

UNIVERSITÄT REGENSBURG

F-PRAKTIKUM

Operationsverstärker



Korbinian Baumgartner und Jonas Schambeck

21. August 2019

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	3
2	Vorbereitung	4
2.1	Der Operationsverstärker	4
2.1.1	Allgemeines	4
2.1.2	Invertierender Verstärker	5
2.1.3	Nichtinvertierender Verstärker	5
2.1.4	Realer/idealer OPV	6
2.1.5	Impedanzwandler	6
2.1.6	Analog-Digital-Wandler	7
2.1.7	Hoch- und Tiefpassschaltungen	8
2.1.8	Fouriertransformation	10
2.1.9	Technische Herausforderungen bei der Aufnahme von Elektrokar- diogrammen	11
3	Versuchsdurchführung	12
3.1	Testschaltungen	12
3.1.1	Verstärkungsfaktor einer nicht-invertierenden Schaltung	12
3.1.2	Frequenzfilter	15
3.2	EKG Schaltung	16
4	Fazit	19

1 Einleitung

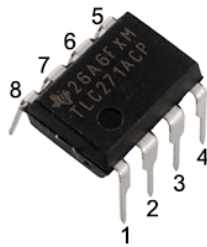
In der modernen experimentellen Physik haben nahezu alle Messtechniken, egal ob in der Teilchen-, Atom-, oder Festkörperphysik, eine Gemeinsamkeit: die im Experiment untersuchten Effekte werden umgewandelt in Spannungs- oder Stromsignale. Eine weitere Gemeinsamkeit ist die digitale Erfassung und Weiterverarbeitung der Messwerte mit Computerunterstützung. Die Schnittstellen zwischen der „analogen“ Welt und der digitalen Datenerfassung und Verarbeitung sind typischerweise Verstärkersysteme, in denen die Messsignale aufbereitet werden, und Analog-Digital-Wandlerkarten. Im Rahmen des Praktikums soll anhand eines Beispiels gezeigt werden, wie mithilfe von Operationsverstärkern und Frequenzfiltern reale Messsignale so konditioniert werden können, dass sie mit einem A/D-Wandler aufgenommen werden können. Als Signalquelle dienen dabei die Versuchsteilnehmer selbst: die schwachen elektrischen Signale, die den Herzschlag eines Menschen begleiten, werden mittels Elektroden an den Armen abgegriffen. Ziel des Praktikumsversuchs ist der schrittweise Aufbau eines Verstärkersystems zur Messung eines Elektrokardiogramms.

2 Vorbereitung

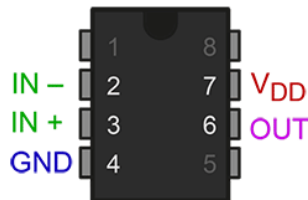
2.1 Der Operationsverstärker

2.1.1 Allgemeines

Foto des Bauteils



Schema von oben



Schaltsymbol

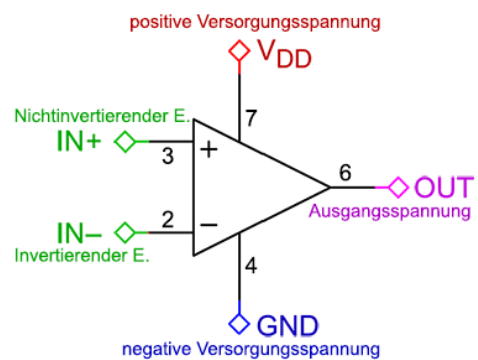


Abbildung 2.1: Der Operationsverstärker

OPV besitzen i. A. fünf entscheidende Ein- und Ausgänge. Einen sog. invertierenden Eingang (-), einen sog. nicht invertierenden Eingang (+), einen Ausgang und Anschlüsse für die Versorgungsspannung. OPV können sehr hohe Spannungsverstärkungen (10^5 bis 10^6), sehr hohe Eingangsimpedanzen (108Ω) und sehr geringe Ausgangsimpedanzen (20Ω) besitzen. Der OPV kann als invertierender oder als nicht invertierender Verstärker verwendet werden. Beide modulieren das eingehende Signal.

2.1.2 Invertierender Verstärker

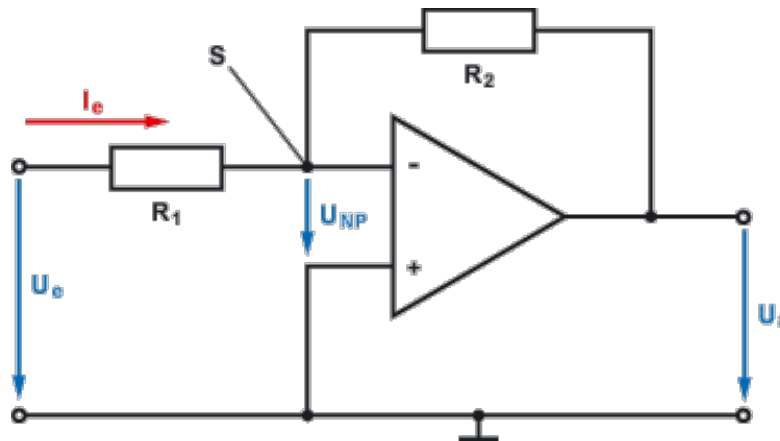


Abbildung 2.2: Das Schaltbild eines invertierenden Verstärkers mit OPV

Abb. 2.2 zeigt das Schaltbild eines invertierenden Verstärkers mit OPV. Da (+) auf Masse liegt, stellt sich dies als Potential für (-) ein; man spricht von einem virtuellen Massepunkt. Daraus folgt, dass über R_2 die Spannung U_a und über R_1 die Spannung U_e abfällt. Über die Eingänge fließt kein Strom, somit gilt $U_e R_1 = -U_a R_2$. Für die Spannungsverstärkung heißt das: $v = U_a/U_e = -R_2/R_1$

2.1.3 Nichtinvertierender Verstärker

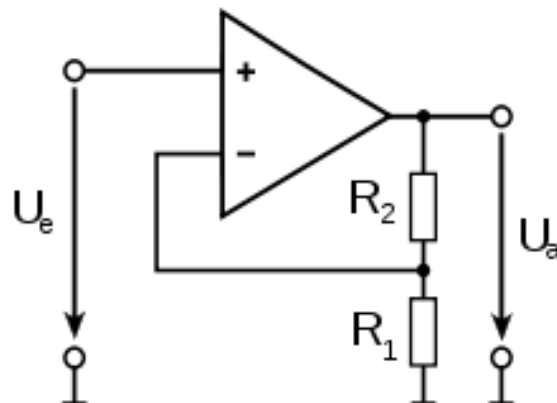


Abbildung 2.3: Schaltbild eines nichtinvertierenden Verstärkers

In Abb. 3.1 ist das Schaltbild eines nichtinvertierenden Verstärkers zu sehen. Da (+) auf U_e liegt, wird auch (-) auf dieses Potential gezwungen. Am Spannungsteiler gilt somit: $U_e = U_a \Delta R_1 R_1 + R_2$. Damit folgt für Spannungsverstärkung: $v = U_a/U_e = 1 + R_2/R_1$

2.1.4 Realer/idealer OPV

Folgende Grafik beschreibt die entscheidenden Unterschiede zwischen dem idealen und dem realen Operationsverstärker. Klar ist, dass wir im realen nie einen unendlich großen oder Null- Widerstand herstellen können. Der Ideale OPV ist weit entfernt vom Realen, doch die Tendenzen des Realen OPV gehen klar in die richtige Richtung. Bipolar und FET beschreiben, in dieser Tabelle, die Art der Transistoren, die im OPV verbaut wurden. Sie unterscheiden die Wirkung des OPV's nur gering.

	„idealer“ Operationsverstärker	realer Operationsverstärker	
		Bipolar	FET
Leerlaufverstärkung	$V_o = \infty$	$V_o = 10^3 - 10^6$	$V_o = 10^3 - 10^6$
Eingangswiderstand	$r_e = \infty$	$r_e = \text{einige } 100\text{k}\Omega$	$r_e = \text{bis } 1000\text{M}\Omega$
Ausgangswiderstand	$r_a = 0$	$r_a \approx 10 \text{ bis } 100\Omega$	$r_a \approx 10 \text{ bis } 100\Omega$
Eingangsströme	$I_p, I_N = 0$	$I_p, I_N = \text{nA-Bereich}$	$I_p, I_N = \text{pA-Bereich}$
Untere Grenzfrequenz	$f_{gu} = 0$	$f_{gu} = 0$	$f_{gu} = 0$
Transitfrequenz	$f_T = \infty$	$f_T \approx 10 \text{ bis } 100\text{MHz}$	$f_T \approx 10 \text{ bis } 100\text{MHz}$
slew rate	$SR = \infty$	$SR = \text{einige V}/\mu\text{s}$	$SR = \text{bis } 100\text{V}/\mu\text{s}$

Abbildung 2.4: Vergleich zwischen realem und idealem Operationsverstärker

2.1.5 Impedanzwandler

Der Impedanzwandler entspricht dem nicht-invertierenden Verstärker, mit einem Verstärkungsfaktor von 1. Im Schaltbild also ohne Spannungsteiler zu sehen. Man setzt also den Widerstand R_1 auf 0, damit die Formel $A = 1 + R_1/R_2 = 1$ ergibt.

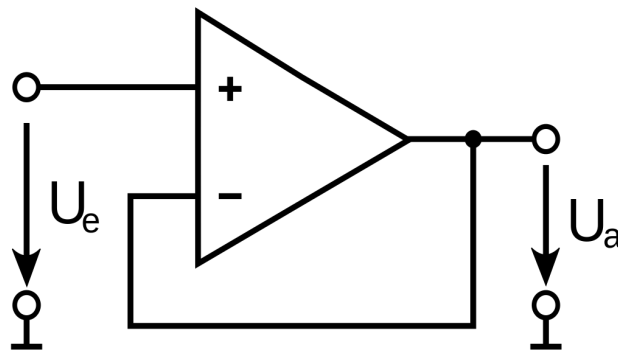


Abbildung 2.5: Schaltbild eines Impedanzwandlers

Ein Impedanzwandler ist essenziell um Systeme mit verschieden großer Impedanz aneinander anzupassen. Also die geringe Stromstärke, die der menschliche Körper mit sei-

nem Herzschlag erzeugt, auf eine verwertbare anzuheben, ohne dabei die Spannung zu verändern. Andernfalls wäre das Signal nicht in der Lage verschiedene Operationen ohne Veränderung zu überstehen (verschiedene Filter, Messausschläge bei Analogen Geräten). Er besitzt eine große Eingangsimpedanz und eine geringe Ausgangsimpedanz.

2.1.6 Analog-Digital-Wandler

Ein A-D-Wandler setzt ein analoges Eingangssignal in digitale Daten um. Dazu wird in einer festgelegten Abtastfrequenz jedem Spannungswert eine Binärzahl zugeordnet. Zu sehen in Abbildung 2.6 ist, welche Bedeutung die Anzahl der Bits auf den erhalt gut beschriebener Schwingungen hat. Dies wird auch als Auflösung bezeichnet. Die Anzahl der Bits wird auch Quantisierungszustände genannt.

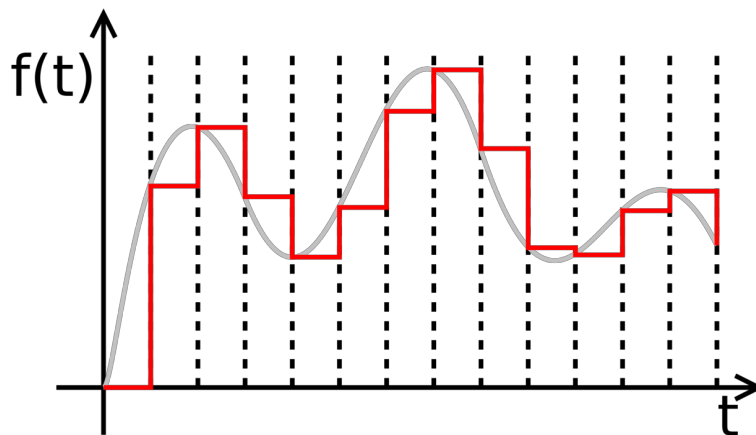


Abbildung 2.6: Wandlung eines analogen Signals in ein Digitales

Ein A-D-Wandler ist ideal ausgesteuert, wenn die maximal erreichte Eingangsspannung mit der höchstmöglichen Binärzahl kodiert wird. Nach dem sog. Nyquist-Shannon-Abtasttheorem muss die Abtastfrequenz mindestens doppelt so groß sein wie die maximal mögliche Eingangsfrequenz. Andernfalls spricht man von Unterabtastung, das sog. Aliasing. Dabei werden Frequenzen, die höher sind als die halbe Abtastfrequenz, als niedrigere Frequenzen interpretiert.

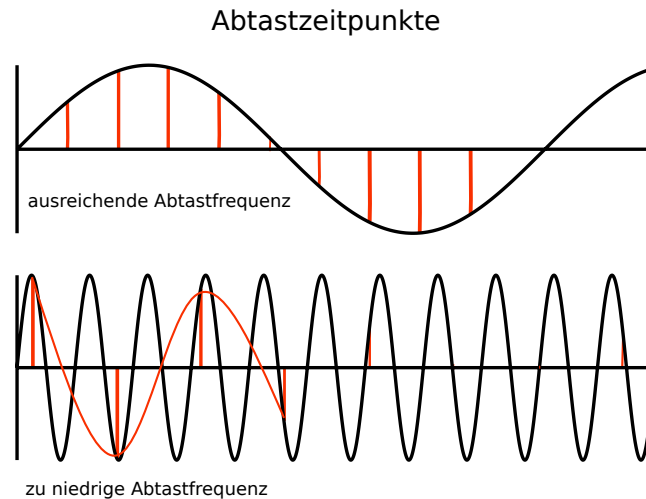


Abbildung 2.7: Effekt einer zu kleinen Abtastfrequenz: Nyquist-Shannon-Abtasttheorem

2.1.7 Hoch- und Tiefpassschaltungen

Die verwendeten Analogfilter setzen sich wie folgt zusammen. (L, ohne Index, stünde hier für eine Spule, ist im generellen jedoch ein gewöhnlicher Widerstand.)

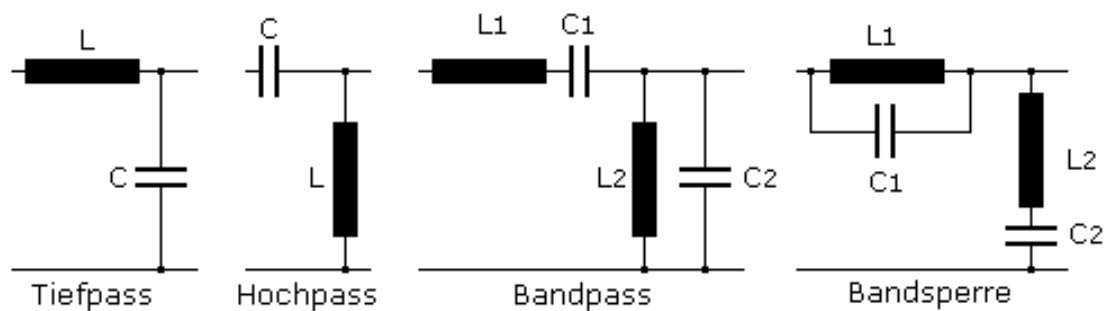


Abbildung 2.8: Schaltbilder verschiedener Frequenzfilter

RC-Hochpass

Abb. 2.8 zeigt das Schaltbild eines RC-Hochpasses erster Ordnung. Die Schaltung stellt einen Spannungsteiler mit Kondensator und Widerstand dar. Als Grenzfrequenz f_g bezeichnet man diejenige Frequenz, bei der U_a gegenüber U_e um drei Dezibel abgeschwächt ist, die Formel hierfür lautet: $f_g = 1/2\pi RC$

RC-Tiefpass

In Abb. 2.8 ist das Schaltbild eines RC-Tiefpasses erster Ordnung zu sehen. Auch hier ergibt sich für die Grenzfrequenz: $f_g = 1/2\pi RC$ Er verändert ein Rechtecksignal wie folgt:

Bandsperr

Die Bandbreite einer Bandsperr ist die Größe des Frequenzbereichs zwischen oberer und unterer Grenzfrequenz, also $f_O - f_U$. Unter der Mittenfrequenz einer Bandsperr versteht man das geometrische Mittel aus oberer und unterer Grenzfrequenz, also: $f_0 = \sqrt{(f_O \Delta f_U)}$ Die Güte beschreibt im Allgemeinen das Maß der Dämpfung in einem Schwingkreis, wie es diese Schaltungen sind. Ist die Güte Groß, so ist die Dämpfung klein.

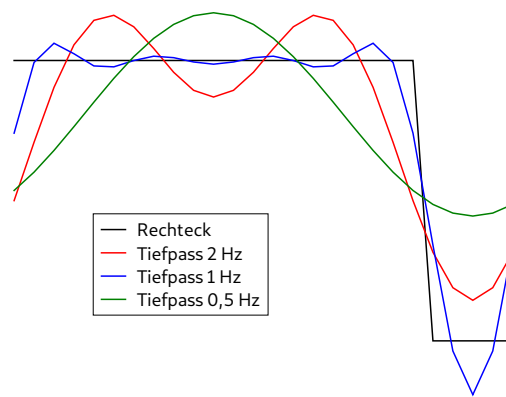


Abbildung 2.9: Anwendung eines Tiefpass auf ein Rechtecksignal

Bode-Diagramme

Die Bode-Diagramme beschreiben zwei Arten von Graphen. Zum einen gibt es den Graph der Amplitudenverstärkung, zum anderen den Graphen der Phasenverschiebung. Sie tragen Amplitude/Phase gegen die Frequenz auf und kann damit charakteristische Bauteile wie Filter und Pässe darstellen. Zu sehen in Abbildung 8 ist ein Beispiel der Bode-Diagramme zu einem Tiefpass. Es ist deutlich zu sehen, dass die Amplitude bei Hohen Frequenzen stark abnimmt, und bei der Grenzfrequenz die Phasenverschiebung am stärksten ist.

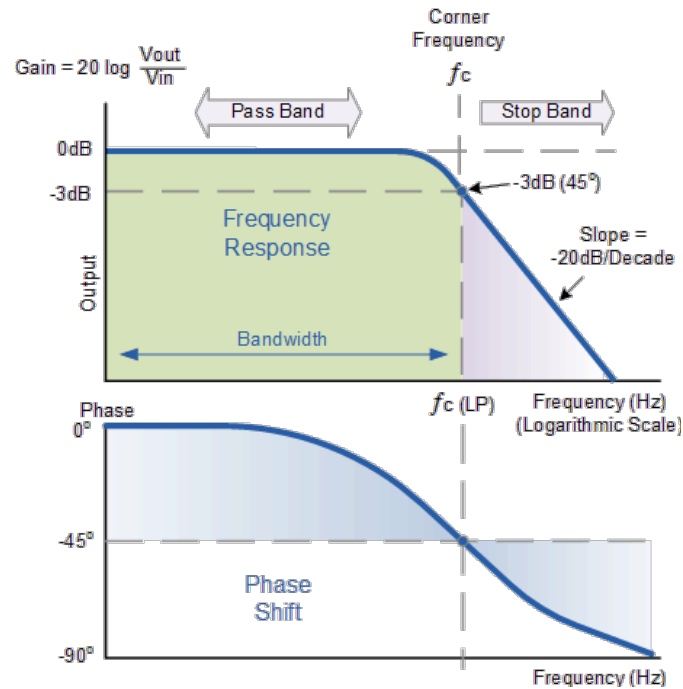
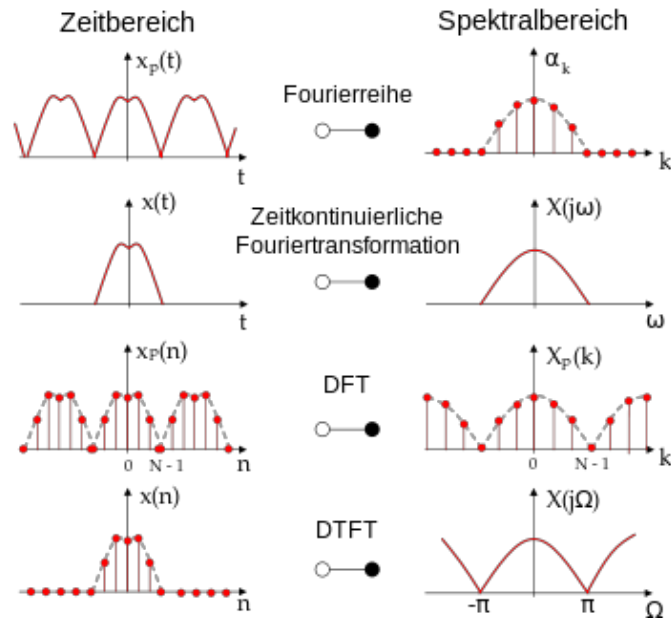


Abbildung 2.10: Bode-Diagramme

Eine typische Größe zur Darstellung der Amplitude ist das Dezibel. Dieses wird für die Leistung wie folgt berechnet: $P(\text{dB}) = 10 \lg(P/P_0)$. Wir verwenden einfach die Spannung, dies ist erlaubt, da $P = U \cdot I$.

2.1.8 Fouriertransformation

Die Fourier-Transformation erlaubt es ein Zeitsignal einer aperiodischen Funktion $f(x)$ in ein Spektrum $F(\omega)$ zu zerlegen. Dabei gibt $f(x)$ den Zeitbereich an und $F(\omega)$ den Frequenzbereich. Demnach kann angenommen werden, dass $x = \text{Zeit}$ ist und $\omega = \text{Frequenz}$. Dabei unterscheidet man zwischen verschiedenen Typen. Graphisch sieht dies folgendermaßen aus:



Allgemein gilt: Je größer das Zeitfenster, desto größer die erzielbare Frequenzauflösung, aber desto kleiner ist die Zeitauflösung.

Eine weiterer Gewinn durch die Fouriertransformation ist das Digitale Filtern von Frequenzen. Die sog. Fast-Fourier-Transformation zerlegt ein Signal in sein Spektrum, entfernt störende Frequenzen und rücktransformiert das neue Signal. So lassen sich Digital in kurzer Zeit Signale deutlich „verschönern“.

2.1.9 Technische Herausforderungen bei der Aufnahme von Elektrokardiogrammen

Beim Messen von EKG-Signalen sind möglich durch:

Elektrische Streufelder: Abschirmung der Signalführenden Kabel und Verwendung von Filtern gegen störende Nebensignale. Magnetische Streufelder: Kabel verdrillen, die Patientenlage ändert und erhöhter Abstand zu Störquellen. Messverstärker: Hohe Eingangsimpedanz, da auch unser Körper eine Hohe Impedanz besitzt. Unnötige Verkabelung vermeiden. Elektroden: Kontaktspray verwenden, und die Klemmen fest am Körper befestigen, um Aussetzer des Signals zu vermeiden.

3 Versuchsdurchführung

3.1 Testschaltungen

3.1.1 Verstärkungsfaktor einer nicht-invertierenden Schaltung

Zur Vorbereitung auf die Benutzung der Operationsverstärker in der Ekg Schaltung, messen wir Ein- und Ausgangsspannung einer Impedanzwandlerschaltung und einer nicht-invertierenden Verstärkerschaltung.

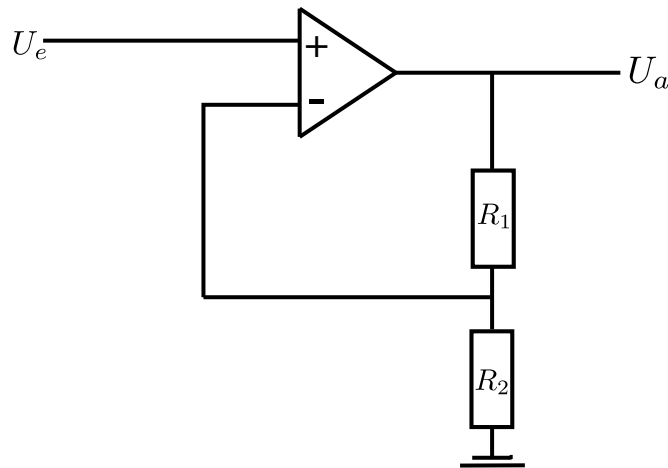


Abbildung 3.1: Schaltung einer nicht-invertierenden Verstärkerschaltung. Die Verstärkung wird durch das Verhältnis der beiden Widerstände zueinander bestimmt.

Zur Messung benutzen wir ein Signalinterface, um ein Messsignal von 0 V bis 5 V zu generieren und den Output wieder abzutasten.

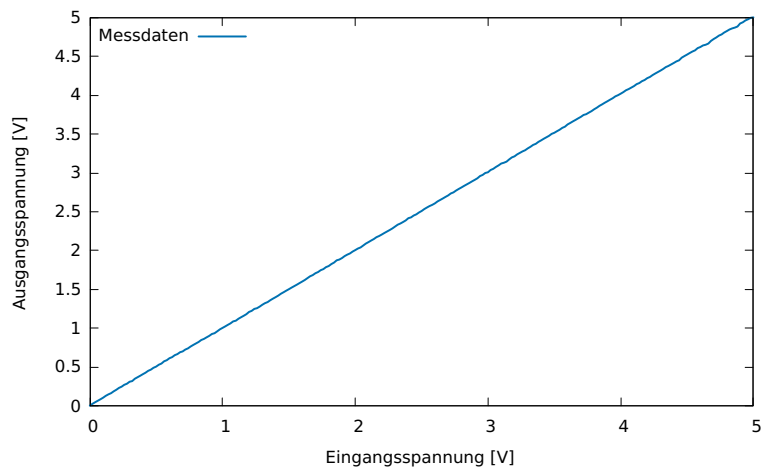


Abbildung 3.2: Ausgangssignal des Interface

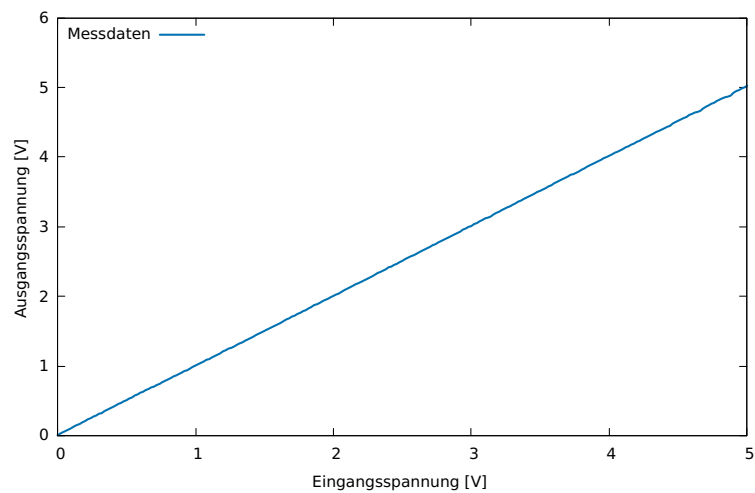


Abbildung 3.3: Messung einer Impedanzwandlerschaltung. Die Verstärkung ist 1. Diese Schaltung wird benutzt um den hohen Widerstand des Körpers vor der Verstärkung des Ekg Signals zu kompensieren.

Zur Messung hoher Verstärkungen benutzen wir einen Spannungsteiler vor dem Eingang des Verstärkers. In Abbildung 3.4 ist das Signal nur durch den Spannungsteiler zu sehen.

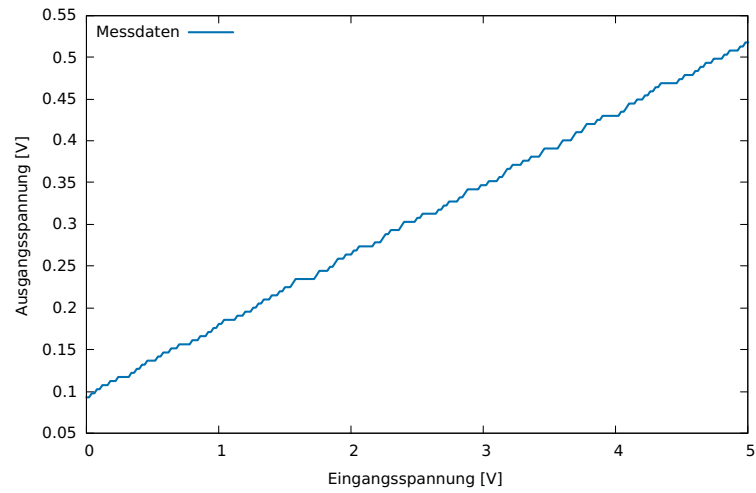


Abbildung 3.4: Messung des benutzten Spannungsteiler am Eingang

Zur Messung der nicht-invertierenden Verstärkerschaltung benutzten wir vier unterschiedliche Widerstandsverhältnisse.

R_1	R_2	Verstärkung
1 k Ω	10 k Ω	1.1
33 k Ω	10 k Ω	4.3
47 k Ω	10 k Ω	5.7
100 k Ω	10 k Ω	11

In Abbildung 3.5 ist zu erkennen, dass die Verstärkung im Rahmen der Messtoleranz gut erreicht wurde.

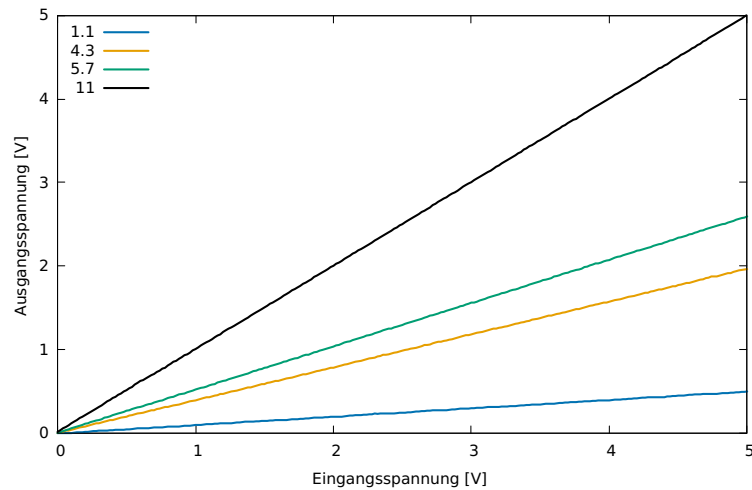


Abbildung 3.5: Messung der nicht-invertierenden Verstärkerschaltung. In der Legende sind die Verstärkungen des jeweiligen Aufbaus gelistet. Zur Messung wurde ein Spannungsteiler am Eingang verwendet, um die maximale Spannung des AD-Wandlers nicht zu überschreiten.

3.1.2 Frequenzfilter

Die Filter im Praktikumsraum haben nicht funktioniert. Aus diesem Grund wurden die Testschaltungen zu Frequenzfilter mit einem selbstzusammengeschalteten Hochpassfilter, bestehend aus einem Kondensator und einem Widerstand, durchgeführt.

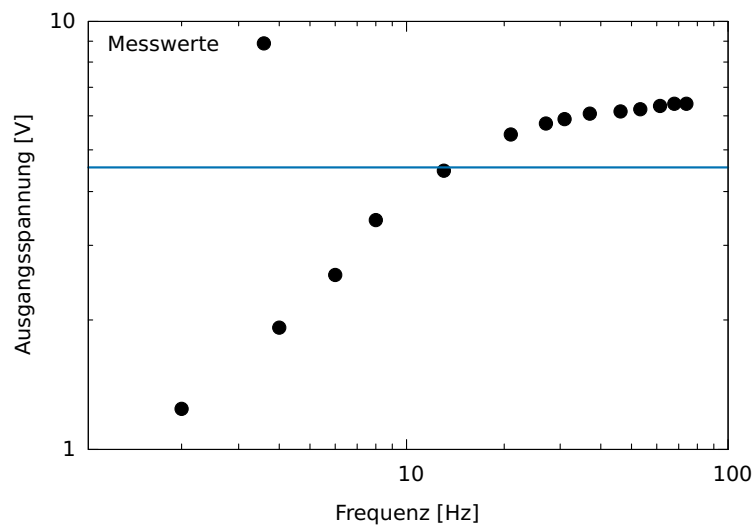


Abbildung 3.6: Messung des Hochpass', Linie bei $\frac{1}{\sqrt{2}} U_{ein}$

Um die Ordnung des Hochpass' zu bestimmen, soll zunächst der Spannungsabfall in der linearen Region des Filters gemessen werden. Zwischen 8 Hz und 5 Hz fällt die Spannung von 3.44 V auf 1.24 V ab. In Dezibel

$$Q_{(U)} = 10 \cdot \lg \frac{3,44}{1,24} \text{dB} = 4.43 \text{ dB}$$

Um nun den Abfall pro Dekade zu erhalten, rechnet man

$$\frac{Q_{(U)}}{\text{Dekade}} = \frac{4.43 \text{ dB}}{6 \text{ Hz}} \cdot \frac{180 \text{ Hz}}{\text{Dekade}} = 133 \frac{\text{dB}}{\text{Dekade}}$$

Für die Ordnung gilt weiter

$$\frac{20 \text{ dB}}{\text{Dekade} \cdot \text{Ordnung}}$$

Der Messung zufolge handelt es sich bei unserem Filter um einen Hochpass der Ordnung 6. Hier ist uns bei der Messung offenbar ein Fehler unterlaufen, da die benutzte Schaltung ein Hochpass der Ordnung 1 ist. Der Abfall sollte demnach kleiner 20 dB pro Dekade sein. Die Grenzfrequenz beträgt dem Graphen zufolge ca 14 Hz.

3.2 EKG Schaltung

Durch das Fehlen der Frequenzfilter liegen die Messdaten des EKGs sehr verrauscht vor. Dennoch kann man in Abbildung 3.8 und 3.7 die Schläge erkennen.

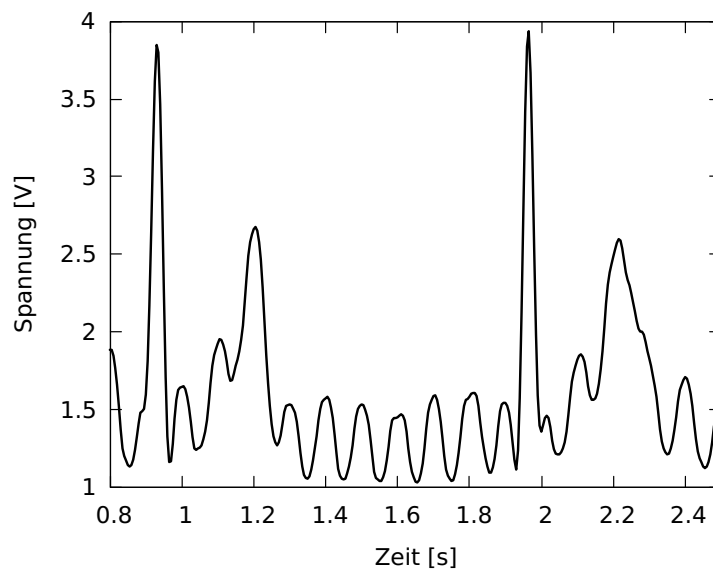


Abbildung 3.7: Herzschlag von Korbinian

Der Puls von Korbinian lag bei $60 \frac{\text{Schläge}}{\text{min}}$ und der von Jonas bei $75 \frac{\text{Schläge}}{\text{min}}$.

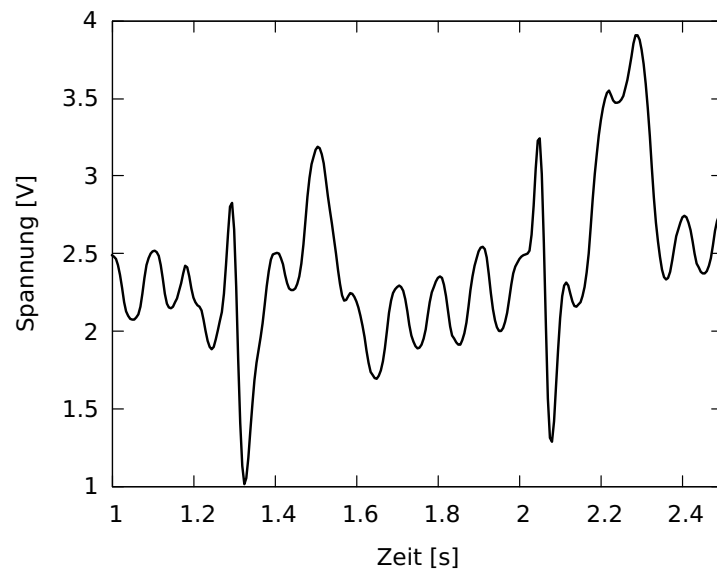


Abbildung 3.8: Herzschlag von Jonas

Um die Frequenzen des EKGs zu visualisieren, werden die Daten Fouriertransformiert. Dadurch werden die Frequenzanteile des Gesamtsignals in ihr Bestandteile zerlegt und entlang der x-Achse aufgetragen.

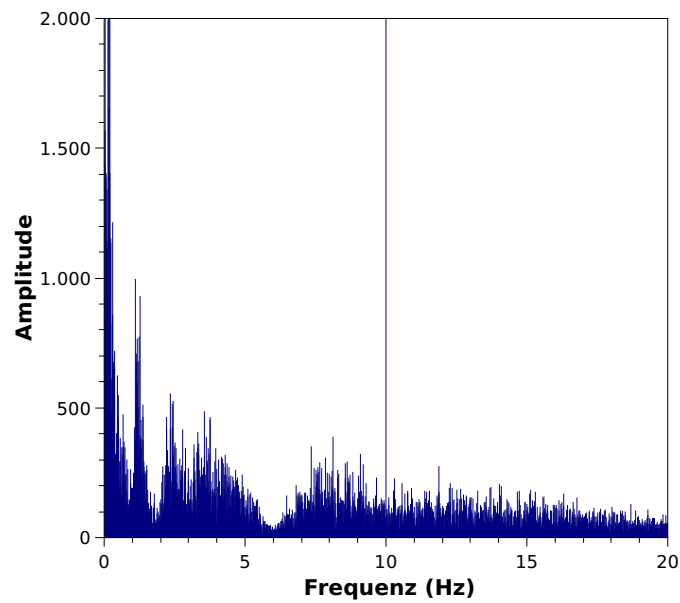


Abbildung 3.9: Fouriertransformation von Jonas' Herzschlag

Hier ist der hohe Anteil des Störsignale schnell ersichtlich. Die Frequenzanteile unter

einem Herz sollen nun durch einen Hochpass herausgefiltert werden. Gleichzeitig sollen die Anteile über 14 Hertz durch einen Tiefpass, und das Störsignal bei 10 Hertz durch eine Bandsperre gefiltert werden.

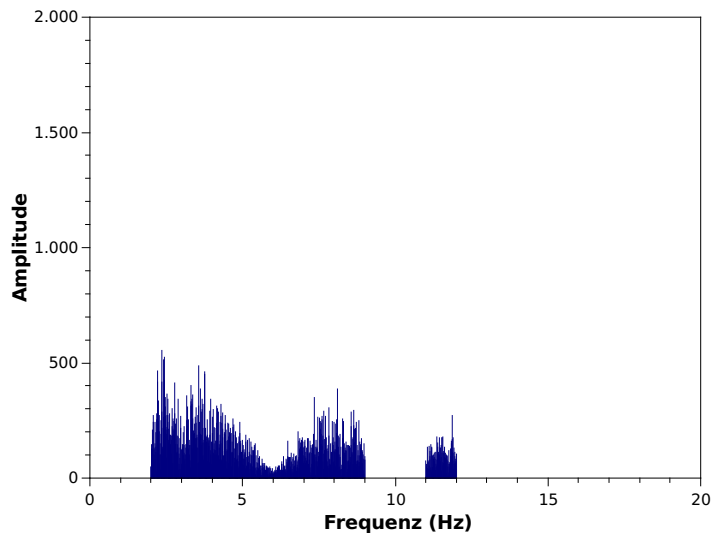


Abbildung 3.10: Fouriertransformation des Herzschlags nach Filterung

Das Signal ist nun besser erkennbar.

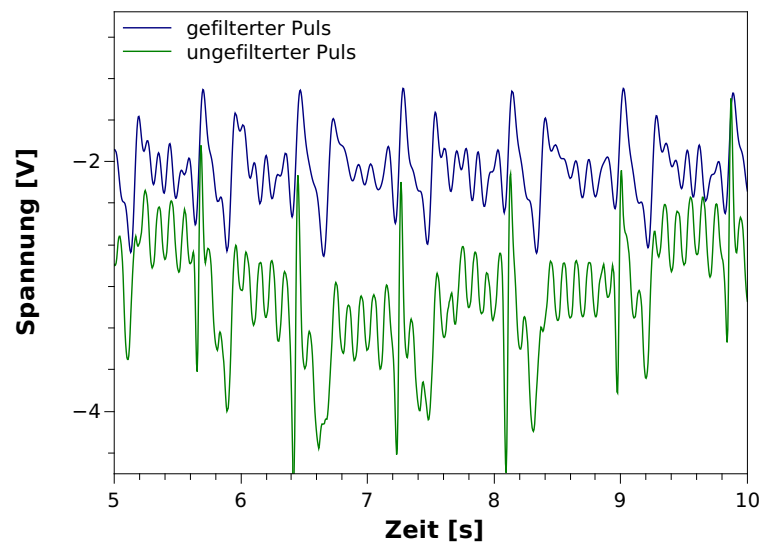


Abbildung 3.11: Herzschlags vor und nach Filterung

4 Fazit

In diesem Versuch wird wieder einmal mehr die Bedeutung der Regel- und Messtechnik veranschaulicht. Mit ein paar wenigen Bauteilen lassen sich also Herzschläge von Menschen messen. Nötig dafür sind lediglich Operationsverstärker und ein paar Filter, um ein besseres Signal zu erhalten. Unsere Messergebnisse sind in Ordnung. Nur die Messung des Tiefpasses und der Bandsperre lieferte uns keine ausreichenden Ergebnisse. So haben wir unseren eigenen Hochpass gebaut und diesen vermessen. Deutlich erkennbar, war der Unterschied in der Frequenz der Peaks. Nach Digitaler Analyse war dann auch der klassische Herzschlag als solcher zu sehen. Der Versuch ist weitgehend an Elektrotechnik orientiert, man verbringt die meiste Zeit damit, die einzelnen Bauteile auf einem Schaltbrett herumzustecken. Es war dennoch sehr interessant und gibt grundlegendes Verständnis der Regel- und Messtechnik.

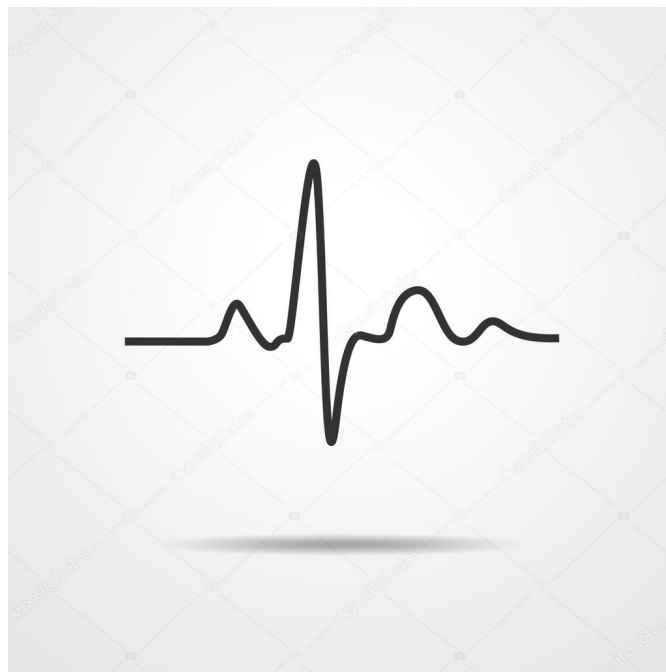


Abbildung 4.1: Gute Messung eines Herzschlags

Literaturverzeichnis

- [1] https://www.google.com/url?sa=i&rct=j&q=&esrc=s&source=images&cd=&ved=2ahUKEwjy4a--6TjAhXMsKQKHW9uAroQjRx6BAgBEAU&url=https%3A%2F%2Ffiludis.de%2F%3Fpage_id%3D57&psig=A0vVaw2ArwkWUdJ3_c5i9p41Y5nI&ust=1562662334551502
- [2] <https://www.elektronik-kompodium.de/sites/slt/0210141.htm>
- [3] <https://de.wikipedia.org/wiki/Operationsverst%C3%A4rker>
- [4] <http://elektronik-kurs.net/elektronik/operationsverstarker/>
- [5] <https://de.wikipedia.org/wiki/Impedanzwandler>
- [6] <https://de.wikipedia.org/wiki/Analog-Digital-Umsetzer>
- [7] <https://elektroniktutor.de/analogtechnik/filter.html>
- [8] https://www.electronics-tutorials.ws/filter/filter_2.html
- [9] <https://de.wikipedia.org/wiki/Fourier-Analysis>
- [10] https://ivv5hpp.uni-muenster.de/u/raimar/lehre/WS12/Integraltransformationen/Vortrag_Fourier-Transformation.pdf