

Georg-Simon-Hochschule Nürnberg
Fakultät Elektrotechnik Feinwerktechnik
Informationstechnik

Niklas Gampl
Hannes Holzmann
Adrian Jäger
Ivan Kozlov
Erik Thüry

3. März 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	4
2	Einleitung und Motivation	5
3	Zielsetzung	7
4	Stand der Technik	8
4.1	Überblick der EKG-Diagnostik	8
4.2	Marktrecherche	8
5	Realisierung	12
5.1	Konzeptfindung	12
5.1.1	Konzeptionierung	12
5.1.2	Verwendete Software	16
5.1.3	Verwendete Geräte	16
5.1.4	Bauteilbeschaffung und Fertigung	16
5.2	Diskussion der Alternativen	16
5.2.1	Digitale Filterung	16
5.3	Akkumanagement und Versorgungsspannungen	16
5.3.1	Betrachtung der nötigen Energie	17
5.3.2	Betrachtung der Zellchemie	18
5.3.3	Erzeugung der Unterspannungen	18
5.3.4	Sicherheitsmaßnahmen	20
5.4	Display und Benutzeroberfläche	22
5.5	Prozessoreinheit	22
5.6	Gehäuse	22
5.7	Schnittstellen	22
5.7.1	Schnittstelle zum Bluetooth Modul und DMA Transfer	22
5.8	Android-App	22
5.9	SD-Karten-Speicher	22
5.10	Analoge Filterschaltung	22
5.11	Platinendesign	27
5.11.1	Erstellung von Libraries	27
5.11.2	Zeichnen des Schaltplans	28
5.11.3	Platzieren der Komponente	28
5.11.4	Routing	29
5.11.5	Fertigung und Bestückung	31

5.11.6 Inbetriebnahme	31
6 Ergebnis	32
6.1 aufgenommene Signale	32
6.2 Akkulaufzeit, Bedienung, sonstige Funktionalität	32
7 Zusammenfassung	33
8 Ausblick	33
Literaturverzeichnis	34
Anhang	34

1 Abkürzungsverzeichnis

EKG	Elektrokardiogramm
FFT	Fast-Fourier-Transformation
SMD	Surface-mounted device
LDO	Low-Dropout-Regler
BK	Bradykardie
TK	Tachykardie
VHF	Vorhofflimmern
FIR	Finite-Impuls-Response-Filter
IIR	Infinite-Impuls-Response-Filter
PCB	Printed-Circuit-Board
TVS	Transient Voltage Suppressor
FET	Feldeffekttransistor
ADC	Analog-Digital-Converter
UART	Universal Asynchronous Receiver Transmitter
SPI	Serial Peripheral Interface
JTAG	Joint Test Action Group

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 wahrnimmt. 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 dafür die Praxis des Arztes besuchen muss. So kann ein Mediziner im Nachhinein Aufnahmen von verschiedenen Tagen auswer-

ten 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 bessere 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 Kurzzeitaufnahme, 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

Dieses Kapitel gibt einen Überblick über das Angebot an EKG-Geräten sowohl aus dem Heim- als auch aus dem klinischen Bereich. Da das Projektziel die Entwicklung eines Heim-EKG-Gerätes ist, wird im Zuge einer Marktrecherche der aktuelle Stand der Technik wiedergegeben, der in angepasstem Umfang in diesem Projekt erreicht werden soll.

4.1 Überblick der EKG-Diagnostik

Seit der Entdeckung von elektrischen Strömen am Herzen 1843 und ihrer ersten Aufzeichnung 1887 hat sich das EKG zu einem der meistgenutzten Diagnoseverfahren in der klinischen Praxis entwickelt. Während der Etablierung der Technik wurden Konventionen über das Vorgehen getroffen. Sie betreffen die Punkte an der Körperoberfläche an der die Elektroden zur Ableitung der Potenziale befestigt werden. Die wichtigsten sind die Ableitungen nach Einthoven (drei Stück), Goldberger (drei Stück) und Wilson (sechs Stück), sie bilden die Kanäle eines 12-Kanal-EKGs, das heute zur Standarderstdiagnostik von Krankenhäusern oder niedergelassenen Kardiologen gehört. Es ist essentiell für die Diagnostik von Herzrhythmus-, Reizleitungs- und Durchblutungsstörungen, darf jedoch nie unabhängig von anderen Diagnoseverfahren interpretiert werden. In Kliniken kommen hierbei stationäre oder mobile Geräte mit 12 oder 15 (zusätzliche simultane Hinterwandableitung am Rücken) Kanälen zum Einsatz. Meist verfügen sie über einen Netzanschluss und einen Akku und werden zur Aufzeichnung von Kurzzeit- oder Belastungs-EKGs genutzt. Für ein Langzeit-EKG, über 12 oder 24 Stunden benötigt man ein kompakteres EKG-Gerät, das meist beim Arzt angelegt wird und vom Patienten am nächsten Tag zur Auswertung zurück in die Praxis gebracht wird. Sie verfügen meist über ebenfalls 12 Kanäle und benötigen Fachwissen zur korrekten Anwendung. Davon abseits haben verschiedene Hersteller Modelle entwickelt, die für den alleinigen Heimgebrauch und zur Anwendung durch Laien bestimmt sind. Sie verfügen zwar meist nur über einen bis drei Kanäle, jedoch können sie die Diagnostik sinnvoll ergänzen, wenn ein Patient nur unter sporadisch auftretenden Beschwerden leidet. Durch Software ist es manchen Modellen möglich das aufgezeichnete Signal zu analysieren und eine Handlungsempfehlung abzugeben. Die endgültige Diagnose muss jedoch immer durch einen Arzt gestellt werden muss. Als Ausnahme ist hierbei das System der öffentlichen Defibrilatoren zu nennen. Es zeichnet ein EKG auf, analysiert es und weist einen Laien bei entsprechender Diagnose dazu an eine Defibrillation auszulösen.

4.2 Marktrecherche

Auf dem Markt finden sich bereits verschiedene Geräte zur EKG-Aufzeichnung und auch automatisierten Analyse des Signals. Dabei gibt es große Unterschiede im Umfang der

Hard- und Software.

Das Modell KardioMobile von AliveCor besteht aus einem Elektrodenpad für die linken und rechten Zeigefinger und wird mit einem Smartphone via Bluetooth 4.0 gekoppelt. Über ein separates Display verfügt das EKG-Gerät nicht. Das Smartphone, mit dazugehöriger App, dient zur Anzeige, Analyse und Speicherung des Signals sowie zur Steuerung der Funktion. Kompatibel ist es mit den aktuellen Modellen der gängigen Hersteller mit IOS- und Android-Betriebssystem. Es ermöglicht die Aufnahme eines Ein-Kanal-EKG's über 30 sec bis 5 min, misst die Herzfrequenz und analysiert das Signal danach auf das Vorliegen einer Bradykardie (BK), Tachykardie (TK) oder eines Vorhofflimmerns (VHF). Ein automatisiertes Langzeit-EKG ist nicht möglich. Die Auflösung beträgt 16 Bit bei einer Abtastrate von 300 Hz. Betrieben wird das Gerät mit Knopfzellen.

Das EKG-Gerät M90 mobile ECG Device vom Hersteller Beurer, verfolgt einen ähnlichen Ansatz. Es verfügt ebenfalls über zwei Elektrodenpads für die Zeigefinger und nimmt damit ein Ein-Kanal-EKG über eine Dauer von 30 sec auf. Danach wird das Signal automatisch auf Vorhofflimmern und Arrhythmien untersucht. Ein Langzeit-EKG wird nicht angeboten. Im Gegensatz zum vorigen Modell verfügt das Gerät von Beurer über ein LC-Display zur Anzeige von Herzfrequenz, Ladezustand und aller weiterer Gerätestatusinformationen. Es kann entweder via Bluetooth mit einem Smartphone oder über USB mit einem Computer verbunden werden, um die aufgezeichneten Daten in der zugehörigen, kostenlosen Software zu visualisieren. Versorgt wird das Gerät mittels Knopfzellen.

Ganz ähnlich dazu bietet Hartmann das Modell Veroval an. Es bietet die gleiche Funktionalität wie das Gerät von Beurer, also ein Ein-Kanal-EKG über 30 sec mit automatisierter Analyse der Herzfrequenz und des Herzrhythmus. Zur Anzeige der Frequenz und der Statusinformationen verfügt es über ein LC-Display, der Kurvenverlauf des Signals wird jedoch auf einem separaten Endgerät angezeigt. Dieses Modell bietet darüber hinaus die Möglichkeit den Blutdruck zu messen. Hierfür verfügt es über eine Blutdruckmanschette in Universalgröße. Die Bandbreite des EKG's ist mit dem Intervall von 0,05 Hz bis 40 Hz angegeben, bei einer Abtastfrequenz von 256 Hz. Betrieben wird es ebenfalls durch Batterien.

Das Modell Active von CardioSecur verfügt im Gegensatz zu allen bisherigen Modellen über Klemmen für Klebeelektroden und ist damit in der Lage verschiedene Ableitungen auf drei Kanälen aufzuzeichnen. Allerdings verfügt das Gerät über keinerlei Anzeige- oder Steuerungsmöglichkeiten. Es wird mittels USB-C an ein Smartphone angeschlossen, welches dann für die Anzeige, Speicherung und Analyse des Signals sowie für die Steuerung verwendet wird. Für die Nutzung der App, ohne die das Gerät nicht verwendet werden kann, ist ein monatliches Abonnement abzuschließen. Die Aufnahmedauer beträgt 10 sec, ein automatisiertes Langzeit-EKG wird nicht angeboten. Die Abtastrate beträgt 250 Hz,

Modell	Kardio-Mobile	Beurer ME 90	Hartmann Veroval	Cardio-Secure Active	EKG-Monitor Viatom
Gewicht (g)	41	31 (ohne Batterie)	-	50	280
Energieversorgung	Knopf-batterie	Knopf-batterie	AAA-Batterie	Versorgung durch Smartphone	integrierter Akku
Sensortyp	Edelstahl-elektroden-pad	Edelstahl-elektroden-pad	Edelstahl-elektroden-pad	Einmal-klebeelektroden	Edelstahl-elektroden-pad
verfügbare EKG-Arten	Kurzzeit (30 sec - 5 min)	Kurzzeit (30 sec)	Kurzzeit (30 sec)	Kurzzeit (10 sec)	Kurzzeit (30 sec)
Display	Smartphone	LC-Display (nicht für Signalverlauf)	LC-Display (nicht für Signalverlauf)	Smartphone	2,4 Zoll Touch-Display
Schnittstellen	Bluetooth	Bluetooth und USB	USB	USB-C	USB
automatisierte Diagnose von	BK, TK und VHF	BK, TK und VHF	BK, TK und VHF	BK, TK und VHF	BK, TK und VHF
Abtastrate in Hertz	300	-	256	250	-
Preis	120,00 €	100,00 €	125,00 €	150,00 €	140,00 €

Tabelle 1: Zusammenfassung der Marktrecherche

bei einer Signalbandbreite von 0,05 Hz bis 40 Hz.

Das letzte Gerät der Recherche ist der EKG-Monitor vom Hersteller Viatom. Er verfügt über Elektrodenpads, wie die ersten 3 Modelle, die für den Kontakt an der linken Handfläche und dem rechten Daumen bestimmt sind. Das 2,4 Zoll Touch-Display dient der Anzeige des Signalverlaufes, des Pulses und der Gerätestatusinformationen. Zudem kann es via USB mit dem Rechner verbunden werden und das EKG auf zugehöriger Software angezeigt werden. Der USB-Anschluss dient ebenso dem Aufladen des integrierten Akkus. Die Aufnahmedauer beträgt 30 sec, wonach das Signal auf Vorhofflimmern und Rhythmusstörungen analysiert wird. Ein automatisches Langzeit-EKG ist nicht möglich. Wie aus der Zusammenstellung der Ergebnisse in Tabelle 1 zu erkennen ist bieten alle Modelle die Möglichkeit zur automatisierten Diagnostik des Vorhofflimmerns jedoch keines die Funktion einer kontinuierlichen Langzeit-EKG-Aufnahme. Symptomloses Vorhofflim-

mern, dass zudem noch sporadisch Auftritt könnte bei Kurzzetaufnahmen übersehen werden. Dies würde das Risiko für Spätfolgen erhöhen. Dieses Projekt hat deshalb die Entwicklung eines Gerätes zur Kurzzzeit- und Langzeitaufnahme zum Ziel. Auf die zusätzliche automatisierte Diagnostik des Vorhofflimmerns durch Software wurde aufgrund des Projektfokus (EKG-Messung und eben nicht Auswertung) verzichtet.

[1]

5 Realisierung

Die Realisierung umfasst die gewählten Umsetzungen der Anforderungen an ein mobiles Heim-EKG-Gerät, sowie die getesteten Alternativen und Konzepte die nicht weiter verfolgt wurden.

5.1 Konzeptfindung

Dieses Unterkapitel führt die Anforderungen und die gewählten Lösungen auf, ohne diese im Detail zu erklären. Die genaue Erläuterung der verfolgten und getesteten Umsetzungen sind Inhalt der folgenden Kapitel der Realisierung. Ebenso werden hier die Lösungen aufgeführt, die sich nach dem Test als zu ineffizient oder zu aufwendig für die Anwendung erwiesen haben.

5.1.1 Konzeptionierung

Zur Erstellung eines Konzeptes für das EKG-Gerät wurden zunächst alle Anforderungen die sich aus dem Signal und den Produktvorstellungen ergaben, gesammelt. Hierzu zählen auch Funktionen die über die bloße Aufzeichnung eines EKGs hinausgehen.

1. Bandbreite der Filterschaltung: 0,5 Hz - 160 Hz
2. Abtastfrequenz: 250 Hz - 1000 Hz
3. Benötigte Verstärkung für das EKG-Signals: 66 dB (= Faktor 2000)
4. Für ein Ein-Kanal-EKG muss eine Differenzbildung der Signale zwischen den beiden Ableitungspunkten durchgeführt werden
5. Die negativen Signalanteile des EKGs müssen mit einer unipolaren Versorgungsspannung übertragen werden
6. Durch Magnetfelder von umgebenden Versorgungsleitungen induzierte Störsignale (sogenanntes Netzbrummen) müssen unterdrückt werden
7. Die verwendeten aktiven elektronischen Bauteile müssen mit einer unipolaren Versorgungsspannung betrieben werden können und sollten diesen Spannungsbereich fast vollständig ausnutzen
8. Zur Anzeige des Signals soll wahlweise ein integriertes Display oder das eigene Smartphone verwendet werden
9. Die Bedienung erfolgt via Touchscreen mit einem intuitiven User-Interface

10. Als Aufnahmemodi werden ein Kurzzeit-EKG (2 min) und ein Langzeit-EKG (24 Stunden) angeboten
11. Die Betriebslaufzeit muss mindestens 30 Stunden betragen
12. Die Energieversorgung erfolgt über einen Lithium-Ionen-Akku
13. Die aufgenommenen Daten werden auf einem externen Speichermedium gesichert
14. Bei einem niedrigen Akkustatus soll das Gerät den Nutzer durch einen akustischen Warnton darauf hinweisen

Die Bandbreite wurde nach der Analyse eines künstlichen Testsignals (siehe Abbildung 1) mithilfe von Matlab gewählt. Das EKG-Signal wurde aus Kosinus- und linearen Funktionen erstellt und danach durch eine Fast-Fourier-Transformation (FFT) das Frequenzspektrum (siehe Abbildung 2) ermittelt. Die betragsmäßig größten Frequenzanteile reichen von 0 Hz bis etwa 40 Hz. Da jedoch gerade die hochfrequenten Anteile des Signals für die Ausformung der charakteristischen QRS-Zacken verantwortlich sind, wurde die Grenzfrequenz der Tiefpassfilterung auf 160 Hz gesetzt. Der Gleichanteil des Signals wird mit einem Hochpass abgetrennt und das Wechselsignal auf ein DC-Potenzial von etwa 1,5 V überlagert. Dadurch dass die Filterschaltung auf ein Gleichspannungspotenzial von $\frac{V_{cc}}{2}$ angehoben wird, ist es möglich auch negative Signalanteile mit der einseitigen positiven Versorgungsspannung zu übertragen.

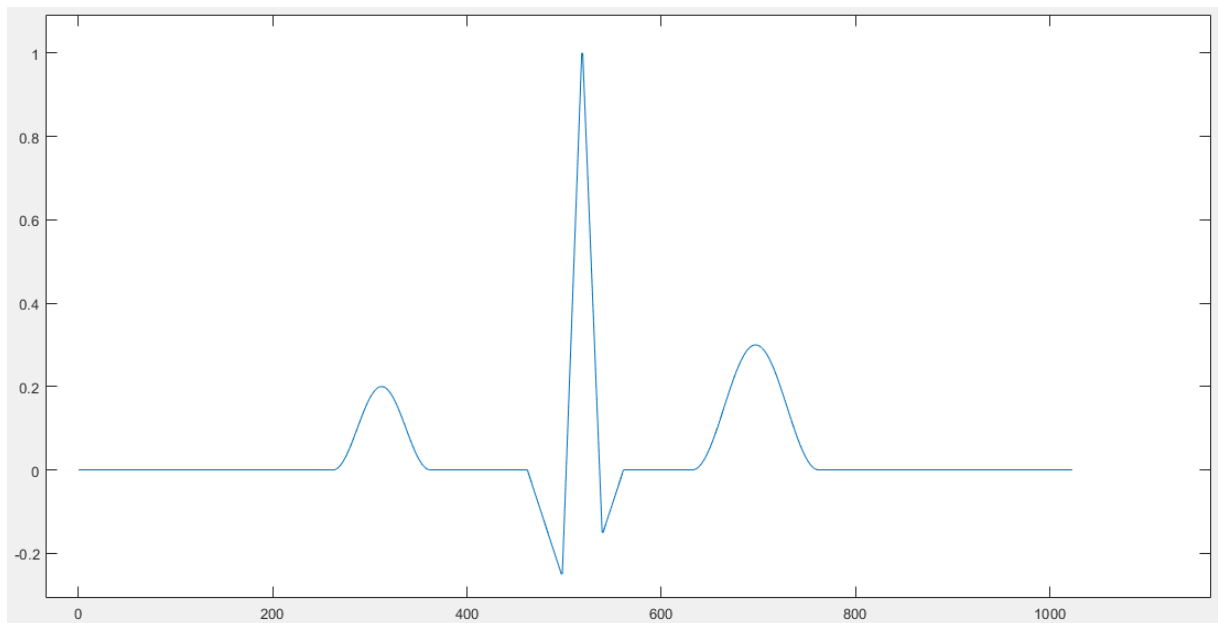


Abbildung 1: mit Matlab erstelltes künstliches EKG-Signal

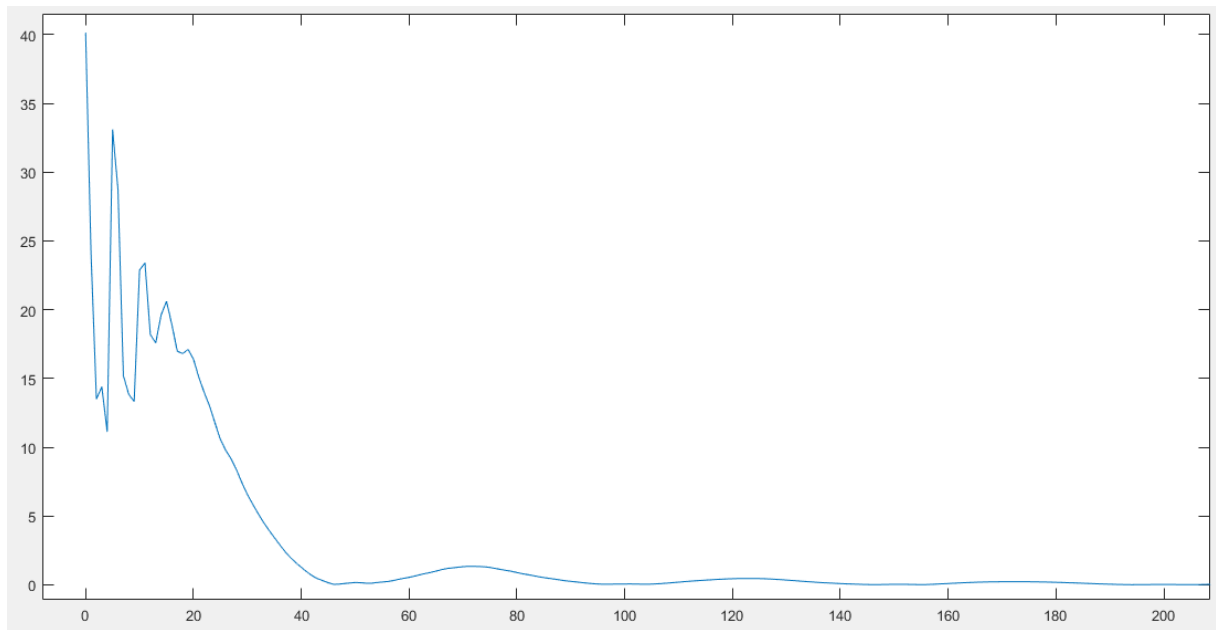


Abbildung 2: Frequenzspektrum des künstlichen EKG-Signals

Da das Störsignal durch Magnetfelder mit der gleichen Frequenz der Versorgungsleitungen schwingt, wird das EKG-Signal durch Kerbfilter mit einer Sperrfrequenz von 50 Hz gefiltert. Zur Differenzbildung der beiden Eingangskanäle wird ein Instrumentenverstärker eingesetzt. Gleichzeitig dient er zur Vorverstärkung des Signals um die Störanfälligkeit gegen elektromagnetische Felder auf dem Weg durch die Schaltung zu reduzieren. Am Ende erfolgt eine Nachverstärkung um den Arbeitsbereich und somit auch die Auflösung des ADC bestmöglich auszunutzen. Abbildung 3 zeigt die einzelnen Stufen der Filterung schematisch.

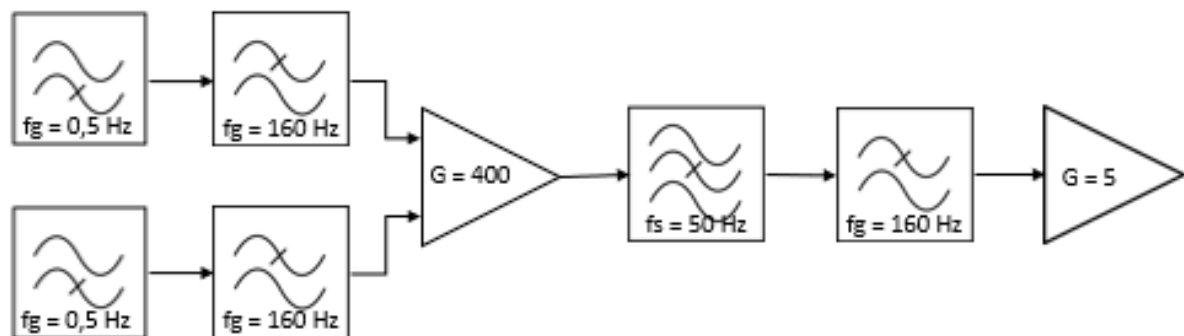


Abbildung 3: Blockschaltbild der Filterschaltung

Wie aus Abbildung 4 zu erkennen ist, werden zwei Versorgungsspannungen (3 V und 5 V) für die Module benötigt. Sie werden aus dem Spannungsbereich eines Lithium-Ionen-Akkus mithilfe eines LDO für 3 V und eines Aufwärtswandlers für 5 V erzeugt. Der Aufwärtswandler kann über einen Enable-Eingang vom Prozessor ein- oder ausgeschaltet wer-

den, um den Stromverbrauch durch die Peripherie zu minimieren und die Akkulaufzeit zu verlängern.

Die Anzeige und Steuerung erfolgt über ein 3,2 Zoll TFT Touch Display. Es verfügt über eine serielle Schnittstelle und kommuniziert via UART mit dem Input/Output-Modul des Prozessors. Zur zusätzlichen Bedienung wurde ein Taster eingeplant, der zum Ein- und Ausschalten des Energiesparmodus verwendet wird. Der Buzzer dient für akustische Warnsignale bei Fehlfunktion oder einem niedrigen Ladezustand des Akkus.

Die zweite UART-Schnittstelle (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) der CPU wird verwendet um Daten an das Bluetooth-Modul zu senden. Dieses kommuniziert dann via Bluetooth mit dem Smartphone des Benutzers, um die EKG-Daten in der App anzuzeigen.

Die Datenspeicherung erfolgt auf einer externen SD-Karte. Das Kartenmodul das zum Schreiben und Lesen der Daten verwendet wird, kommuniziert via SPI (Serial Peripheral Interface) mit dem Input/Output-Modul der CPU.

Zur Programmierung und Fehleranalyse der Prozessoreinheit auf der Platine, wird die JTAG-Schnittstelle (Joint Test Action Group) verwendet.

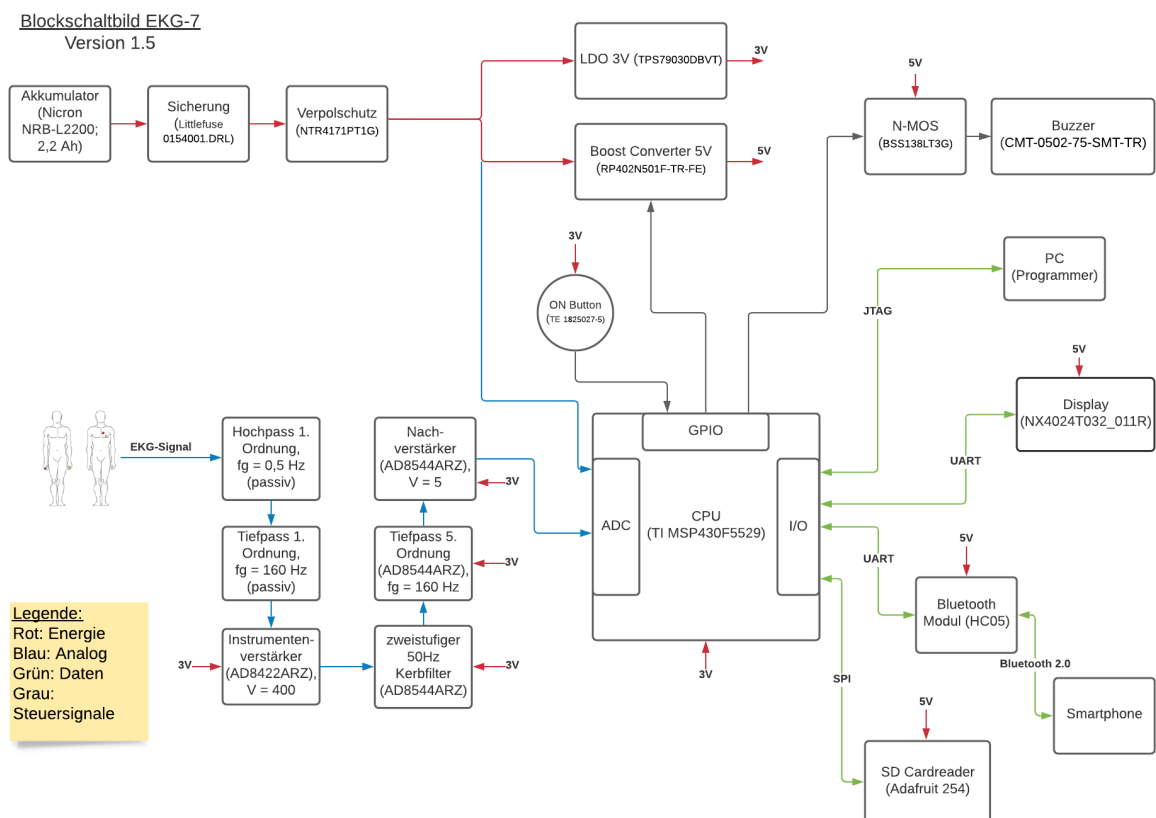


Abbildung 4: Blockschaltbild des EKG-Geräts

5.1.2 Verwendete Software

Für die Erstellung und Frequenzanalyse eines künstlichen EKG-Signals wurde das numerische Rechentool Matlab verwendet. Damit konnten die Grenzfrequenzen des Signals bereits ohne Labortest abgeschätzt werden. Diese Erkenntnisse wurden bei der Schaltungsentwicklung der analogen Filterschaltung mit LTSpice angewandt. Durch die Einbindung von Herstellermodellen, war die Simulation von Bauteilen möglich, ohne diese physisch zu testen. Für den Entwurf der Leiterplatte kam Altium Designer zur Anwendung. Auch hierfür bieten Hersteller Modelle für die Pinbelegung, den Footprint und 3D-Modelle an. Besonders die 3D-Modelle waren für das Gehäusedesign hilfreich um die korrekte Lage und Maße der Bauteile im Gehäuse auch optisch zu prüfen.

5.1.3 Verwendete Geräte

5.1.4 Bauteilbeschaffung und Fertigung

5.2 Diskussion der Alternativen

5.2.1 Digitale Filterung

Für die digitale Filterung des Netzbrummens wurden jeweils ein FIR- (Finite-Impuls-Response) und ein IIR- (Infinite-Impuls-Response) Filter als Bandsperren mit einer Sperrfrequenz von 50 Hz entworfen. Hierfür wurden die Filterkoeffizienten mit Matlab erzeugt und danach in C als eigenständige Module implementiert. Die Testung erfolgte auf dem Launchpad des MSP430 mit harmonischen Schwingungen zwischen 1 Hz und 200 Hz, einem künstlichen EKG-Signal (beides mit einer Signalquelle erzeugt) und einem echtem EKG-Signal.

Der FIR-Filter verfügt zwar über einen linearen Phasenverlauf, erwies sich aber bei den Tests schnell als zu rechenintensiv, für die Anwendung auf dem verwendeten Prozessor. Mit ihm wurde bei einer Abtastfrequenz von 250 Hz lediglich eine Dämpfung von 3 dB bis 6 dB erreicht.

Der IIR-Filter zeigte sich im Test mit verschiedenen harmonischen Schwingungen als sehr effizient mit einer maximalen Dämpfung von 150 dB bei geringem Rechenaufwand. Jedoch führte er in der Anwendung bei einem echten EKG-Signal zu einer Verschlechterung des Ausgangssignals, da er Schwingungen erzeugte, wie aus Abbildung 5 zu erkennen ist.

5.3 Akkumanagement und Versorgungsspannungen

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

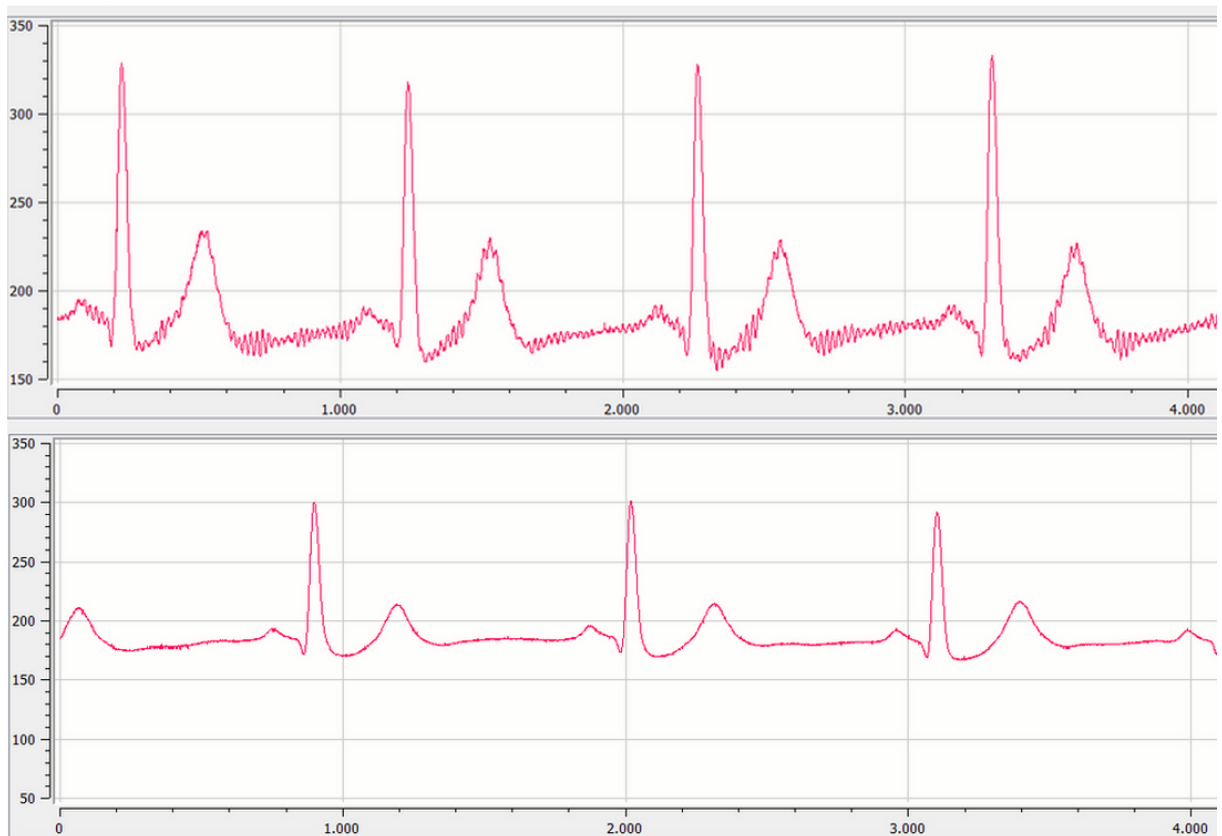


Abbildung 5: oben: EKG-Signal mit durch IIR-Filter erzeugtes Störsignal; unten: EKG-Signal ohne IIR-Filterung

5.3.1 Betrachtung der nötigen Energie

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:

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

5.3.2 Betrachtung der Zellchemie

Da Lithium-Ionen Zellen aktuell die höchste Energiedichte für unseren Anwendungsfall liefern, wird diese Art der Zellchemie zur 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 Elektrolyts 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.

5.3.3 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 i.d.R. 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.

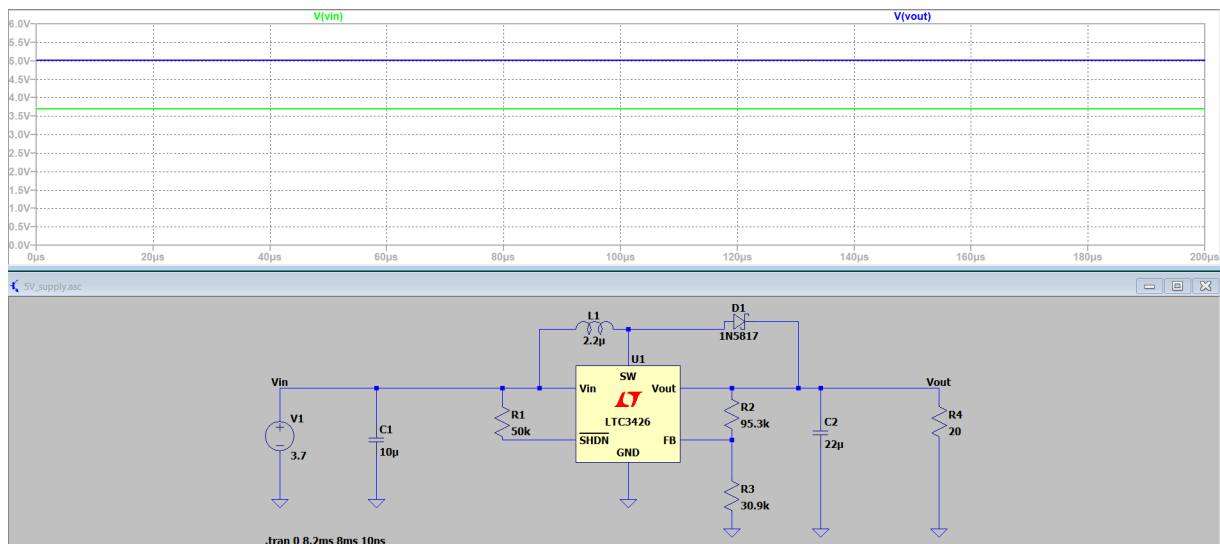


Abbildung 6: Simulation eines 5V Boost Converters

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.

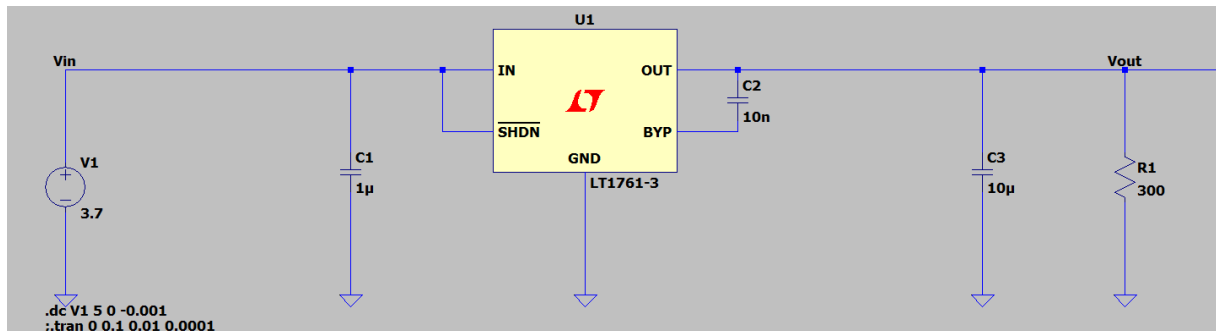


Abbildung 7: Simulationsaufbau 3V LDO

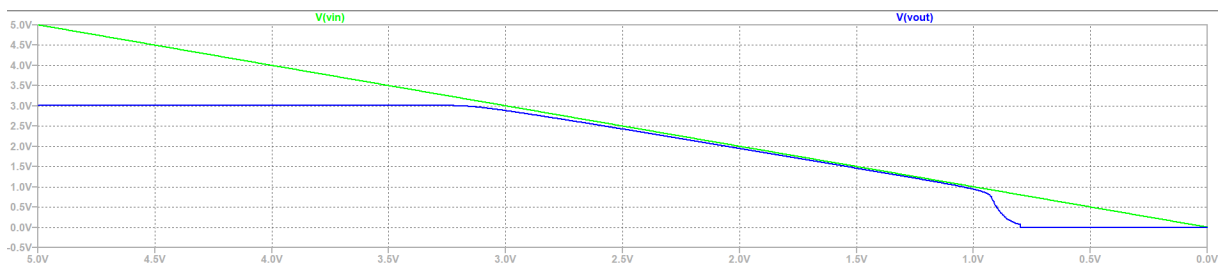


Abbildung 8: Ausgang 3V LDO mit fallender Eingangsspannung

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 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.

5.3.4 Sicherheitsmaßnahmen

Die Nutzung von Lithium-Ionen Zellen birgt einige Risiken. Mögliche Gefahren und Maßnahmen zur Reduktion dieser sind:

1. Kurzschlüsse:

Als erste Maßnahme hierfür ist der Anschluss der Batterie als Pin Header ausgeführt,

wodurch sich am PCB seitigem Ende der Zuleitung eine Buchse befindet. Somit sind die Kontakte im inneren der Buchse geschützt und können nicht durch unachtsame Handhabung Kurzgeschlossen werden. Um bei Kurzschlüssen auf dem Board oder an der Peripherie den Akku zu schützen ist unmittelbar nach dem Header eine Sicherung platziert. Hierfür wurde aus der OMNI-BLOCK Serie von Littelfuse eine 1 Ampere Sicherung mit flinker Auslösecharakteristik gewählt (0154001.DRL).

2. Verpolung:

Um eine Beschädigung der Schaltung durch eine verkehrt eingesetzte Batterie zu verhindern, wodurch Plus- und Minuspol vertauscht wären, ist ein Verpolschutz durch einen PMOS vorhanden. Der Drain-Anschluss liegt hierbei an der Batterie während der Source-Anschluss dem Rest der Schaltung zugewandt ist. Dadurch ist bei korrekter Polung der Body-Diode von Drain nach Source leitend. Das Gate ist über einen Widerstand mit dem Ground verbunden, wodurch im Normalbetrieb eine negative Gate-Source Spannung anliegt und den Transistor komplett durchsteuert. Im Fall einer Verpolung ist die Body-Diode nicht leitend und es entsteht keine Potentialdifferenz zwischen Gate und Source. Der FET sperrt und die Schaltung ist geschützt.

3. Überspannung:

Überspannungen z.B. durch eine elektrostatische Entladung (ESD) beim wechseln der Batterie können der Schaltung Schaden zufügen. Zur Prävention ist am Spannungseingang eine Bidirektionale Transient Voltage Suppressor (TVS) Diode verbaut, welche Spannungen über 9V schnell nach Ground ableitet.

4. Tiefenentladung:

Eine Entladung auf Spannungen außerhalb der Spezifikation des Akkus können zu dessen Zerstörung führen. Aus diesem Grund wird fortwährend die aktuelle Akkuspannung des Geräts durch die MCU gemessen und ein Einschalten des Geräts wird nur bei ausreichender Spannung erlaubt. Zusätzlich wird ein Akku mit integrierter Schutzbeschaltung verwendet, welche ebenso einen Tiefentladungsschutz enthält.

5.4 Display und Benutzeroberfläche

5.5 Prozessoreinheit

5.6 Gehäuse

5.7 Schnittstellen

5.7.1 Schnittstelle zum Bluetooth Modul und DMA Transfer

Das verwendete Bluetooth Modul HC-05 wird über UART angesprochen, wobei die Baudrate flexibel konfigurierbar ist. Zum Transfer von Daten öffnet das Modul auf dem verbundenem Smartphone oder Laptop einen virtuellen COM-Port, über welchen es alle ihm übergebenen Bytes ausgibt. Seitens der MCU wird das Hardware-Modul USCI_A1 verwendet, welches mit Ausnahme der Basisadresse identisch zu USCI_A0 in Kapitel ??? initialisiert wird.

Um beim versenden der Nachrichten keine Verzögerung oder zusätzliche CPU Last zu verursachen, wird Direct Memory Acces (DMA) verwendet. Das DMA-Modul kann nach korrekter Initialisierung automatische Daten im Hintergrund in das TX Register des UART Moduls kopieren. Hierfür muss das Modul auf Single Transfer konfiguriert werden. Weitere benötigte Konfigurationen sind Byte-to-Byte Transfer, die Quelladresse, die Zieladresse und die Datengröße. Als Trigger um das nächste Byte zu übertragen ist das Interrupt Flag UCA1TXIFG zu wählen, welches immer dann aktiv ist, wenn das UART Modul bereit ist ein weiteres Byte zu senden. Damit ein ganzer String verschickt werden kann, ist das DMA Modul auf ein Inkrementieren der Quelladresse nach jedem versendetem Byte einzustellen. Somit wird nach Aktivierung des Moduls durch setzen des DMA-Enable-Bits ein kompletter String im Hintergrund Byte für Byte versendet, bis die vorgegebene Datengröße abgearbeitet ist und das Enable-Bit automatisch zurückgesetzt wird. Die CPU selbst wird dabei jeweils nur für zwei Takte durch das DMA Modul unterbrochen und muss nicht auf den Abschluss jedes Sendevorgangs warten.

5.8 Android-App

5.9 SD-Karten-Speicher

5.10 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 9) aus Kosinusfunktionen und linearen Funktionen erstellt. Aus der im Anschluss durchgeführten Fast-Fourier-Transformation (FFT) (siehe Abbildung 10), 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 Wechselfeldspannung, mit einer Amplitude von bis zu 100 mV und einer Frequenz von 50 Hz überlagert das EKG-Signal des Herzens. Um dieses Netzrauschen zu

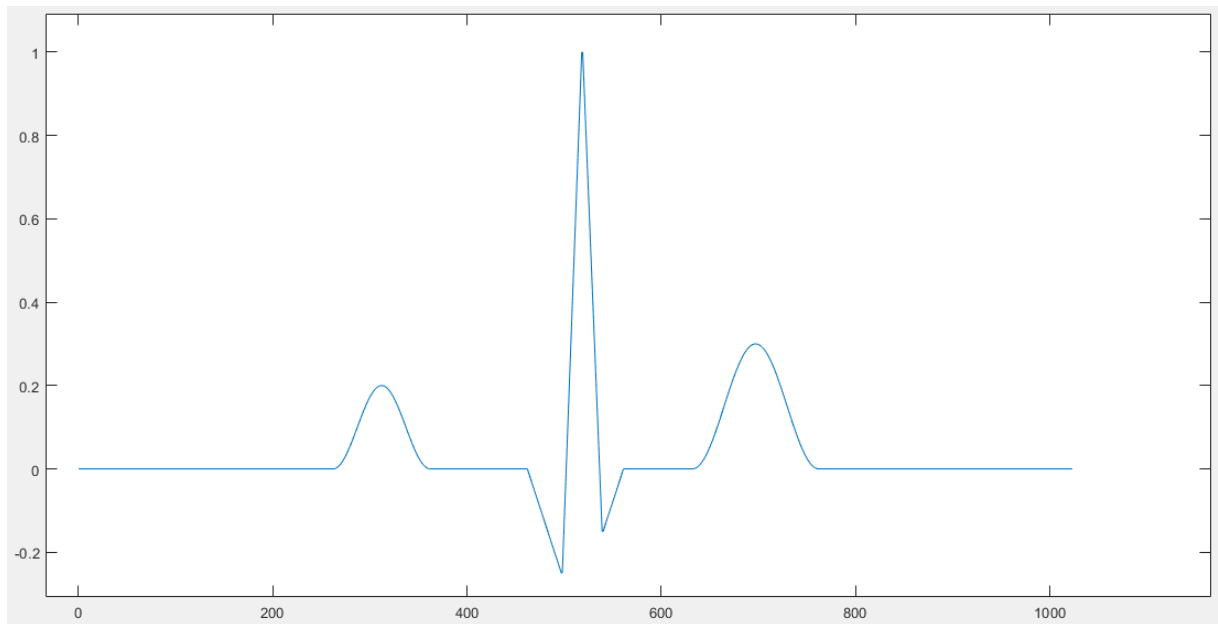


Abbildung 9: mit Matlab erstelltes künstliches EKG-Signal

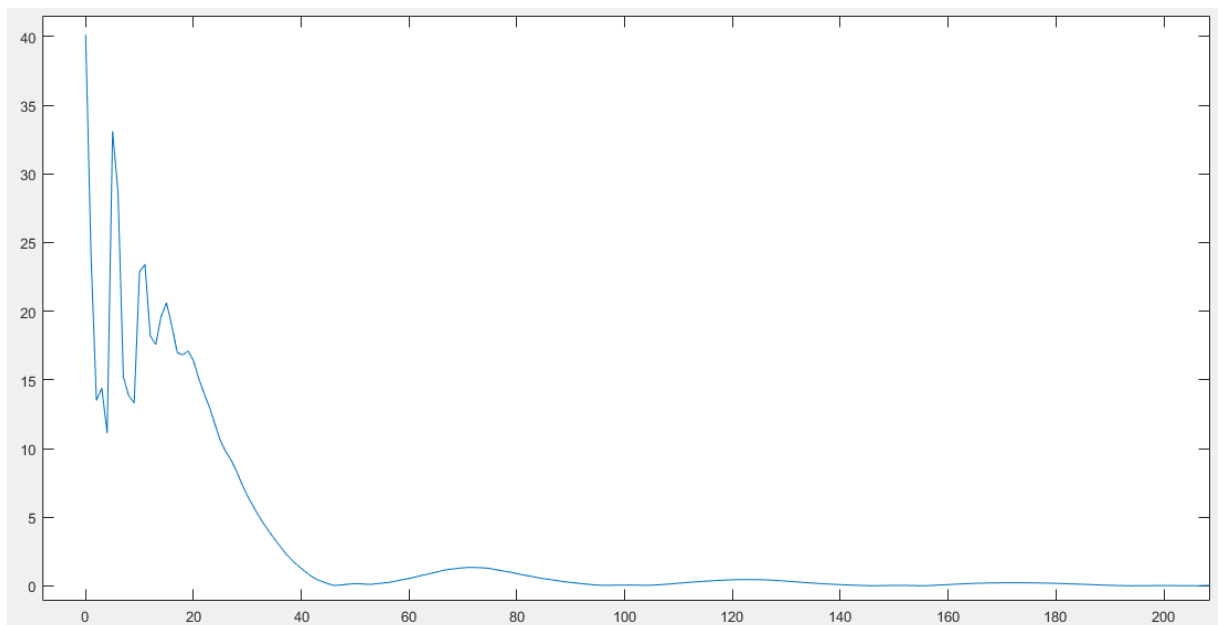


Abbildung 10: Frequenzspektrum des künstlichen EKG-Signals

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 Schaltung 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 $45\text{ }\mu\text{A}$. Da das zu filternde Signal im niederfrequenten Bereich liegt, ist er mit seinem Verstärkungs-Bandbreite-Produkt von 1 MHz mehr als ausreichend. 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.

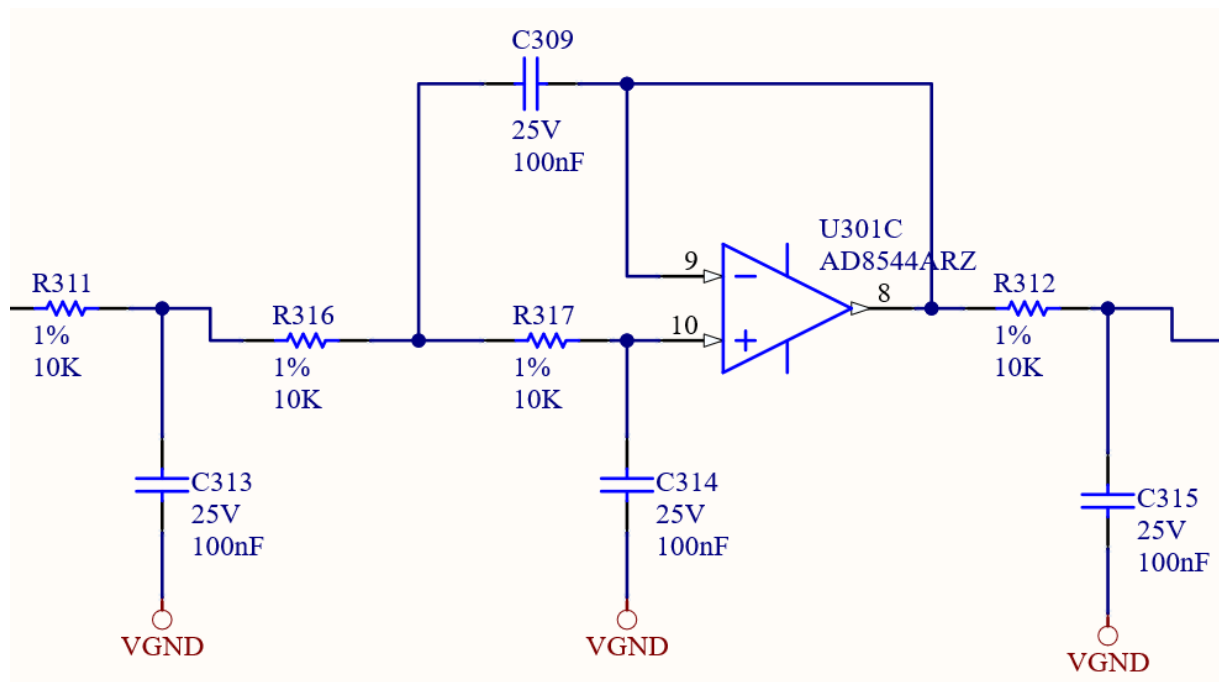


Abbildung 11: aktiver Tiefpass eingeschlossen von zwei passiven Tiefpässen

In Abbildung 11 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.

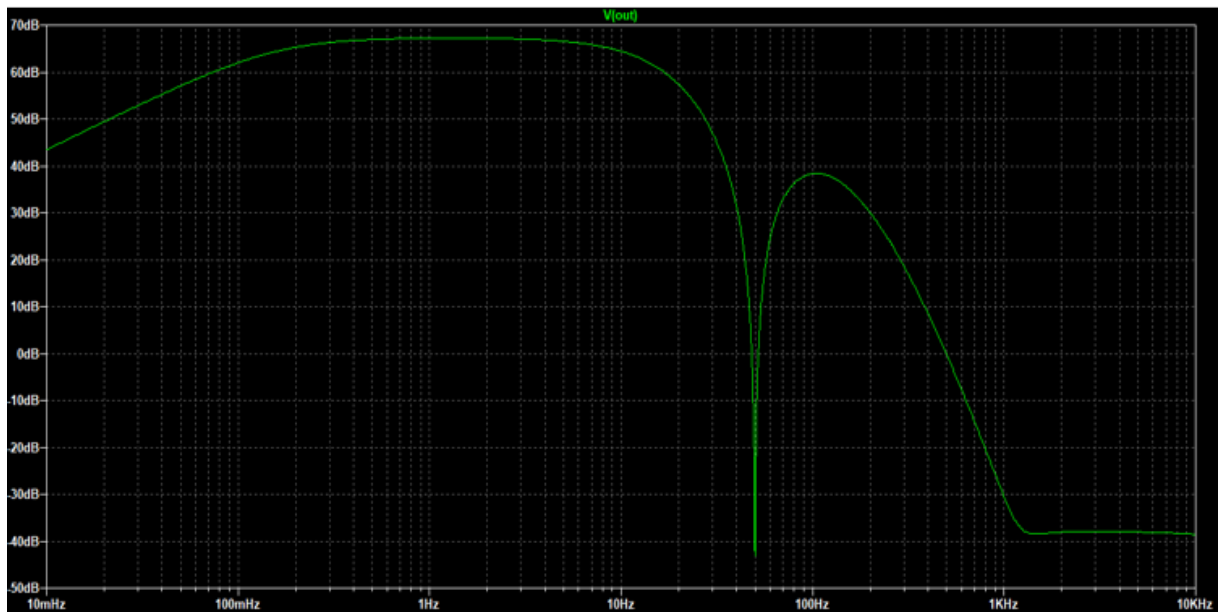


Abbildung 12: Gesamtübertragungsfunktion der Filterschaltung

In Abbildung 12 ist die simulierte Gesamtübertragungsfunktion der Filterschaltung in einer doppelt-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 hoch-ohmiger 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.

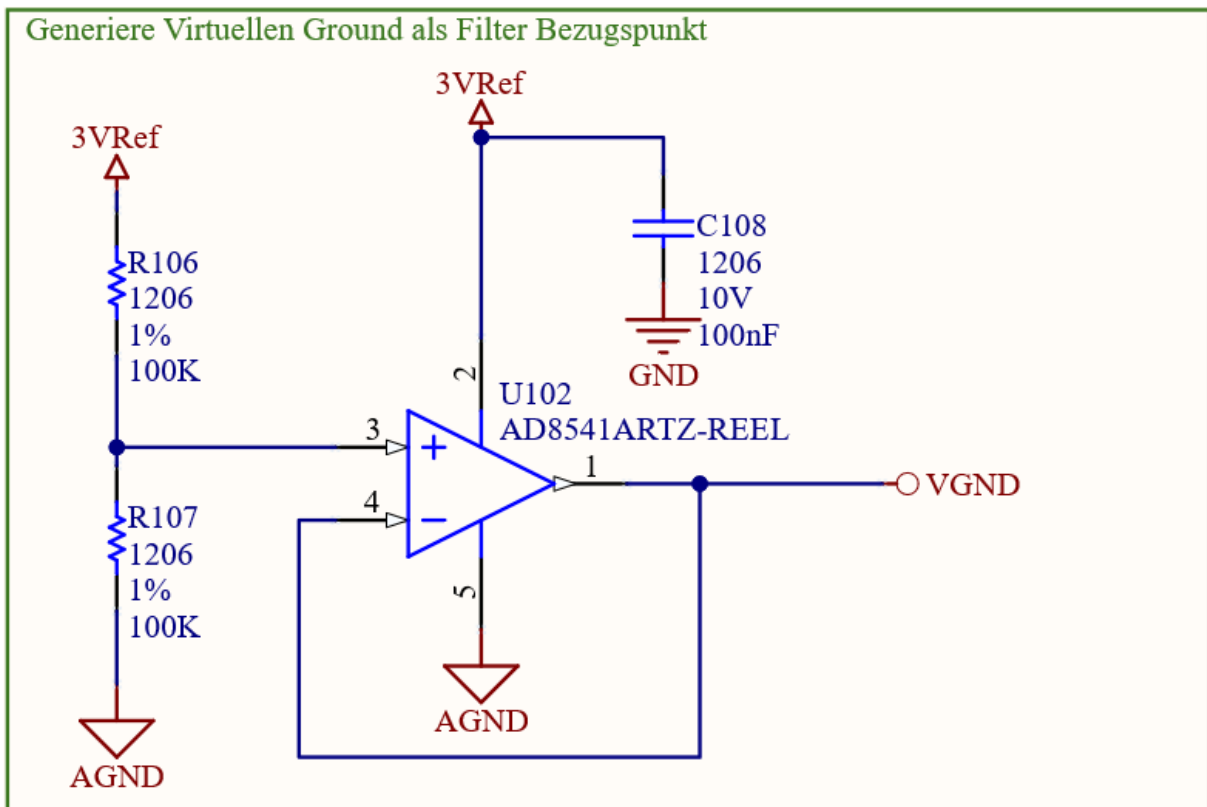


Abbildung 13: Generierung des 1,5 V Bezugspotentials für die Filterschaltung

5.11 Platinendesign

Für das zeichnen von Schaltplänen sowie dem Layouten des PCBs wird das Programm Altium Designer verwendet. Es beinhaltet eine übersichtliche Benutzeroberfläche und zahlreiche Features wie PCB-Design in nativem 3D, interaktives Routing, hierarchische Designs, einheitliche Bibliothekenverwaltung, integrierte SPICE Simulationen und zahlreiche Export-Möglichkeiten in einem Tool.

5.11.1 Erstellung von Libraries

Da in der integrierten Datenbank von Altium Designer nicht alle benötigten Bauteile enthalten sind, müssen diese zunächst von Hand angelegt werden. Dieser Prozess gliedert sich in drei Schritte:

1. Erstellung des Schaltzeichens:

Hierbei wird mithilfe von geometrischen Formen ein Symbol des Bauteils erstellt, welches möglichst gut seine Funktion widerspiegelt. Idealerweise dient dafür ein Symbol des Herstellers als Vorlage, welches nachgestellt werden kann. Hierbei müssen bereits die Ein- und Ausgangspins des Bauteils festgelegt werden, da nur dort später Leitungen angeschlossen werden können. Den Pins wird eine Nummer zugewiesen, welche später einem Pad des Footprints entspricht.

2. Erstellung des Footprints:

Für jeden Pin des Bauteils muss ein Pad auf dem PCB erstellt werden, auf welchem das Beinchen später aufliegt und verlötet wird. Dabei ist auf eine ausreichende Größe des Pads zu achten, damit das Beinchen vollständig verbunden werden kann. Es empfiehlt sich, die Pads länger als nötig zu gestalten, wenn im Nachgang noch Bauteile per Hand verlötet werden sollen. Idealerweise verwendet das Bauteil einen Standard-Footprint, welchen es bereits als Vorlage gibt.

3. Hinzufügen eines 3D Modells:

Um die Platine später in 3D zu bearbeiten und vollständig zu exportieren werden jedem Bauteil dreidimensionale Modelle hinzugefügt. Dies ist in Altium durch den Import einer .step Datei möglich. Diese muss im Anschluss noch genau auf das Pad ausgerichtet werden.

5.11.2 Zeichnen des Schaltplans

Der Schaltplan wird auf Basis vorhergegangener Versuche durchgeführt. Sobald eine Baugruppe erfolgreich getestet ist, wird sie in den Schaltplan integriert. Vor dem Anlegen der einzelnen Seiten wird ein Template erstellt, was eine einheitliche Form des Schaltplans gewährleistet und Informationen wie Projektname, Ersteller, Revisionsnummer, etc. vermittelt. Der Schaltplan ist auf vier Seiten aufgeteilt:

1. Power Supply
2. MCU
3. Filterung
4. Peripherie

Die Nummerierung von Seiten und Bauteilen wurde so konfiguriert, dass diese automatisch durch Altium erfolgt. Der Schaltplan ist in funktionale Blöcke untergliedert, welche mit einem kurzen Kommentar beschriftet sind. Dies erleichtert die Übersichtlichkeit (Abbildung 14).

Weiterhin werden Kondensatoren parallel zu den Versorgungspins sämtlicher ICs eingeplant. Dies verhindert, dass sich Schwankungen in der Versorgungsspannung auf den IC und Lastwechsel des ICs auf die Versorgungsspannung auswirken.

5.11.3 Platzieren der Komponente

Nach dem Abschluss des Schaltplans kann mit dem Layout der Platine begonnen werden. Hierfür wird zunächst in Absprache mit dem Gehäuseverantwortlichen eine Maximalgröße

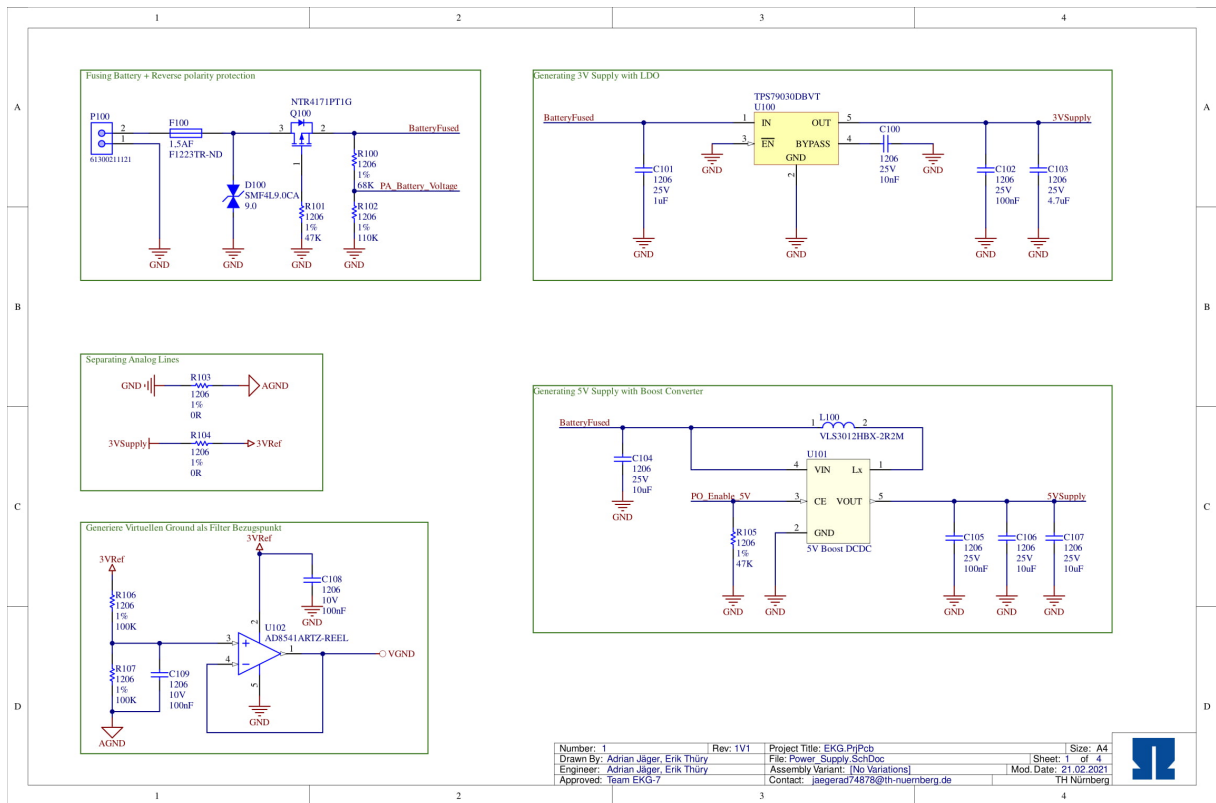


Abbildung 14: Schaltplan Seite Power Supply

der Platine festgelegt. Die Abmaße werden im Board Planning Mode des neu erstelltem PCB Documents in Altium Designer eingetragen.

Für die Platzierung wird zunächst eine grobe Skizze auf Papier erstellt (Abbildung 15). Damit wird bereits jeder Baugruppe ein Raum auf der Platine zugesichert, von welchem aus alle Verbindungen zu anderen Baugruppen gut erreichbar sind.

Die MCU rückt dabei in den Mittelpunkt, da von ihr aus Verbindungen zu allen Baugruppen bestehen. Bei ihr ist darauf zu achten, das sämtliche vom Hersteller geforderten Bypass-Kondensatoren so nah wie möglich an den entsprechenden Pins Platziert werden. Selbiges gilt für den externen Hochfrequenz-Schwingquarz, dessen Zuleitungen ebenfalls nur kurze Distanzen überbrücken sollte.

Die Absicherung der Spannungsversorgung ist in unmittelbarer Nähe zum Anschluss an die Batterie zu platzieren. Der 3D Modus ist beim Platzieren von Bauteilen hilfreich um die Platzverhältnisse besser einzuschätzen.

5.11.4 Routing

Zum Routen wird das interaktive Routing Tool von Altium Designer verwendet. Dort werden zunächst die Design-Rules anhand der Vorgaben des Herstellers Multi Circuit Boards angepasst.

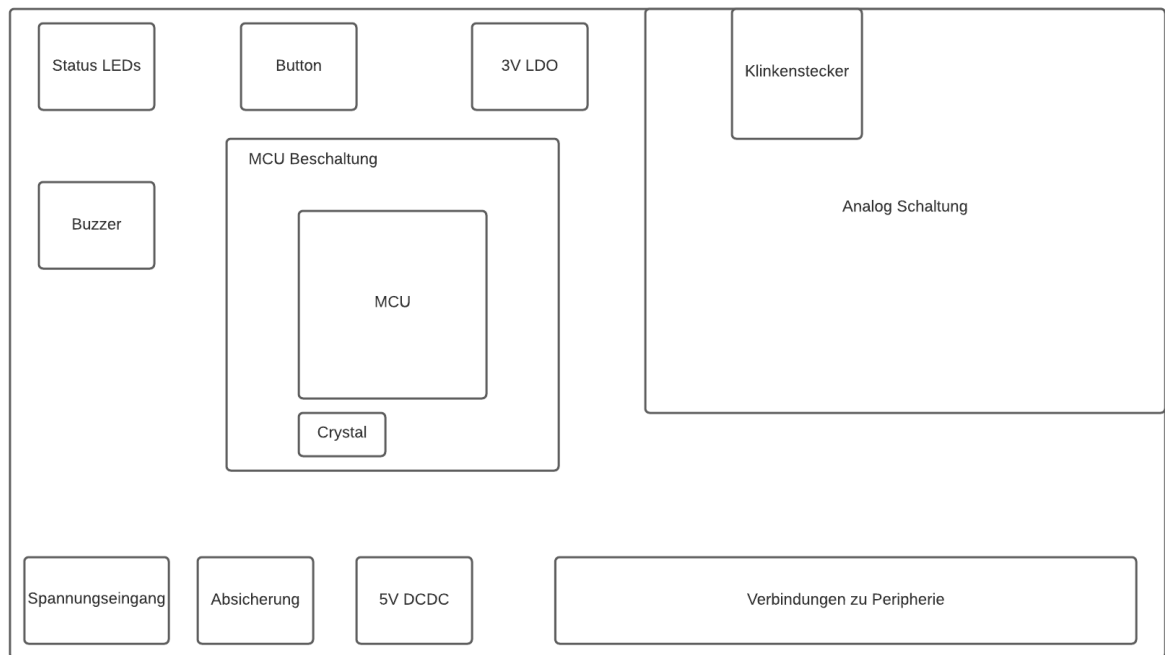


Abbildung 15: Skizze des Platinenlayouts

Als Leiterbahnbreite werden 0.3 mm festgelegt, was nach <https://www.4pcb.com/trace-width-calculator.html> ausreichend ist um selbst die höchsten zu erwartenden Ströme dauerhaft ohne gefährliche Temperaturerhöhung zu tragen. Diese Breite wird ebenso für unbelastete Signalleitungen verwendet, um bei eventuellen Lötarbeiten mehr Stabilität zu bieten. Als Größe für die Vias kommt einheitlich ein Standardvia (Lochdurchmesser 0,3 mm, Ringdurchmesser 0,65 mm) zum Einsatz. Das Verringert die Tooling-Kosten des Herstellers.

Um höchstmögliche Präzision und Störfreiheit für die Analogmessung zu ermöglichen, wird für deren Versorgung ein Sternpunkt festgelegt, welcher mit Konfigurationswiderständen vom Rest der Schaltung trennbar ist. Von diesem Sternpunkt aus wird auch die Vergleichsspannung des ADCs der MCU bedient. Auf den Leiterbahnen ist somit kein Spannungsfall oder Rauschen durch Ströme anderer Baugruppen, welche die Messung beeinflussen könnten.

Abschließend werden Ground-Polygone auf Top- und Bottom-Layer gelegt, um die Stabilität der Platine zu verbessern und für eine starke Groundanbindung zu sorgen. Um den Sternpunkt damit nicht zu verändern, wird für den Analogbereich ein separates Polygon verwendet.

5.11.5 Fertigung und Bestückung

Bevor die Platine bestellt werden kann, muss ein Design-Rule-Check (DRC) durchgeführt werden. Hierbei wird überprüft, ob die Platine alle vorgegebenen Design-Rules erfüllt. Nach der Korrektur aller Fehler werden die Gerber-Files automatisch mit Altium generiert und an den Hersteller versendet. Zum Bestücken wird ein Halbautomat verwendet, welcher die Platzierung der Bauteile durch eine manuell bedienbare Saugspitze deutlich erleichtert. Die Platine mit platzierten Bauteilen durchläuft anschließend den Reflow-Ofen und wird unter dem Mikroskop auf eventuell Lötbrücken überprüft.

5.11.6 Inbetriebnahme

Bei der ersten Inbetriebnahme sollte der Strom zunächst durch ein Labornetzteil begrenzt werden. Nach dem Anschluss der EKG Platine wurde festgestellt, dass diese einen Kurzschluss mit Dioden-Charakteristik verursacht. Sobald die Spannung über 0,8 V erhöht wird, steigt der Strom rapide auf über 20 mA an. Nach umfassender Fehlersuche wird festgestellt, dass im Schaltplan die Polarität der Versorgungspins am Operationsverstärker ausgeblendet ist. Dadurch ist die Polarität im Schaltplan sowie im Layout vertauscht. Nach Korrektur dieses Fehlers durch hochbiegen der entsprechenden Beinchen am IC und legen eines Kupferlackdrahtes verläuft die Inbetriebnahme erfolgreich. Über das JTAG Interface kann eine Testsoftware auf die MCU gespielt werden.

6 Ergebnis

Dieses Kapitel führt die Funktionen des EKG-Gerätes auf die umgesetzt wurden.

6.1 aufgenommene Signale

Die automatisierte Aufnahmezeit der Kurzzeit-EKG Funktion wurde mithilfe einer Stoppuhr gemessen und beträgt 120 sec. In dieser Zeit wurden 29895 Werte auf der SD-Karte, mit Zeitpunkt und Benutzerkennung gespeichert. Daraus ergibt sich eine durchschnittliche Abtastrate von 249 Hz ($= \frac{29895 \text{ Werte}}{120 \text{ sec}}$). Die gespeicherten ADC-Werte des EKG-Signals wurden mithilfe von MS Excel in einem Zeitdiagramm visualisiert (siehe Abbildung . Gut zu erkennen sind die P- (Vorhofkontraktion) und die T-Welle (Erregungsrückbildung der Kammern). Zwischen den beiden Wellen befindet sich der QRS-Komplex. Deutlich von einander zu unterscheiden sind die negativen (Q- und S-Zacke) und positiven Anteile (R-Zacke) des Komplexes, der die Kammerkontraktion markiert. Im Signal sind keine störenden 50-Hz Schwingungen mehr enthalten. Aus den ADC-Werten lässt sich nun die Amplitude des Eingangssignals bei der Messung an der Hautoberfläche berechnen. Die Verstärkung der Filterschaltung wurde hierbei zur Vereinfachung als maximal (67 dB) über die gesamte Bandbreite angenommen.

$$\frac{\frac{ADC-Breite}{\Delta \text{Signalwerte}} * 3V}{\text{Verstärkung der Filterschaltung}}.$$

Es ergibt sich eine Eingangsamplitude von XXX , was der EKG-Amplitude eines gesunden Menschen in der Ableitung Einthoven 2 entspricht.

Der Test der Langzeit-Aufnahme lieferte 21600000 Werte. Dies entspricht einer durchschnittlichen Abtastrate von 250 Hz.

Die Funktion zur Berechnung der Herzfrequenz im Kurzzeit-EKG liefert ein gleichmäßiges Ausgangssignal. Zur Überprüfung wurde der Mittelwert der Herzfrequenz über eine Minute berechnet und mit dem analog gemessenen Puls am Handgelenk verglichen, wobei beide Werte übereinstimmten. Dies gilt jedoch nur für ein Ruhe-EKG, bei dem der Anwender sich möglichst wenig bewegt und gleichmäßig atmet. Bei Störungen von mehr als 6 sec Dauer, führen die Bewegungsartefakte zu einer Verfälschung der Pulsrate.

6.2 Akkulaufzeit, Bedienung, sonstige Funktionalität

Für die verschiedenen Energiemodi wurde der Stromverbrauch direkt an der Batterie gemessen. Hierfür wurde ein Multimeter als Shunt zwischen den positiven Pol der Batterie und den positiven Eingangspin der Platine geschaltet.

Nach dem Test der Langzeitaufnahme (Gerät befand sich dafür fast ausschließlich im Energiesparmodus), mit einem anfangs vollen Akku, betrug die Akkuanzeige des Displays

Modus	gemessener Strom
Display an/ volle Helligkeit	220 mA
Display im Sleep-Modus	107 mA
5V-DCDC ausgeschaltet	7,7 mA

Tabelle 2: Stromverbrauch

61%. Die Spannung der Akkuzelle gemessen mit dem Multimeter betrug 3,83 V.

Die maximale Akkulaufzeit im Lagerzustand (5V DCDC ausgeschaltet) bis zur Entladegrenze von 20% berechnet sich zu $\frac{2200 \text{ mAh} * 0,8}{7,7 \text{ mA}} = 228,6 \text{ h}$.

7 Zusammenfassung

8 Ausblick

Literatur

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

Anhang