  
2x Folienkondensator 6,8nF/50V  
1x Folienkondensator 100nF/50V  
1x Elko 470 $\mu$ F/10V  
1x Elko 100 $\mu$ F/16V  
1x Elko 47 $\mu$ F/10V

##### sonstige Bauteile:

1x Potentiometer 100 K $\Omega$  linear  
2x npn-Transistor BC548A  
1x IC LM324N  
1x IC Fassung 14polig

### Stückliste Signalgenerator:

#### Widerstände:

- 1x 33K $\Omega$
- 1x 150 $\Omega$
- 1x 3,3K $\Omega$
- 1x 2,7K $\Omega$
- 1x 1,5K $\Omega$
- 1x 680 $\Omega$

#### Kondensatoren:

- 2x Elko 10 $\mu$ F/16V
- 1x Folienkondensator 100nF/50V

#### Sonstige Bauteile:

- 1x Siliziumdiode 1N4148
- 1x LED, rot 5mm
- 1x IC LM324N
- 1x IC Fassung 14polig
- 1x Kippschalter 2xEin
- 1x Lautsprecher 8  $\Omega$
- 1x Potentiometer 10K $\Omega$  linear

## 4. Zusammenfassung und Danksagung

Als Fazit dieser Studienarbeit ist folgendes zu nennen:

Das Ziel ein funktionstüchtiges EMG-Messgerät zur Erfassung der elektrischen Aktivität bzw. der Aktionspotentiale zu entwickeln und aufzubauen ist nach den erfolgten Messungen als erreicht anzusehen. Eine akustische und optische Wiedergabe des Messsignals ist mit dem aufgebauten EMG-Messgerät ohne weiteres möglich. Somit ist das Gerät für die Messung der EMG-Signale verwendbar.

An dieser Stelle möchte ich mich bei Herrn Schießle für dieses sehr interessante und lehrreiche Thema bedanken.

## 5. Literaturverzeichnis

|                         |                                 |
|-------------------------|---------------------------------|
| Skript Elektronik 1-3   | Prof. Dipl.-Ing. Friedrich Wolf |
| Anleitung Cadence Orcad | Prof. Dr.-Ing. Jürgen Baur      |
| Studienarbeit           | Konstantin Haag                 |
| EMG-Fibel               | Peter Konrad                    |

### Internetseiten

[www.netdokter.de](http://www.netdokter.de)

[www.wikipedia.de](http://www.wikipedia.de)

[www.elektronik-kompodium.de](http://www.elektronik-kompodium.de)

[www.conrad.de](http://www.conrad.de)

[www.reichelt.de](http://www.reichelt.de)

[www.schreiber-tholen.de](http://www.schreiber-tholen.de)