

Georg-Simon-Hochschule Nürnberg
Fakultät Elektrotechnik Feinwerktechnik
Informationstechnik

Niklas Gampl

Hannes Holzmann

Adrian Jäger

Ivan Kozlov

Erik Thüry

22. Februar 2021

Projektarbeit zum Thema: Entwicklung eines mobilen, uC-gesteuerten
EKGs

Semester: Wintersemester 20/21

Abgabedatum: 15.03.2021

Betreuer: Prof. Dr. Chowanetz

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|----------|--|-----------|
| 1 | Abkürzungsverzeichnis | 3 |
| 2 | Einleitung und Motivation | 4 |
| 3 | Zielsetzung | 5 |
| 4 | Stand der Technik | 6 |
| 5 | Realisierung | 7 |
| 5.1 | Konzeptfindung und Diskussion der Alternativen | 7 |
| 5.2 | Akkumanagement und Versorgungsspannungen | 7 |
| 5.2.1 | Betrachtung der nötigen Energie | 7 |
| 5.2.2 | Betrachtung der Zellchemie | 7 |
| 5.2.3 | Erzeugung der Unterspannungen | 8 |
| 5.3 | Display und Benutzeroberfläche | 10 |
| 5.4 | Prozessoreinheit | 10 |
| 5.5 | Gehäuse | 10 |
| 5.6 | Schnittstellen | 10 |
| 5.7 | Android-App | 10 |
| 5.8 | SD-Karten-Speicher | 10 |
| 5.9 | Analoge Filterschaltung | 10 |
| 6 | Ergebnis | 14 |
| 7 | Zusammenfassung | 14 |
| 8 | Ausblick | 14 |
| | Literaturverzeichnis | 15 |
| | Anhang | 15 |

1 Abkürzungsverzeichnis

EKG - Elektrokardiogramm

FFT - Fast-Fourier-Transformation

SMD - Surface-mounted device

2 Einleitung und Motivation

Seit der Entdeckung der Methode zur Ableitung der elektrischen Potenziale am menschlichen Herzen hat die Diagnostik durch das Elektrokardiogramm (EKG) eine essentielle Bedeutung in Kliniken, Arztpraxen und im Rettungsdienst eingenommen. Für den Anwender ist es eine einfache, schnelle und vor allem nicht invasive Methode sich ein Bild vom Zustand der Erregungsleitung am Herzen des Patienten zu machen. Schwerwiegende Erkrankungen wie Infarkte oder Kammerflimmern können sofort diagnostiziert werden, wodurch die Therapie zeitnah eingeleitet werden kann. Doch auch in der Diagnostik von leichteren oder chronisch verlaufenden Krankheiten ist das EKG ein wichtiges Werkzeug im Repertoire des Arztes, wenn der Patient die Möglichkeit des Arztbesuchs auch wahr nimmt. Die wenigsten Patienten lassen sich ohne Symptome oder Leidensdruck rein prophylaktisch von ihrem Arzt untersuchen. Dabei beginnen die meisten schweren Erkrankungen mit einem symptomlosen Stadium, in welchem eine einfache Behandlung, zum Beispiel mit Medikamenten und ohne bleibende Schäden möglich wäre. So ist es auch im Fall der Volkskrankheit des Vorhofflimmerns von der in Deutschland etwa 300.000 Menschen betroffen sind.

Im gesunden Herzen arbeiten Vorhöfe und Kammern zeitlich genau abgestimmt zusammen. Die Hauptlast der Pumpleistung übernehmen die Kammern, diese können ihr volles Potential jedoch nur ausschöpfen, wenn die Vorhöfe kurz vor der Kammerkontraktion kontrahieren. Dass bewirkt die vollständige Füllung der Kammer und eine optimale Ausnutzung der Schlagkraft. Außerdem fließt das Blut so möglichst laminar, also ohne Verwirbelungen.

Beim Vorhofflimmern kommt es zu einer unvollständigen Kontraktion der Vorhöfe. Durch eine gestörte Erregungsleitung am Herzen arbeiten die Muskelzellen nicht mehr synchron und die Vorhöfe flimmern (manchmal spricht man auch vom "Flattern") nur noch, anstatt koordiniert zu kontrahieren. Die Kammer kann nicht mehr effizient arbeiten und das Blut bildet Turbulenzen. Zum einen führt dies zu einer verminderten Leistungsfähigkeit des Patienten, was in einem Teil der Fälle jedoch nicht bemerkt wird, zum anderen können durch die Verwirbelungen im Blut kleine Thromben entstehen. Diese Thromben, also Blutgerinnsel, werden aus der Kammer in den Blutkreislauf ausgeworfen und können je nach Herzseite im Kapillargebiet der Lunge oder des Gehirns hängen bleiben. So verstopfen sie die Blutzufuhr und das dahinter liegende Gewebe stirbt ab. Geschieht dies im Gehirn spricht man von einem Schlaganfall (Apoplex), der meist irreparable Schäden nach sich zieht.

In unserem Projekt soll ein EKG-Gerät entwickelt werden, dass die Diagnose solcher stiller Herzerkrankungen ermöglicht, ohne dass der Patient sein Zuhause verlassen muss. So kann ein Mediziner im Nachhinein Aufnahmen von verschiedenen Tagen auswerten und mit einander vergleichen. Bei sporadisch auftretenden Symptomen ist die Möglichkeit jederzeit unabhängig ein EKG aufzeichnen zu können, besonders hilfreich für die Diagnose. Langfristig könnte die bes-

sere Verfügbarkeit dieser Untersuchungsmethode zur Senkung der Fallzahlen von Spätfolgen wie Schlaganfällen und Durchblutungsstörungen führen.

3 Zielsetzung

Die Diagnose eines Vorhofflimmerns ist am einfachsten in den Ableitungen Einthoven I und II möglich. Nötig ist jedoch nur eine Ableitung, deshalb soll das EKG-Gerät lediglich ein Ein-Kanal-EKG aufzeichnen. Dieses ist prinzipiell baugleich zu einem 12-Kanal-EKG, dass im klinischen Umfeld verwendet wird, nur verfügt dieses über 12 Kanäle die parallel verschaltet sind. Für die Signalaufnahme werden Klebeelektroden mit Knopfanschluss verwendet. Nachdem das EKG-Signal durch eine analoge Filterschaltung von Störsignalen befreit wurde, wird es mit einem Mikroprozessor der Produktfamilie MSP430 von Texas Instruments, analog-digital gewandelt. Die Daten werden zur späteren Auswertung auf einer SD-Karte gesichert. Zur zusätzlichen Darstellung auf dem Mobiltelefon sollen die EKG-Daten mittels Bluetooth versendet werden. Hierfür wird eine Android-App entwickelt, die das Echtzeitsignal in einem Zeitdiagramm darstellt.

Die Bedienung erfolgt über ein Touch-Display, welches zur Darstellung des Echtzeitsignals, der Herzfrequenz und von Informationen für den Patienten verwendet wird. Ziel ist es die Bedienung so einfach und unmissverständlich wie möglich zu gestalten, um auch Personen ohne Fachkenntnis die Anwendung zu ermöglichen. Für die Benutzung unter mehreren Patienten eines Haushaltes, kann vor der Aufzeichnung ein Benutzerprofil auf dem Display ausgewählt werden. Zur Aufzeichnung wird das Gerät zwei verschiedene Modi bieten. Eine Kurzaufnahme, die für Situationen geplant ist, in denen der Benutzer akut Symptome verspürt. In diesem Fall wird eine EKG-Aufnahme von zwei Minuten erstellt und mit Zeitsignaturen auf der SD-Karte gespeichert. Bei der Langzeitaufnahme wird ein EKG für 24 Stunden aufgezeichnet, um die Herzaktivität über einen längeren Zeitraum analysieren zu können. Während des Langzeitmodus wird das Bluetooth-Modul und Display deaktiviert, um den Akkulaufzeit zu verlängern. Der Energiesparmodus kann auch außerhalb der Langzeitfunktion durch einen Taster am Gehäuse aktiviert werden. Die Energieversorgung erfolgt über eine Lithium-Polymer-Akku-Zelle, deren Ladezustand vom Mikroprozessor gemessen und auf dem Display angezeigt wird. Der Akku kann aus dem Gehäuse entnommen und extern geladen werden. Bei einem Akkustand von weniger als 20% soll das Gerät den Nutzer mit einem akustischen Signal darauf hinweisen.

Für die Filter- und Verarbeitungselektronik wird eine Platine entworfen, deren Herstellung bei einem externen Fertiger erfolgt. Das Gehäuse soll durch 3D-Druck hergestellt werden und besteht aus einem rechteckigen Körper und einem abnehmbaren Deckel.

Das Gesamtbudget für die Herstellung in der Produktion soll maximal 300 Euro betragen.

4 Stand der Technik

[1]

5 Realisierung

Hier kommt die Einleitung der Realisierung.

5.1 Konzeptfindung und Diskussion der Alternativen

5.2 Akkumanagement und Versorgungsspannungen

5.2.1 Betrachtung der nötigen Energie

Dieses Unterkapitel behandelt die Analyse der Anforderungen an die Spannungsversorgung eines mobilen EKG Gerätes und erklärt deren Umsetzung.

Im ersten Schritt muss die zu erreichende Laufzeit festgelegt werden. Da das eine Langzeit-EKG Aufnahme möglich sein soll, welche für gewöhnlich 24 Stunden dauert, soll die Versorgung auf 30 Stunden Gerätelaufzeit ausgelegt werden.

Um die nötige Kapazität des Akkus festlegen zu können, müssen zunächst sämtliche Hardwarekomponenten mit ihrem durchschnittlichen Verbrauch betrachtet werden. Dies ergibt sich wie folgt:

| Komponente | Nennspannung | Stromverbrauch während Langzeitaufnahme |
|-----------------|--------------|---|
| Display | 5V | 10mA |
| Bluetooth | 5V | 8mA |
| Cardreader | 5V | 15mA |
| MCU | 3V | 4mA |
| Signalfilterung | 3V | 3mA |

Dadurch ergibt sich eine Leistungsaufnahme von:

$$P_{con} = 5V * (10mA + 8mA + 15mA) + 3V * (4mA + 3mA) = 165mW + 21mW = 186mW$$

Die Effizienz der noch unbekannten Spannungswandler wird vorläufig mit 80% angenommen:

$$P_{draw} = 186mW * \frac{1}{0.8} = 232.5mW$$

Multipliziert man den Leistungsbedarf mit der gewünschten Laufzeit so ergibt sich eine nötige Energiemenge von:

$$W_{Akku} = 232.5mW * 30h = 6975mWh$$

5.2.2 Betrachtung der Zellchemie

Da Lithium-Ionen Zellen aktuell die höchste Energiedichte für unseren Anwendungsfall liefern, wird diese Art der Zellchemie zu Versorgung des EKG Gerätes verwendet. Um Gefährdungen bei einem Medizinischen Produkt soweit wie möglich vorzubeugen, wird konkret eine Lithium-Polymer-Akku verwendet, welcher Aufgrund der kunststoffähnlichen Eigenschaften des Elek-

trollyts einen höheren Explosionsschutz sowie bessere Auslaufeigenschaften bietet. Die Nennspannung dieser Zellen beträgt in der Regel 3,7V. Dadurch ergibt sich eine nötige Ladungsmenge von $Q = \frac{6975mWh}{3.7V} = 2051mAh$ Diese Ladungsmenge wird großflächig über die Zellgröße 18560 angeboten, welche Weltweit in Massenfertigung produziert wird und somit keine Finanziellen oder Logistische Probleme darstellt.

5.2.3 Erzeugung der Unterspannungen

Eine Li-Po Zelle nimmt während ihrer Entladung Spannungen zwischen 4.2V und 3.2V abhängig vom Ladezustand an. Da sich aus diesem weiten Bereich die Komponenten des EKG-Gerätes nicht zuverlässig versorgen lassen, müssen stabile Zwischenspannungen erzeugt werden. Die erzeugten Spannungen müssen in der Lage sein den maximalen Strom für ihre Baugruppen zu liefern, welcher sich wie folgt zusammensetzt:

| Komponente | Nennspannung | Stromverbrauch maximal |
|-----------------|--------------|------------------------|
| Display | 5V | 100mA |
| Bluetooth | 5V | 40mA |
| Cardreader | 5V | 100mA |
| MCU | 3V | 7mA |
| Signalfilterung | 3V | 3mA |

Dies ergibt eine Stromaufnahme von: $I_{3V} = 10mA$ und $I_{5V} = 240mA$ Hierfür bietet sich eine Vielzahl an Möglichkeiten an, welche im Folgendem erläutert werden.

Die umfassendste Variante ist die Verwendung eines PMIC (Power Management Integrated Circuit), bei welchem es sich um eine integrierte Schaltung handelt, die alle Anfallenden Aufgaben der Spannungserzeugung übernimmt. Dazu zählen: Battery Management (Überwachung des Ladungszustands der Batterie), Spannungsregulation (Bereitstellen von verschiedenen Unterspannungen), Ladefunktionen. Was auf den ersten Blick als gute Lösung für die gegebenen Anforderungen erscheint, gestaltet sich in der praktischen Umsetzung jedoch schwierig. PMICs kommen idr. im QFN48 Package, welches vergleichsweise groß ist und schwierig zu löten. Somit gestaltet sich das Testen einer Schaltung, welche auf einem PMIC basiert als kompliziert. Hinzu kommen die Vergleichsweise hohen Kosten des ICs sowie ein hoher Aufwand an externer Beschaltung. Des weiteren bietet ein PMIC wesentlich mehr Features als für die Projektanforderungen nötig wären, weshalb diese Möglichkeit ausgeschlossen wurde.

Als nächste Möglichkeit wurde die Verwendung von Buck- und Boostkonvertern untersucht. Hierbei handelt es sich um integrierte Schaltungen, welche durch zerhacken einer Gleichspannung mittels Transistoren, nutzen der Selbstinduktionseffekte einer Spule sowie anschließende

Glättung und Speicherung durch Kondensatoren eine DCDC Wandlung auf höhere oder niedrigere Spannungen ermöglicht. Diese ICs sind verglichen mit PMICs klein, da sie bereits im SOT23 Package erhältlich sind, und können problemlos Ströme im einstelligen Amperebereich bereitstellen. Diese Schaltungsart wurde als nächstes mit Bauteilen von Analog Devices in LTSPICE simuliert. Dabei stellte sich die Erzeugung von 5V durch einen Boost-Konverter als hervorragende Realisierung heraus.

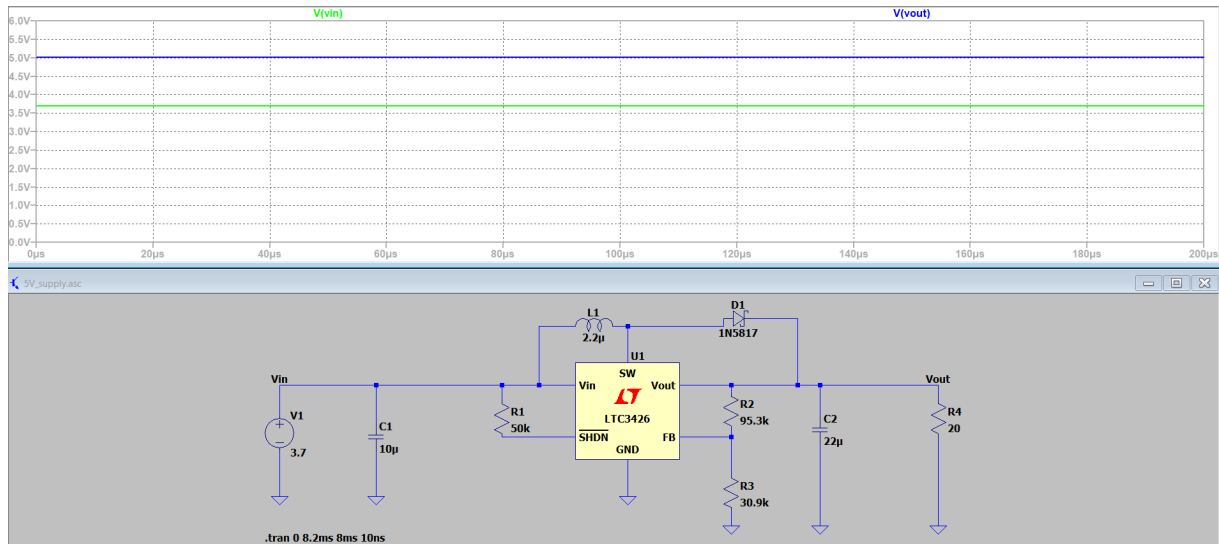


Abbildung 1: Simulation eines 5V Boost Converters

Bei der Auswahl eines Boost-Konverters ist vor allem auf eine hohe Effizienz des ICs sowie einen geringen Eigenverbrauch zu achten. Darüber hinaus gibt es Boost-Konverter mit einem integrierten Enable Pin, welcher nicht nur den IC deaktiviert, sondern auch die Last vollständig vom Eingang abkoppelt. Dies ist überaus nützlich um im Standby Strom zu sparen. Ein Konverter der all diese Anforderungen erfüllt, ist der RP402N501F-TR-FE, welcher bereits ab 0,54€ im Falle einer Massenfertigung erhältlich wäre, Ströme bis 800mA sowie eine Effizienz von 90% - 94% unterstützt.

Die Erzeugung von 3V durch einen Buck-Konverter ist zwar auch ohne weiteres möglich, allerdings weist diese Schaltungsart bauartbedingt immer eine gewisse Restwelligkeit auf. Da die komplette Analogschaltung zur Aufnahme des EKG Signals mit 3V versorgt wird, sollte hier jede Form von Schwankungen oder Ungenauigkeiten dezimiert werden. Deshalb fällt die Wahl für die Generierung von 3V auf einen LDO (Low-Dropout-Regler), welcher einen Spannungsabfall über einen internen MOS-FET verursacht und somit die Eingangsspannung auf eine festgelegte Ausgangsspannung herunterregelt. Da in einem LDO keine schaltenden Vorgänge stattfinden, ist die Restwelligkeit sehr gering.

Zu beachten ist jedoch, dass ein LDO immer eine minimale Dropout Voltage hat, welche mindestens über ihn abfällt. Somit muss die Eingangsspannung immer größer als die gewünschte Ausgangsspannung plus Dropout Spannung sein. Würde man z.B. eine Ausgangsspannung von

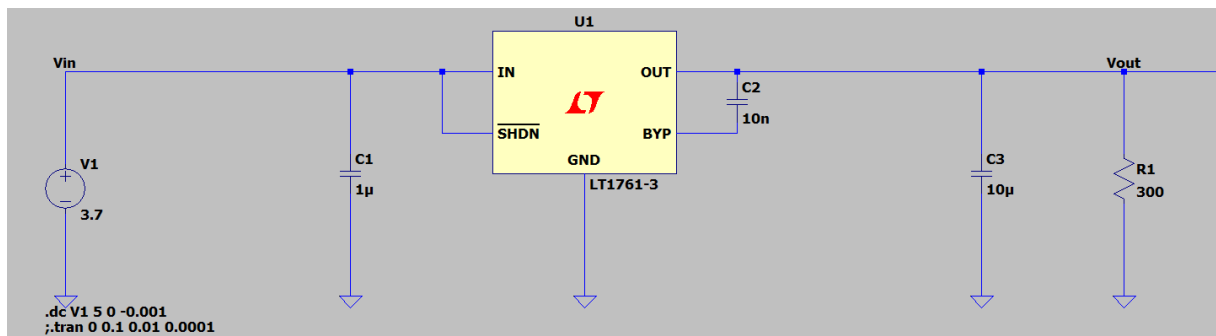


Abbildung 2: Simulationsaufbau 3V LDO

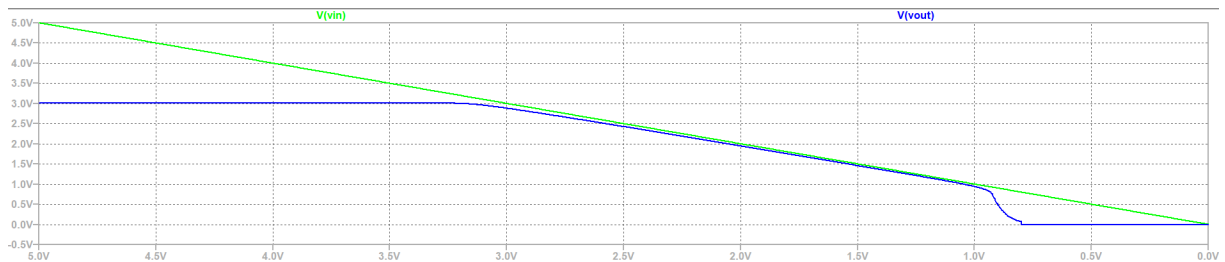


Abbildung 3: Ausgang 3V LDO mit fallender Eingangsspannung

3,3V anstreben und der LDO eine Dropout Voltage von 0,2V besitzen, könnte man den Akku nur bis zu einer Spannung von 3,5V entladen ohne die Ausgangsspannung zu beeinflussen. Deshalb wurde für das EKG-Gerät der LDO TPS79030DBVT mit einer niedrigen Dropout Spannung von $57\mu\text{V}$ gewählt. Dieser LDO ist mit einer Restwelligkeit von $56\mu\text{V}$ und einem Ruhestrom von $17\mu\text{A}$ bestens zur Erfüllung der gestellten Ansprüche geeignet.

5.3 Display und Benutzeroberfläche

5.4 Prozessoreinheit

5.5 Gehäuse

5.6 Schnittstellen

5.7 Android-App

5.8 SD-Karten-Speicher

5.9 Analoge Filterschaltung

Dieses Unterkapitel behandelt die Analyse der Anforderungen eines EKG-Signals und wie diese in der analogen Filterschaltung umgesetzt wurden. Wie bereits im Kapitel Einleitung und Motivation erklärt wurde, soll das EKG-Gerät das Signal über einen Kanal messen. Hierfür wird

die Differenz zwischen zwei Klebeelektroden, die der Benutzer an seiner Brust befestigt, gebildet. Für die Differenzbildung wird der Instrumentenverstärker AD8422ARMZ von Analog Devices (AD) verwendet. Dieser Rail-to-Rail-Verstärker erreicht im niedrigen Frequenzbereich bis 60 Hz eine Gleichtaktunterdrückung von etwa 120 dB, was Störsignale die durch externe elektromagnetische Felder in die Messleitungen eingekoppelt werden unterdrückt. Seine Verstärkung wird mittels eines $33\ \Omega$ -Widerstandes auf den Faktor 420 eingestellt, was etwa in 52 dB entspricht. Diese Vorverstärkung sorgt dafür, dass das Signal auf dem Weg durch die Filterschaltung robuster gegen Störungen ist. Da das Endprodukt über einen Akku betrieben wird, ist der Instrumentenverstärker fähig mit einer einseitigen Versorgungsspannung zu arbeiten und benötigt einen geringen Versorgungsstrom von etwa $330\ \mu\text{A}$. Die vor den Eingängen des Differenzverstärkers liegende Eingangstufe ist hochohmig um die Signalquelle, also den Körper nicht zu belasten, da ansonsten die Signalstärke einbrechen würde. Die beiden Kanäle sind symmetrisch aufgebaut und bestehen jeweils aus einer bidirektionalen TVS-Diode, einem passiven Hochpass und einem passiven Tiefpass. Die Diode dient dazu Überspannung bei einer elektrostatischen Entladung (ESD) abzuleiten und so die dahinter liegende Schaltung zu schützen. Der Hochpass mit einer Grenzfrequenz von 0,48 Hz trennt den Gleichanteil des Signal ab, welcher durch den Übergang von Ionen- zu Elektronenleitung an der Kontaktfläche der Elektroden entsteht. Zudem koppelt er das Kleinsignal des EKGs in das Gleichspannungspotential von 1,5 V der Filterschaltung ein. Die Schaltung wird auf dieses Potenzial angehoben, um auch die negativen Signalanteile (Q- und S-Zacke des EKGs) übertragen zu können, was aufgrund der einseitigen Versorgungsspannung sonst nicht möglich wäre. Der Tiefpass mit einer Grenzfrequenz von 159 Hz dient dazu hochfrequente ($>100\ \text{kHz}$) Störungen bereits vor dem Instrumentenverstärker zu unterdrücken. Um einen Eindruck vom Frequenzspektrum eines EKG-Signals zu erhalten, wurde mit Matlab ein künstliches EKG-Signal (siehe Abbildung 1) aus Kosinusfunktionen und linearen Funktionen erstellt. Aus der im Anschluss durchgeführten Fast-Fourier-Transformation (FFT) (siehe Abbildung 2), lässt sich erkennen, dass die stärksten Frequenzanteile bis etwa 40 Hz gehen. Da jedoch gerade die hochfrequenten Anteile des Signals für die Ausformung der charakteristischen QRS-Zacken verantwortlich sind, wurde die obere Grenzfrequenz der Filterschaltung auf 159 Hz gesetzt.

Da der Körper eines Menschen aus leitendem Material besteht, können elektromagnetische Wechselfelder, wie die von Stromleitungen in Hauswänden, eine Spannung in ihm induzieren. Diese Wechselspannung, mit einer Amplitude von bis zu 100 mV und einer Frequenz von 50 Hz überlagert das EKG-Signal des Herzens. Um dieses Netzrauschen zu unterdrücken, wird ein Doppel-T-Filter verwendet. Bei idealen Bauteilen erreicht diese aktive Bandsperre eine Güte von annähernd 0,5 und eine Dämpfung von 76 dB. Da jedoch die verwendeten SMD-Widerstände und Kondensatoren nur mit gewissen Toleranzen erhältlich sind, fällt die effektive Dämpfung auf 20 dB bis 30 dB. Dies wäre für die Anwendung nicht ausreichend, daher werden in der Schal-

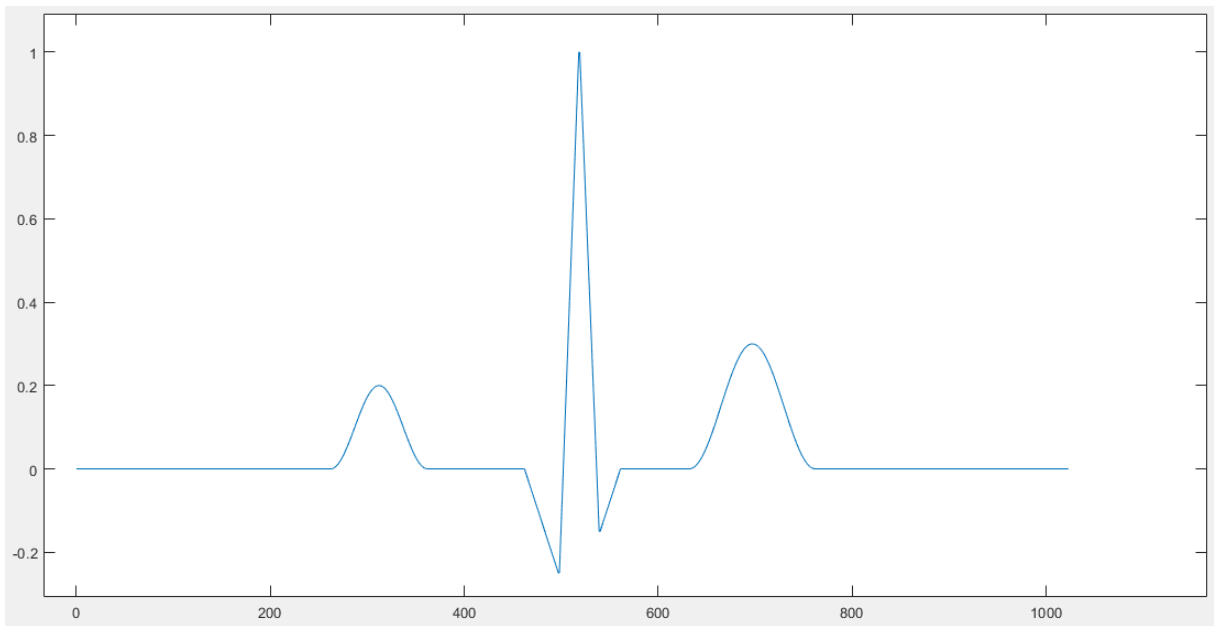


Abbildung 4: mit Matlab erstelltes künstliches EKG-Signal

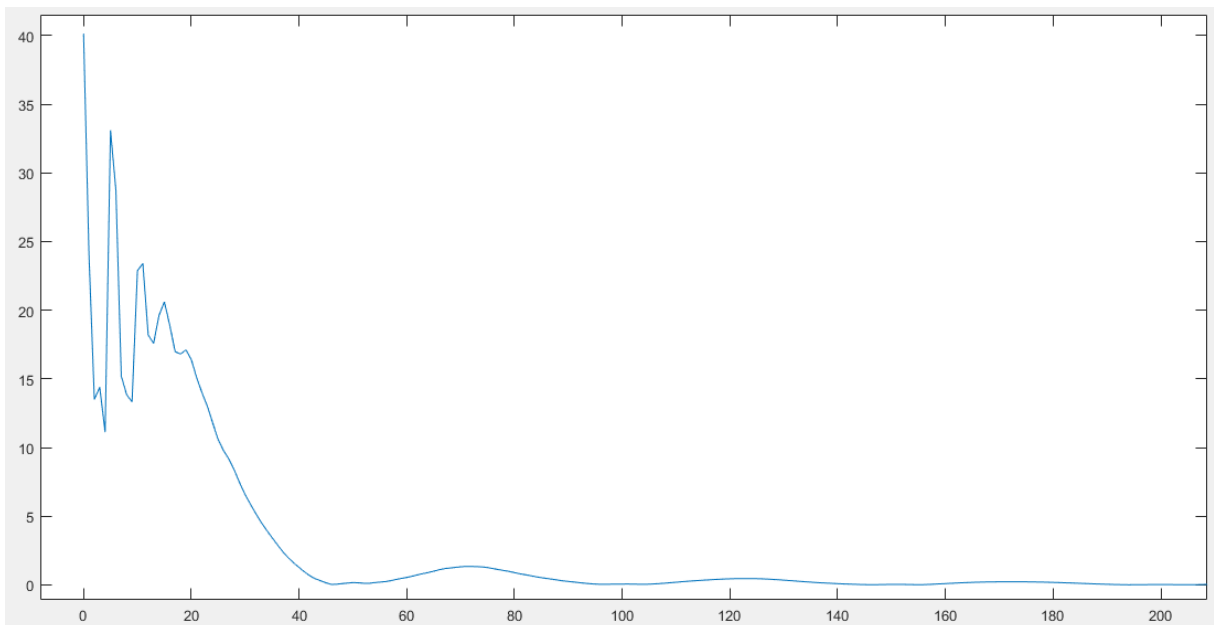


Abbildung 5: Frequenzspektrum des künstlichen EKG-Signals

tung zwei dieser Bandsperren in Reihe geschaltet. Die im Schaltplan vorgesehenen Parallelschaltungen der Widerstände dienen dazu die Widerstandswerte flexibel einzustellen, um auch noch im Nachhinein auf die Toleranzen der Kondensatoren reagieren zu können. Bei den benötigten Operationsverstärkern wurde ein vier in eins Bauteil von AD gewählt. Zwei der Operationsverstärker werden für die 50 Hz-Filter verwendet, die anderen zwei dienen der Tiefpassfilterung und Nachverstärkung. Der AD8544ARZ ist ein einseitig versorgbarer Rail-to-Rail-Verstärker mit einem geringen Versorgungsstrom von 45 μ A. Da das zu filternde Signal im niederfrequenten Bereich liegt, ist er mit seinem Verstärkungs-Bandbreite-Produkt von 1 MHz mehr als aus-

reichend. Mit dem Analog-Digital-Umsetzer (ADC) wird eine Abtastfrequenz von 1 kHz angestrebt. Das Signal wird daher durch Tiefpässe begrenzt. Die Tiefpassfilterung setzt sich aus vier passiven Tiefpässen erster Ordnung und einem aktiven Tiefpass zweiter Ordnung zusammen. Die passiven Filter sind zwischen die aktiven Stufen der Schaltung eingebettet.

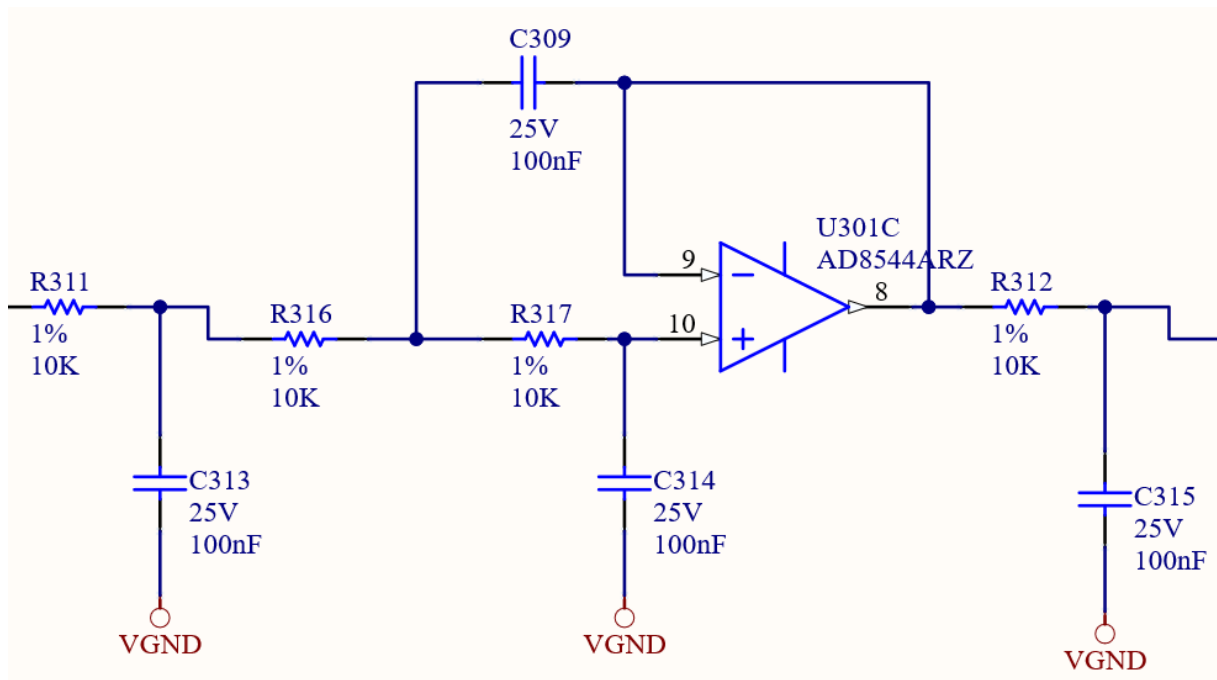


Abbildung 6: aktiver Tiefpass eingeschlossen von zwei passiven Tiefpässen

In Abbildung 3 ist der verwendete aktive Tiefpass, realisiert durch eine Sallen-Key-Schaltung abgebildet. Davor und dahinter befinden sich einfache passive Tiefpässe. Die zwei verbleibenden passiven Tiefpassfilter befinden sich in der Eingangsstufe (je einer pro Kanal) und zwischen den beiden 50 Hz-Filtern. Insgesamt ergibt sich damit eine Tiefpassfilterung sechster Ordnung, also eine Dämpfung von 120 dB pro Dekade, über die gesamte Schaltung. Die Signalamplitude der Quelle beträgt nur etwa 1 mV. Der ADC arbeitet in einem Bereich von 0 V bis 3 V, um diesen Bereich bestmöglich auszunutzen muss das Signal auf eine Amplitude von etwa 2 V verstärkt werden. 1 V des ADC-Intervalls bleibt als Reserve ungenutzt, um bei Schwankungen des Signals nicht sofort die Begrenzung der Spannungsversorgung zu überschreiten, außerdem kann die Amplitude des Eingangssignals je nach Mensch auch leicht variieren. Insgesamt wird also eine Verstärkung etwa um den Faktor 2000 benötigt, was 66 dB entspricht. Wie bereits erwähnt, wird durch den Differenzverstärker am Eingang eine Verstärkung von etwa 52 dB realisiert. Die Filterstufen in der Schaltung bewirken eine Dämpfung des gesamten Signals um etwa 6 dB, somit muss die Nachverstärkung 20 dB betragen um die geforderte Gesamtverstärkung von 66 dB zu erreichen. Dies bewirkt ein nicht-invertierender Spannungsverstärker, mit einem Verstärkungsfaktor von 10, der sein Ausgangssignal direkt auf den Pin des ADCs gibt.

In Abbildung 4 ist die simulierte Gesamtübertragungsfunktion der Filterschaltung in einer doppelt-

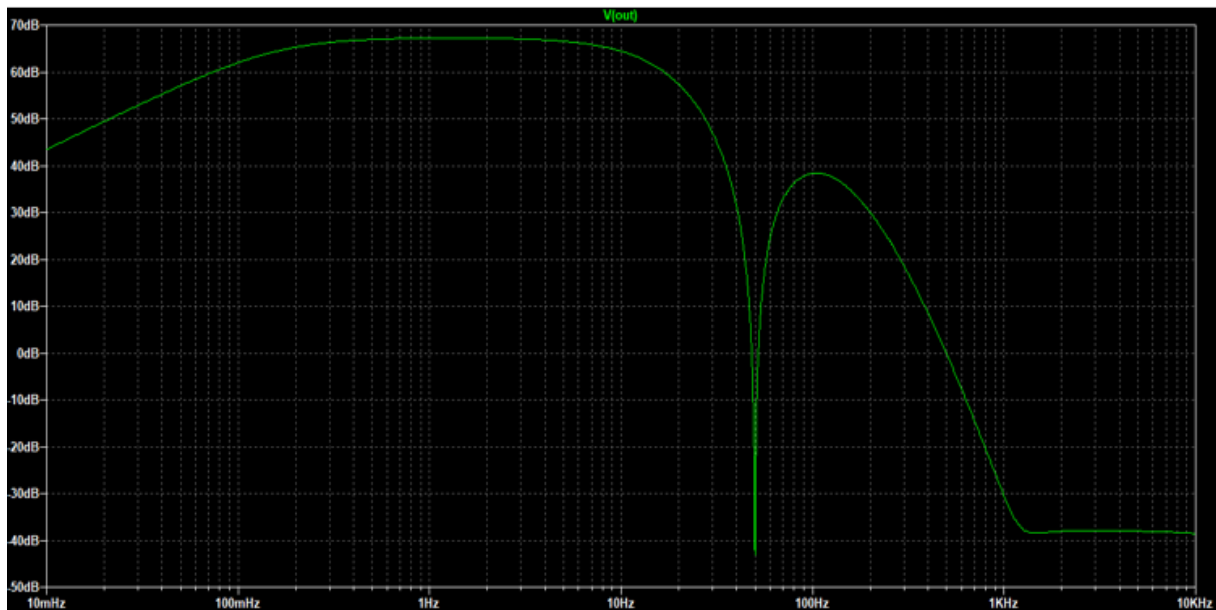


Abbildung 7: Gesamtübertragungsfunktion der Filterschaltung

logarithmischen Darstellung abgebildet. Für Frequenzen kleiner als 0,5 Hz wird das Signal mit 20 dB pro Dekade gedämpft, ab 160 Hz wird es durch die Tiefpässe mit 120 dB pro Dekade unterdrückt. Außerdem gibt es bei 50 Hz eine Dämpfung von 40 dB von den Bandsperren. Hierbei ist zu beachten, dass die Simulation mit idealen Bauteilen durchgeführt wurde. In der realen Schaltung fällt die Dämpfung wesentlich geringer aus, sodass die Übertragungsfunktion in diesem Bereich bei zirka 0 dB liegt. Für den übrigen Frequenzbereich wird eine Verstärkung um 67 dB erreicht. Der Gesamtschaltplan der Filterung befindet sich in Anhang (*Anhang wurde noch nicht erstellt*).

Um die Schaltung auf ein Gleichspannungspotenzial von 1,5 V anzuheben wurde ein hochohmiger Spannungsteiler mit einem Operationsverstärker als Spannungsfolger verwendet. Bei dem Operationsverstärker handelt es sich um den AD8541ARTZ-REEL. Es ist der gleiche Verstärker der auch für die Filter zum Einsatz kommt, nur in einem Single-Gehäuse.

6 Ergebnis

7 Zusammenfassung

8 Ausblick

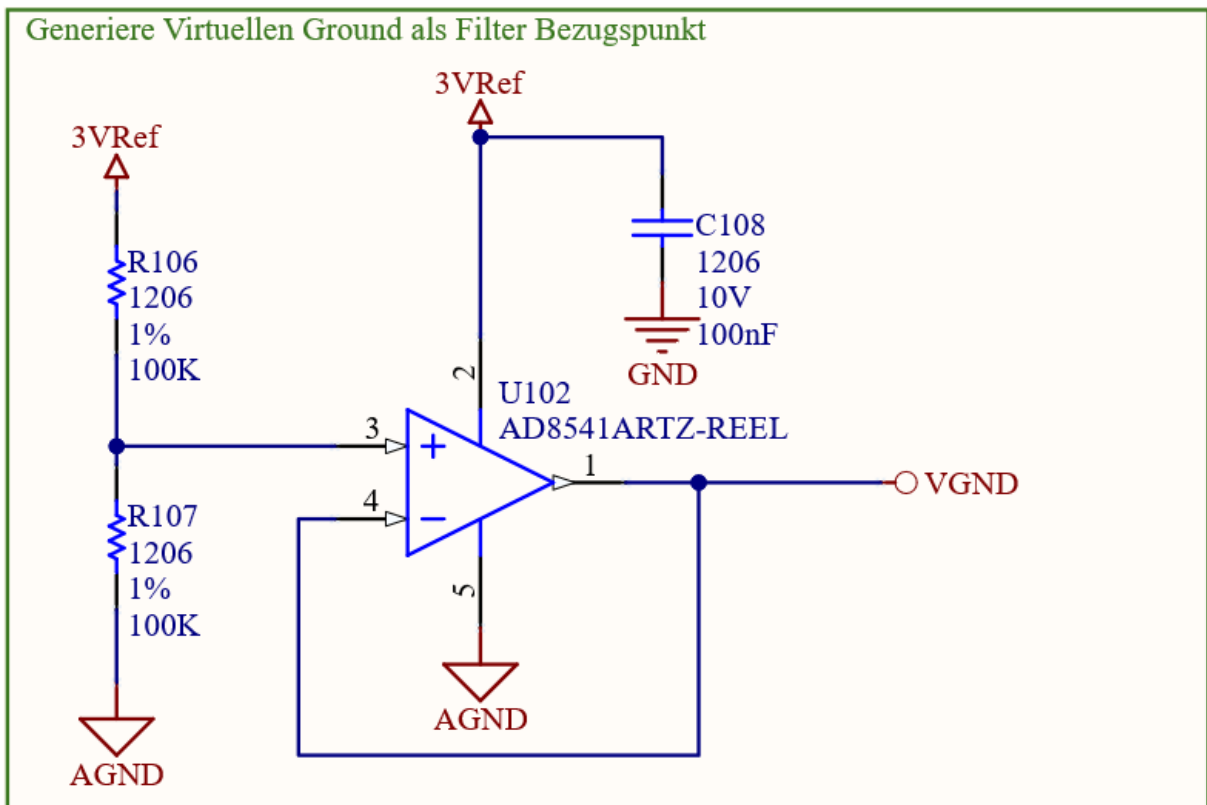


Abbildung 8: Generierung des 1,5 V Bezugspotentials für die Filterschaltung

Literatur

- [1] Aristotle. *Physics*. G. P. Putnam, 1929.

Anhang