

# Entwicklung eines einfachen EKG-Gerätes mit Webinterface unter Verwendung eines Entwicklungsboards mit ARM9 MCU

---

Eine Projektarbeit von

*Philipp Meißner*

Betreuer

*Prof. Dr. Blankenbach*

## Inhalt

Einleitung.....	3
Eigenschaften des EKG-Signals.....	4
Fourieranalyse des EKG-Signals.....	4
Entwicklung der Filterschaltung.....	5
Aufbau und Einstellung der Filterschaltung.....	8
Programmierung des ARM-9 Entwicklungsboards.....	10
Einbinden des Analog-Digital-Wandlers.....	10
Messen und Anzeigen des EKG-Signals.....	11
Ermittlung der Herzfrequenz aus den Messwerten.....	11
Implementierung des Webinterfaces.....	12
Abschließende Bewertung.....	13
Quellenverzeichnis.....	14
Abbildungsverzeichnis.....	14
Anhangverzeichnis.....	14

## Einleitung

Die stetig steigende Lebenserwartung in den Industrieländern ist nicht zuletzt auch eine direkte Folge von immer besser und preiswerter werdenden medizinischen Geräten. Ein großer Bereich der Medizintechnik sind Diagnosegeräte, die es Ärzten erlauben, Einblicke in die Körper ihrer Patienten zu erhalten, die ihnen ohne technische Hilfsmittel verwehrt blieben. Besonders offensichtlich ist dies bei den so genannten bildgebenden Verfahren wie Röntgen oder Ultraschall (Sonographie), da diese einen direkten Einblick in das Körperinnere geben. Jedoch sendet der Körper auch Signale aus, die sich mit diesen Methoden nicht erfassen lassen. So findet im Körper ständig eine Verschiebung von elektrischen Potentialen statt, die dieser zur Signalübertragung zwischen einzelnen Körperregionen nutzt. Meist findet diese Übertragung in Nervenzellen statt, kann jedoch, wie es beim Herzen der Fall ist, auch in speziellen Muskelzellen geschehen. Diese Potentiale lassen sich an der Körperoberfläche messen und zur Diagnose von Krankheiten verwenden. Das wohl bekannteste Beispiel hierfür ist das Elektrokardiogramm (EKG). Hierbei werden die Potentiale gemessen, die durch den ständig aktiven Herzmuskel verursacht werden. Sie können Aufschluss über eventuelle Herzkrankheiten geben oder auch bei akuten Herzstörungen, wie z. B. nach einem elektrischen Schlag, zur Auswahl geeigneter Notfallmaßnahmen dienen. Der Gegenstand dieser Arbeit ist die Entwicklung eines einfachen EKG-Geräts, das in der Lage ist, die elektrischen Potentiale des Herzens zu messen und darzustellen. Des Weiteren soll das Gerät aus dem gemessenen Signal die aktuelle Herzfrequenz ermitteln und diese über ein Webinterface zur Verfügung stellen. Ein Computer, der sich im selben lokalen Netz wie das Gerät befindet, soll diese über einen Browser abrufen können, ohne dass zusätzliche Software installiert werden muss. Es geht hierbei jedoch lediglich um eine prinzipielle Realisierung. Das Projekt hat nicht das Ziel, ein Gerät zu entwickeln, das tatsächlich für den medizinischen Einsatz geeignet ist. So zeichnet ein modernes EKG-Gerät 12 verschiedene Signale gleichzeitig auf, während es in diesem Projekt um das Aufzeichnen und Darstellen eines einzelnen Signals geht. Um ein besonders anschauliches Ergebnis zu erhalten, wird dabei das Signal gewählt, das den meisten Leuten durch Film und Fernsehen als „typisches“ EKG-Signal bekannt ist. Es handelt sich hierbei entweder um die 2. Ableitung nach Einthoven, welche zwischen dem rechten Arm und dem linken Bein vorgenommen wird, oder eine Ableitung zwischen den Punkten V1 und V6, wie sie in den Ableitungen nach Wilson verwendet werden. Letztere liefert aufgrund der größeren Nähe zum Herzen ein etwas stärkeres Signal. In der medizinischen Praxis wird diese jedoch nicht verwendet sondern die Potentiale an V1 und V6 werden jeweils separat gegenüber einem Neutralen Bezugspunkt gemessen.

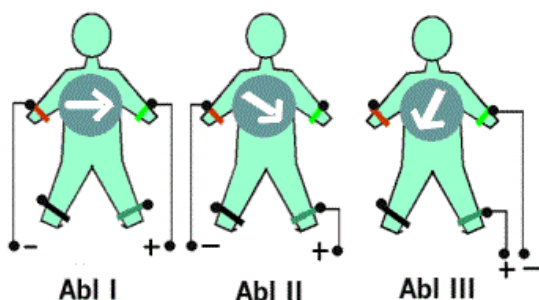


Abbildung 1: Ableitungen nach Einthoven

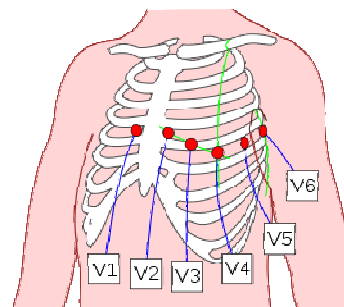


Abbildung 2: Ableitungspunkte nach Wilson

## Eigenschaften des EKG-Signals

Das zu messende Signal liegt im Bereich von einigen  $100 \mu\text{V}$ . Der charakteristische Peak (R-Zacke) erreicht typischerweise eine Spannung von ca.  $1 \text{ mV}$ . Die Schwierigkeit der Messaufgabe liegt jedoch nicht darin, dass das Signal so schwach ist. Es zu verstärken wäre mit einem einfachen Operationsverstärker möglich. Das Problem ist vielmehr, dass dieses Signal von einem erheblich stärkeren Störsignal überlagert ist. Die Rede ist vom Netzbrummen – einem Störsignal, das von Stromleitungen und elektrischen Geräten erzeugt wird und praktisch überall vorhanden ist. Es koppelt sich kapazitiv in die Messelektronik ein und führt auch zu Spannungsunterschieden auf der Haut der Versuchsperson. Während man die Elektronik durch Verwendung eines Metallgehäuses einigermaßen gegen das Netzbrummen abschirmen kann, ist dies bei der Versuchsperson nicht praktikabel. Somit wird das zu messende EKG-Signal unweigerlich vom Netzbrummen überlagert. Da dieses Störsignal eine Amplitude von etlichen Millivolt haben kann und somit um Faktoren größer ist als das EKG-Signal, ist von diesem bei einer einfachen Messung, z. B. mit einem Oszilloskop, nicht viel zu erkennen. Zusätzlich kann dem Signal auch noch eine Gleichspannung von ebenfalls einigen Millivolt überlagert sein, die durch elektrochemische Prozesse an den Kontaktstellen der Messelektroden mit der Haut der Versuchsperson entsteht. Die eigentliche Aufgabe besteht nun darin, diese Störeinflüsse zu unterdrücken, während das EKG-Signal in seiner Form nicht verändert werden soll. Es muss dann noch so skaliert und verschoben werden, dass es vom Analog-Digitalwandler des Mikroprozessors möglichst gut erfasst werden kann.

## Fourieranalyse des EKG-Signals

Damit die filternde Elektronik so ausgelegt werden kann, dass sie das EKG-Signal möglichst wenig verzerrt, ist es zunächst nötig zu analysieren, welche Frequenzen in dem Signal vorhanden sind. Daher wurde zunächst im Schaltungssimulationsprogramm LTspice ein virtuelles EKG-Signal erstellt. Dafür wurde eine Reihe von Stützpunkten eingegeben, mit denen jeweils eine bestimmte Ausgangsspannung zu einer bestimmten Zeit definiert wurde. Das Programm führt dann bei der Ausgabe des Signals automatisch eine lineare Interpolation zwischen diesen Stützstellen durch. Das Signal wurde so erstellt, dass es eine Periode von  $T = 0,8 \text{ s}$  hat, was einer Herzfrequenz von 75 Schlägen pro Minute entspricht. Es wurde auf dem Bildschirm ausgegeben und anschließend wurde LTspice dazu benutzt, eine Fourieranalyse des Signals vorzunehmen, die wiederum grafisch dargestellt wurde.

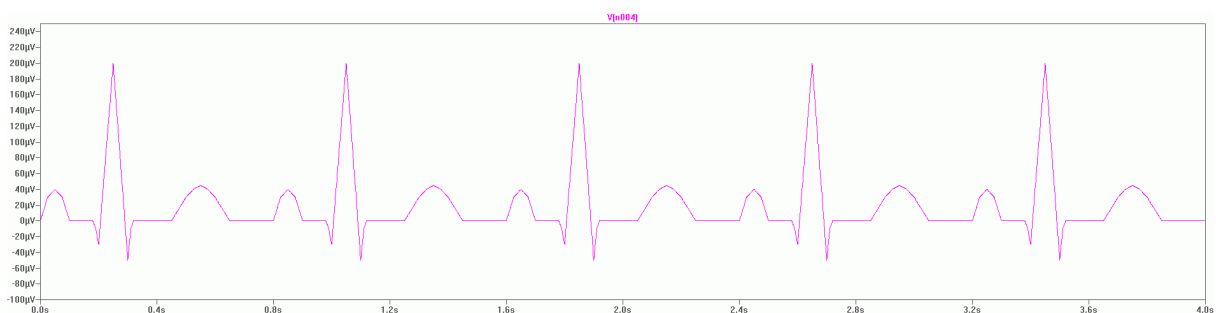


Abbildung 3: Simuliertes EKG-Signal in LTspice

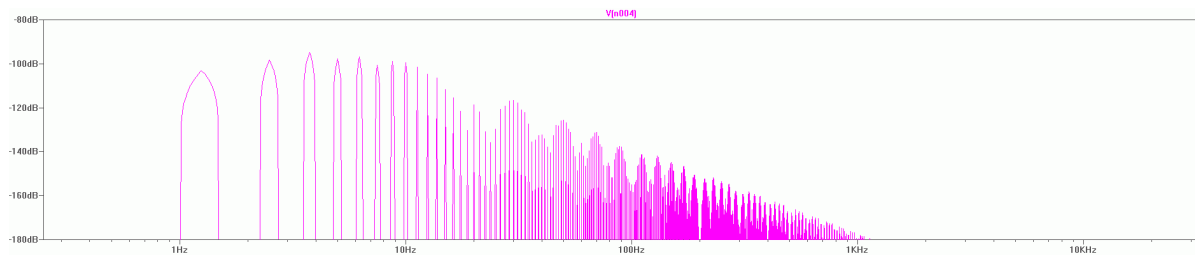


Abbildung 4: Spektrum des EKG-Signals

Die Analyse ergab, dass in dem Signal markante Frequenzanteile bis zu einer Frequenz von ca. 200 Hz enthalten sind während die höheren Frequenzanteile im Vergleich zu den übrigen so schwach sind, dass sie vermutlich nicht signifikant zur Signalform beitragen. Somit ergibt sich die Anforderung für die Filterschaltung, die Signalanteile zwischen 1 Hz und ca. 200 Hz möglichst unverfälscht zu übertragen. Leider kollidiert dies mit dem Ziel, das Netzbrummen, welches ein Sinussignal mit einer Frequenz von 50 Hz ist, zu unterdrücken. Es ist zu erwarten, dass sich bei einer höheren Herzfrequenz, da die Periodendauer kleiner wird, alle Frequenzanteile in den höheren Bereich verschieben. Insofern wäre es auch durchaus wünschenswert, auch noch höhere Frequenzen zu übertragen.

## Entwicklung der Filterschaltung

Nachdem die Anforderungen an das Filter festgelegt sind, gilt es, diese in einer konkreten Schaltung umzusetzen. Die Eingangsbeschaltung ist relativ einfach. Sie muss sehr hochohmig sein, damit sie das schwache EKG-Signal nicht zu sehr dämpft denn der Eingangswiderstand bildet zusammen mit dem relativ großen Hautwiderstand an den Elektroden (ca. 10 kΩ) einen Spannungsteiler. Der erste Verstärker verstärkt das Eingangssignal zunächst um einen Faktor zwischen 100 und 1000, um es bei der nachfolgenden Filterung unempfindlicher gegenüber von Störeinflüssen zu machen. Dabei muss jedoch verhindert werden, dass eine dem Signal eventuell überlagerte Gleichspannung diesen Verstärker zum Übersteuern bringt. Würde dies geschehen, wäre der Informationsgehalt des Signals unwiederbringlich verloren. Um die Gleichspannung zu entfernen, wird am Eingang der Schaltung zunächst ein einfacher Hochpass aus einem RC-Glied verwendet. Dessen Grenzfrequenz berechnet sich nach folgender Formel:

$$f_G = \frac{1}{2 \pi R C}$$

Für R wurden 8 MΩ und für C 100 nF gewählt. Somit ergibt sich für den Filter eine Grenzfrequenz von ca. 0,2 Hz. Er unterdrückt somit die Gleichspannungsanteile, ohne die niederfrequenten Anteile des EKG-Signals zu verfälschen.

Die nächste Aufgabe des Filters ist das Herausfiltern des Netzbrummens. In einem Praktikumsversuch der Fachhochschule München (siehe Quellen) wurde hierfür einfach ein steiler Tiefpass mit einer Grenzfrequenz 10 Hz verwendet. Dieser Tiefpass ist zwar einfach zu realisieren und unterdrückt bei entsprechend hoher Ordnung auch das Netzbrummen zuverlässig, tilgt allerdings auch sämtliche höheren Frequenzanteile des Nutzsignals. Die Grundform des Signals ist dann zwar noch deutlich zu erkennen, allerdings ist es stark verschliffen. Besonders die typische R-Zacke wird stark abgerundet. Auch kommt es nach der Zacke zu einem deutlichen Überschwinger.

Eine wesentlich bessere, wenn auch aufwendigere, Lösung ist der Einsatz einer Bandsperre. Da die Netzfrequenz nahezu konstant 50 Hz ist und maximal 20 mHz von diesem Wert abweicht, kann man das Netzbrummen mit einer sehr steilen Bandsperre präzise entfernen, ohne viele der sonstigen Frequenzanteile des Eingangssignals zu verlieren. Eine derartige Bandsperre wird auch Kerbfilter genannt. In der Literatur taucht sie jedoch meist unter ihrem englischen Namen Notch-Filter auf. Eine gängige Realisierungsform eines Kerbfilters ist das Doppel-T-Filter. Dieses Filter besteht im Wesentlichen aus 3 Kondensatoren, 3 Widerständen und einem Operationsverstärker. Zusätzlich gibt es noch einen Spannungsteiler in der Rückkopplung des Operationsverstärkers, der die Güte und die Verstärkung des Filters bestimmt. Die Güte gibt dabei an, wie steil das Filter ist, also in dem Fall, wie präzise es die gewünschte Frequenz unterdrückt, ohne sich auf Signale in benachbarten Frequenzbereichen auszuwirken. Hier gilt es, ein vernünftiges Maß zu finden und nicht einfach den maximal möglichen Wert zu wählen. Denn zum einen soll das Filter ja alle Frequenzen, die das Netzbrummen annehmen kann (50 Hz ± 20 mHz), unterdrücken und somit schon von der Theorie her einen gewissen Bereich abdecken, und zum anderen hätte ein sehr steiles Filter, wenn es leicht verstimmbar wäre, überhaupt keinen Effekt mehr. Letzteres lässt sich in der Praxis leider nie ganz verhindern.

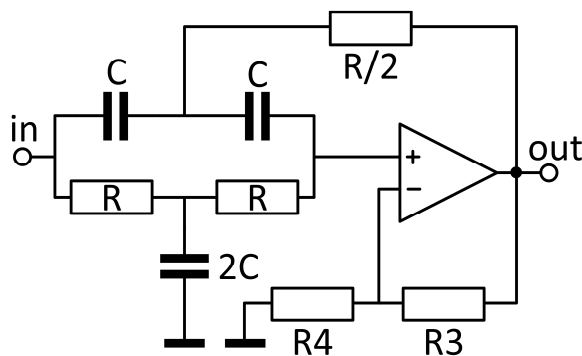


Abbildung 5: Doppel T-Filter

Resonanzfrequenz:

$$f_0 = \frac{1}{2 \pi R C}$$

Verstärkung:

$$A = 1 + \frac{R_3}{R_4}$$

Güte:

$$Q = 10^{-(\log(\frac{R_3}{R_4}) + \log(4))}$$

Ein Problem dieser Schaltung besteht darin, dass bereits kleine Änderungen der Werte der frequenzbestimmenden Bauteile zu einer Änderung der Resonanzfrequenz, welche vom Filter unterdrückt wird, führen. Schon die normale Streuung handelsüblicher Bauelemente macht es fast unmöglich, den Filter direkt so aufzubauen, dass er genau auf die gewünschte Frequenz von 50 Hz anspricht. Jedoch lässt sich die Schaltung so modifizieren, dass man über Potentiometer Einfluss auf Resonanzfrequenz und Güte des Filters nehmen kann. Diese Methode wurde hier verwendet, um den Filter im Nachhinein abgleichen zu können.

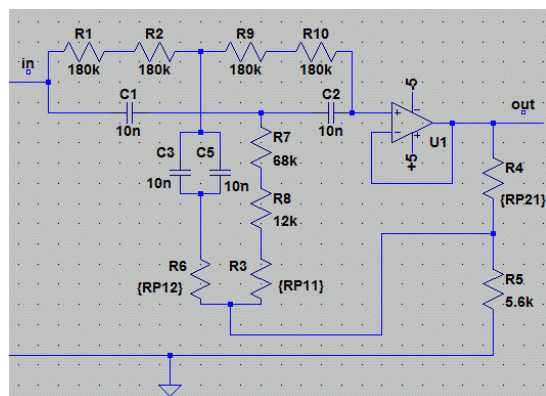


Abbildung 6: Verstellbares Doppel-T Kerbfilter

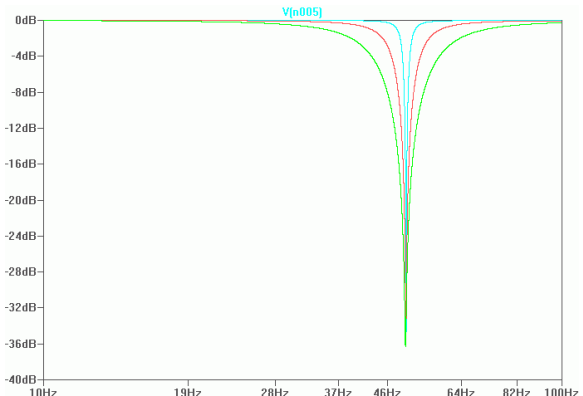


Abbildung 7: Frequenzgang bei unterschiedlicher Güte

Nachdem die Untersuchung der verschiedenen Filterarchitekturen abgeschlossen war, wurde die gesamte Schaltung im Simulationsprogramm entworfen und simuliert. Zum Testen wurde das bereits beschriebene virtuelle EKG-Signal gewählt, welches mit einem 50-Hz-Störsignal mit einer Amplitude von 5 mV und einem Gleichspannungsanteil von 300 mV überlagert wurde. Wie bereits erwähnt ist in der Summe dieser Signale das EKG-Signal nicht mehr zu erkennen.

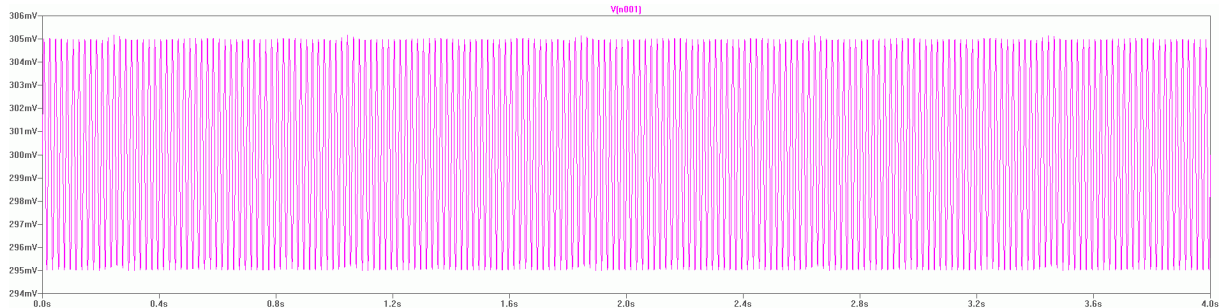


Abbildung 8: Testsignal, das an den Eingang der Filterschaltung angelegt wurde

Es wurden verschiedene Filterstrukturen und Bauteilwerte ausprobiert. Auch die Variante, die anstatt der Kerbfilter einfache Tiefpassfilter verwendet, wurde mit dem Programm analysiert. Die Ergebnisse sprachen aber deutlich für die Kerbfilterstruktur.

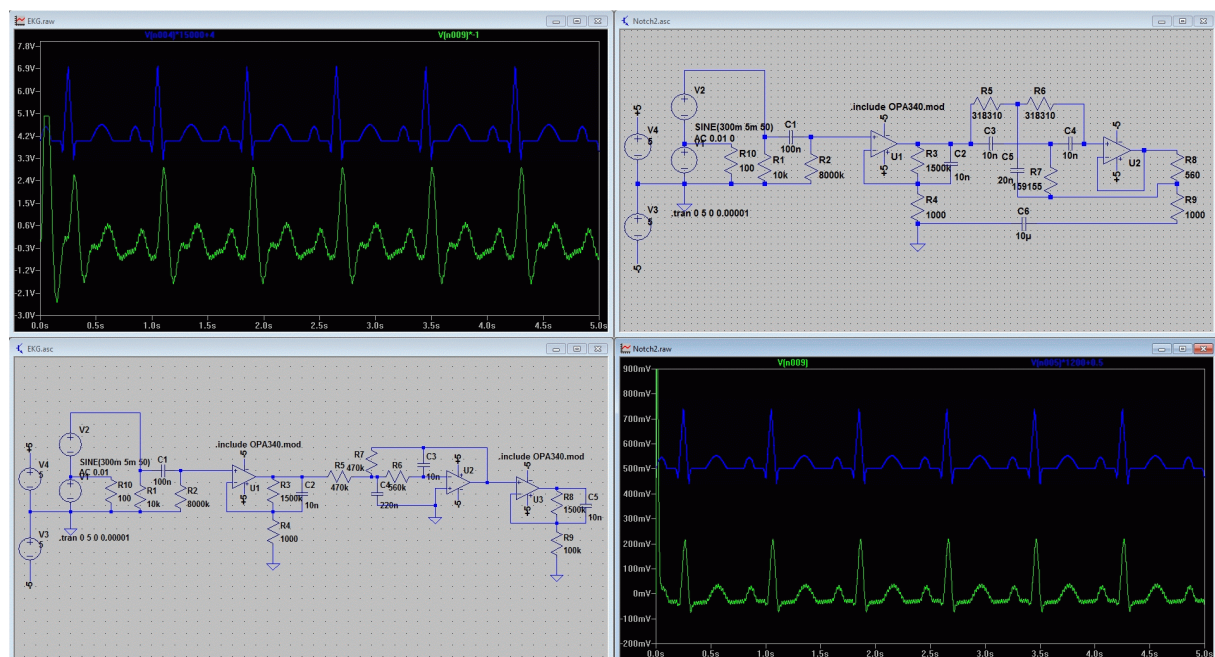


Abbildung 9: Gegenüberstellung der Simulation eines Tiefpasses 4. Ordnung (links) und eines Tiefpasses 1. Ordnung mit nachgeschaltetem Kerbfilter (rechts). Die blaue Kurve zeigt jeweils das originale EKG-Signal, welches zusammen mit dem Störsignal auf den Eingang der Filterschaltung gegeben wurde. Die grüne zeigt das Signal am Ausgang der jeweiligen Filterschaltung.

Letztendlich wurde eine Filterstruktur gewählt, bei der ein Tiefpass 1. Ordnung in Reihe mit 2 kalibrierbaren Kerbfiltern geschaltet wurde. Zuletzt folgte ein verstellbarer Verstärker, über den die Amplitude des Ausgangssignals angepasst werden kann, damit dieses den Messbereich des AD-Wandlers optimal aussteuert. Ein weiteres Problem war, dass das MCU-Entwicklungsboard lediglich eine asymmetrische Versorgungsspannung von 3,3 V liefert. Diese ist zum einen verhältnismäßig klein, um damit Analogschaltungen zu betreiben, und zum anderen brauchen diese eine bipolare Spannungsversorgung. Also wurde mittels eines Spannungsteilers, dessen Ausgang mit einem



Operationsverstärker verstärkt wurde, ein Potential zwischen dem 0-V- und dem 3,3-V-Potential geschaffen, das dann als Massepotential für die Filterschaltungen diente. Somit verhielt sich die Schaltung so, als ob sie bipolar betrieben würde. Um den geringen Spannungsbereich optimal zu nutzen, wurden Rail-to-Rail-Operationsverstärker vom Typ TS912 eingesetzt, welche in der Lage sind, ein Ausgangssignal zu liefern, das nur wenige mV unter bzw. über den Potentialen ihrer Spannungsversorgung liegt. Mit all diesen Maßnahmen wurde erreicht, dass die Schaltung mit der zur Verfügung stehenden Spannungsversorgung zufriedenstellend arbeitete.

Mit dem Ziel einer besseren Gleichtaktunterdrückung und einer symmetrischen Eingangsschaltung wurde eingangsseitig zunächst ein Differenzverstärker vom Typ INA155 gewählt. Da dieser jedoch in der fertig aufgebauten Schaltung nicht wie erwartet funktionierte, wurde er nachträglich durch die bereits beschriebene Eingangsbeschaltung, bestehend aus einem Operationsverstärker und einem RC-Hochpass, ersetzt.

## Aufbau und Einstellung der Filterschaltung

Die Schaltung wurde in das EDA-Programm Target 3001 übertragen. Es wurde ein Layout einer einseitigen Leiterplatte mit den Abmaßen 4 cm x 5 cm erstellt. Dieses wurde auf einer Folie ausgedruckt und mit einem Belichtungsgerät auf eine photosensitiv beschichtete Platine übertragen. Anschließend wurde die Platine in einem Ätzbad fertiggestellt.

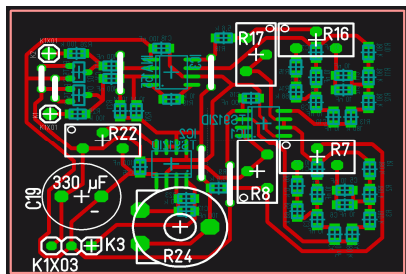


Abbildung 10: Layout im EDA-Programm

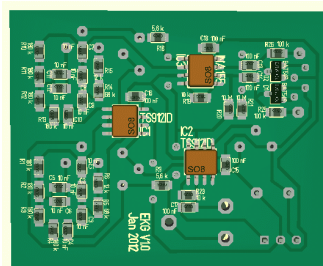


Abbildung 11: 3D-Ansicht im EDA-Programm

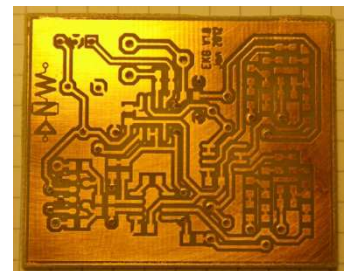


Abbildung 12: Fertige geätzte und gebohrte Platine

Nach dem Bestücken wurde die Schaltung in Betrieb genommen. Zunächst wurde an die Kerbfilter über einen Funktionsgenerator eine 50-Hz-Wechselspannung angelegt. Der Ausgang der Filter wurde mit einem Oszilloskop beobachtet. Nun wurden die Filter über die Potentiometer so lange verändert, bis das Ausgangssignal eine minimale Amplitude aufwies. Nun wurde die Schaltung tatsächlich an eine Versuchsperson angeschlossen. Als Elektroden dienten Kupfermünzen mit angelöteten Anschlussdrähten, die leicht angefeuchtet und mit Klebeband an den bereits beschriebenen Punkten V1 und V6 fixiert wurden. Nun wurden über weitere Potentiometer das virtuelle Massepotential und die Verstärkung des Ausgangsverstärkers so lange verändert, bis das Ausgangssignal im gewünschten Spannungsbereich lag. Hierbei fielen auch die bereits erwähnten Probleme mit dem Differenzverstärker auf, weshalb dieser Schaltungsteil zunächst modifiziert wurde, bevor der Einstellungsvorgang fortgesetzt wurde. Auch die Widerstandswerte des Ausgangsverstärkers wurden bei dieser Gelegenheit noch einmal modifiziert.

Nach dem Einstellen der Schaltung war auf dem Oszilloskop, mit dem das Ausgangssignal gemessen wurde, das EKG-Signal deutlich zu erkennen. Zwar war es immer noch etwas vom Netzbrummen



überlagert, jedoch ließen sich zumindest die R-Zacken deutlich erkennen. Um die Ergebnisse der Simulation noch einmal mit der Realität zu vergleichen wurde auch die Tiefpassvariante der Schaltung auf einem Steckbrett aufgebaut und mit dem Oszilloskop vermessen. Wie schon in der Simulation beobachtet, war die R-Zacke stark abgerundet und es traten Überschwinger auf.

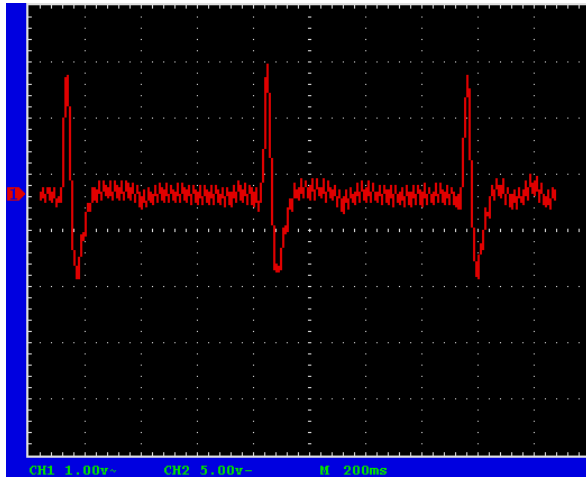


Abbildung 13: Ausgang der Filterschaltung mit abgeglichenen Kerbfiltern



Abbildung 14: Ausgang der Filterschaltung mit Tiefpässen

Zum Schluss wurde die Schaltung in ein kleines Metallgehäuse eingebaut und mit einem Anschluss versehen, mit dem sie sich direkt an das Entwicklungsboard anschließen lässt. Das Metallgehäuse wirkte sich positiv auf die Signalqualität aus, und nachdem noch einmal Feineinstellungen an der Schaltung vorgenommen wurden, war am Ausgang ein deutliches EKG-Signal mit geringen Störungen und wenig Überschwängern zu sehen.



Abbildung 15: Ausgangssignal des fertigen EKG-Verstärkers



Abbildung 16: EKG-Verstärker in Metallgehäuse mit Messleitungen und Elektroden

## Programmierung des ARM-9 Entwicklungsboards

Als Rechnerplattform diente das Entwicklerboard TMPA900 von Toshiba. Dieses verfügt über einen ARM9-Prozessor und ein Farbdisplay mit einer Auflösung von 320 x 240 Pixeln. Zusätzlich sind auch eine Ethernetschnittstelle sowie einige andere Peripheriemodule, die in diesem Projekt jedoch nicht verwendet wurden, vorhanden. Dem Board war eine Testversion des Softwareframeworks der Firma SEGGER Microcontroller beigelegt, welche zur Realisierung des Projekts verwendet wurde. Dieses Framework enthält neben einem Echtzeitbetriebssystem auch Module zur Programmierung von grafischen Benutzerinterfaces, sowie von Netzwerkanwendungen. Auch die Ansteuerung des Grafikdisplays wird von dem Softwarepaket bewerkstelligt. Somit mussten nur die Programmteile selbst geschrieben werden, die die eigentliche Funktionalität des EKGs realisieren.

## Einbinden des Analog-Digital-Wandlers

Der A/D-Wandler ist die Schnittstelle zu der Analogen Hardware. Er digitalisiert die anliegenden Spannungswerte, damit diese im restlichen Programm verwendet werden können. Der A/D-Wandler des TMPA900 Entwicklungsboards hat 8 Kanäle, wobei vier davon so verdrahtet sind, dass sie zur Auswertung des Touchscreens genutzt werden können. Die restlichen vier stehen zur freien Verfügung. Sie sind mit Lötlagen auf der Platine verbunden. In diese kann man Stiftleisten einlöten, um anschließend eigene Hardware daran anzuschließen. Um den A/D-Wandler zu steuern muss man den Mikrocomputer auf der niedersten Ebene ansteuern. Man muss dafür einzelne Bits in den Special-Function-Registern der AD-Wandler-Einheit manipulieren. Dafür wurde ein kleines Softwaremodul geschrieben, dem man lediglich die Nummer eines A/D-Wandler-Kanals übergeben muss, den man zur Messung verwenden möchte. Das Modul kümmert sich dann um das Einstellen der Register, stößt eine Messung an und gibt nach deren Abschluss den gemessenen Wert an die aufrufende Funktion zurück. Dabei stellte sich heraus, dass es sehr wichtig ist, dass das Modul während der Messung alle Interrupts des Prozessors blockiert, da es ansonsten vorkommen kann, dass das Ende der Messung nicht erkannt wird und die Funktion somit nicht mehr zurückkehrt. Die genaue Ursache dieses Phänomens konnte nicht ermittelt werden, jedoch gestattet einem die Testversion des SEGGER-Frameworks auch keinen Einblick in die internen Abläufe des Betriebssystems. So wäre es zum Beispiel denkbar, dass eine vom Betriebssystem ausgelöste Messung zur Auswertung des Touchscreens die Register des A/D-Wandlers verändert. Durch das Sperren aller Interrupts während der Messung lässt sich das Problem zumindest umgehen.

## Messen und Anzeigen des EKG-Signals

Nachdem die Auswertung des A/D-Wandlers realisiert war, konnte das vom EKG-Verstärker ausgegebene Signal auf dem Display angezeigt werden. Zunächst wurden die Zeitmessfunktionen, die das SEGGER-Betriebssystem zur Verfügung stellt, dafür verwendet in regelmäßigen Abständen Messwerte vom A/D-Wandler zu fordern. Es wurde sich dabei für eine Messrate von 100 Messungen pro Sekunde entschieden. Die so gewonnenen Daten wurden anschließend unter Verwendung der Grafikbibliothek des Software-Frameworks in einem Liniendiagramm zur Anzeige gebracht. Da das Neuzeichnen des Diagramms sehr viel Rechenzeit in Anspruch nimmt, wurde dies nicht bei jedem neuen Messwert durchgeführt, sondern immer nach 40 Millisekunden. Somit erhielt man eine Bildrate von 25 Bildern pro Sekunde. Nachdem die prinzipielle Darstellung des Signals realisiert war, wurde die Y-Skala des Diagramms eingestellt. Dafür wurde über ein Netzgerät ein definierter Spannungssprung von einem Millivolt an den Eingang des EKG-Verstärkers gegeben und der Ausschlag der Kurve auf dem Display beobachtet. Anschließend wurde die Skala so verschoben und gestreckt, dass die Null dort positioniert war, wo sich die Linie bei kurzgeschlossenem Eingang befand und die 1 mV Markierung auf der Höhe, die die Signallinie bei Beaufschlagung des Systems mit dem Spannungssprung erreicht hat.

## Ermittlung der Herzfrequenz aus den Messwerten

Um die Herzfrequenz zu ermitteln mussten die einzelnen R-Zacken des Signals identifiziert und der zeitliche Abstand zwischen ihnen bestimmt werden. Da die Zacken jeweils eine sehr schnelle Änderung der Steigung des Signals darstellen, wurden sie detektiert indem die 2. Ableitung des Signals nach der Zeit gebildet und das Ergebnis mit einem Grenzwert verglichen wurde. Hierfür wurden stets die letzten 4 Messwerte verwendet, die für diesen Zweck in eigenen Variablen zwischengespeichert wurden. Bei jeder neuen Messung wurde die Änderung des Signals zwischen der vorletzten und der viertletzten Messung von der Änderung des Signals zwischen der neuen und der vorletzten Messung abgezogen. War das Ergebnis der Rechnung kleiner als -60, galt eine Zacke als erkannt. Zusätzlich wurde eine Plausibilitätsprüfung eingebaut, die verhindert, dass mehr als 200 Herzschläge pro Minute gemessen werden können. Bei jeder neuen erkannten Zacke wurde die Zeit seit der letzten erkannten Zacke bestimmt, daraus die Herzfrequenz errechnet und diese unter Verwendung der Textfunktionen der Grafikbibliothek zur Anzeige gebracht.

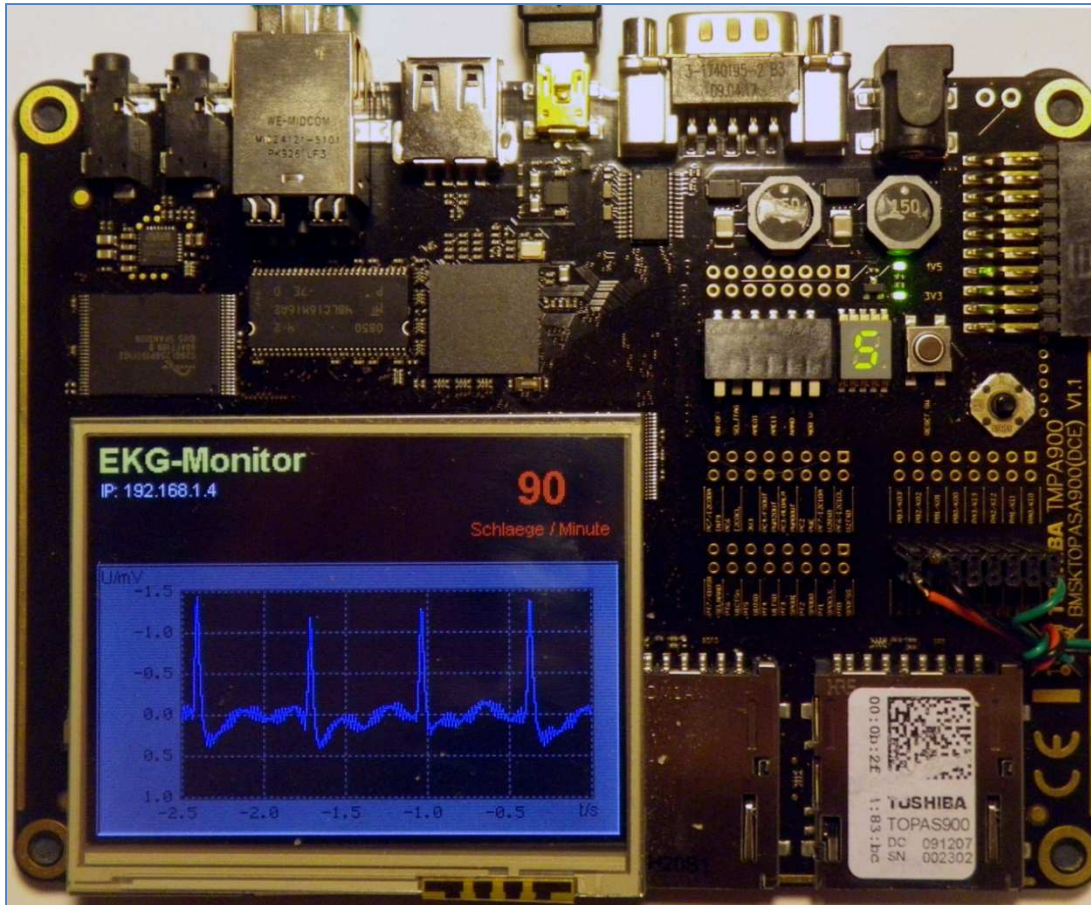


Abbildung 17: Der fertige EKG-Monitor

## Implementierung des Webinterfaces

Das Softwarepaket verfügte über Module zur Implementierung eines Webservers. Diese wurden dazu verwendet um die berechnete Herzfrequenz über ein Webinterface abrufbar zu machen. In dem Softwarepaket ist ein Tool enthalten, mit dem man HTML-Dokumente in C-Quellen konvertieren kann, die ein Binärarray enthalten, in das der Inhalt des HTML-Dokuments eingetragen ist. Diese C-Quellen können dann in das Projekt eingefügt werden. Das Framework enthält Routinen die diese Binärarrays verwalten und im Falle einer Anfrage über das Netzwerk, deren Inhalt über das Netzwerk an den Anfragenden Rechner verschicken. Auch ist es möglich, in die HTML-Dokumente spezielle Kommentarmarken einzufügen, die vor dem Versenden der Daten erkannt, und durch dynamisch generierten Inhalt ersetzt werden. Auch Bilder lassen sich mit dem Tool in Binärarrays verwandeln um später über das Netzwerk verschickt werden zu können. Somit lassen sich komplexe grafische Benutzerschnittstellen realisieren, die einen Fernzugriff auf das System zulassen, und lediglich einen Webbrowser zur Darstellung benötigen. In dem vorliegenden Fall wurde lediglich eine kleine Webseite erstellt, die aus einer Titelzeile, einem Bild und drei Zeilen Text bestand. Im Quelltext der Seite befindet sich zudem eine Kommentarmarke, die vor dem Verschicken vom System durch die berechnete Herzfrequenz ersetzt wird. Zusätzlich ist Befehl eingefügt, der den Browser dazu veranlasst die Seite selbständig jede Sekunde zu aktualisieren und somit sicherstellt, dass stets die

aktuelle Frequenz angezeigt wird. Um zu erreichen, dass der Webserver zeitgleich zur Messung und Anzeige des EKG-Signals funktioniert, wurde die Multitaskingfunktionalität des Betriebssystems genutzt. Beide Programteile wurden jeweils in einem eigenen Task zur Ausführung gebracht und beeinflussten sich somit nicht gegenseitig. Die Zeichenkette die in die der Wert der Herzfrequenz gespeichert ist, wird in einem eigenen Modul definiert, auf das beide Tasks zugreifen können. Somit ist gewährleistet, dass der Webserver die Zeichenkette lesen kann, die vom Task, der die Messauswertung durchführt, beschrieben wird. Zuletzt wurde implementiert, dass die IP-Adresse des Webserver auf dem Display angezeigt wird. Diese muss man in der Adresszeile des Browsers eingeben, wenn man auf den Server zugreifen will.

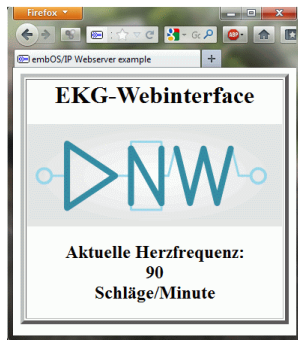


Abbildung 18: Webinterface des EKGs im Firefox-Browser

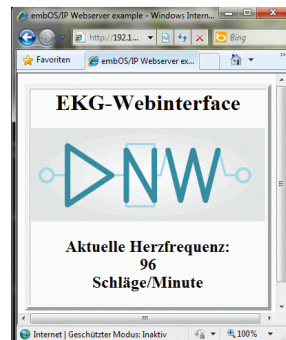


Abbildung 19: Webinterface im Internet Explorer

```
<TR>
<TD ALIGN=CENTER><H1> EKG-Webinterface </H1>
<IMG SRC="DNWLogo.gif" ALT="DNW logo">
<br>
<H2>
Aktuelle Herzfrequenz:
<BR>
<!--#exec cgi="BPM"-->
<BR>
Schläge/Minute
</H2>
</TD>
</TR>
```

Abbildung 20: Ausschnitt aus dem HTML-Code der Webseite des EKG-Webinterfaces

## Abschließende Bewertung

Abschließend bleibt festzuhalten, dass alle Aufgaben erfüllt und alle geplanten Funktionalitäten realisiert wurden. Jedoch gäbe es noch viele Möglichkeiten um die Entwicklung zu erweitern. So könnte zum Beispiel die Herzfrequenz über einen längeren Zeitraum protokolliert und in einem Diagramm angezeigt werden. Auch könnte die Zahl der Kanäle erhöht werden. Da das Projekt jedoch von Anfang an nur zu Demonstrationszwecken geplant war, ist dies nicht sinnvoll, da es keine grundlegenden Neuerungen wären.

## Quellenverzeichnis

- [1] grundkurs-ekg. Abgerufen am 13. 1 2012 von <http://www.grundkurs-ekg.de>
- [2] Prof. Dr. Richard Schulz, Prof Dr. Erich Vogl. *Aufbau eines Verstärkers zur Messung von Elektrokardiogrammen*. Versuchsanleitung eines Praktikums der Analogelektronik an der Fachhochschule München.
- [3] Tietze U, Schenk C. (1999). *Halbleiter-Schaltungstechnik*. Berlin: Springer.
- [4] Schünke M., Schulte E., Schumacher U., Voll M., Wesker K. (2009). PROMETHEUS LernAtlas der Anatomie: Innere Organe. Auflage 2. Stuttgart, Thieme.

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Ableitungen nach Eindhoven .....	3
Abbildung 2: Ableitungspunkte nach Wilson .....	3
Abbildung 3: Simuliertes EKG-Signal in LTspice.....	4
Abbildung 4: Spektrum des EKG-Signals .....	5
Abbildung 5: Doppel T-Filter .....	6
Abbildung 6: Verstellbares Doppel-T Kerbfilter .....	6
Abbildung 7: Frequenzgang bei unterschiedlicher Güte .....	6
Abbildung 8: Testsignal, das an den Eingang der Filterschaltung angelegt wurde .....	7
Abbildung 9: Gegenüberstellung der Simulation. ....	7
Abbildung 10: Layout im EDA-Programm.....	8
Abbildung 11: 3D-Ansicht im EDA-Programm .....	8
Abbildung 12: Fertige geätzte und gebohrte Platine .....	8
Abbildung 13: Ausgang der Filterschaltung mit abgeglichenen Kerbfiltern.....	9
Abbildung 14: Ausgang der Filterschaltung mit Tiefpässen .....	9
Abbildung 15: Ausgangssignal des fertigen EKG-Verstärkers.....	9
Abbildung 16: EKG-Verstärker in Metallgehäuse mit Messleitungen und Elektroden .....	9
Abbildung 17: Der fertige EKG-Monitor .....	12
Abbildung 18: Webinterface des EKGs im Firefox-Browser .....	13
Abbildung 19: Webinterface im Internet Explorer.....	13
Abbildung 20: Ausschnitt aus dem HTML-Code der Webseite des EKG-Webinterfaces.....	13

## Anhangverzeichnis\*

- [1] Schaltplan des EKG-Verstärkers
- [2] PDF-Datei von Quelle 2
- [3] PDF-Datei dieses Dokumentes
- [4] Quellcode des EKGs und der Webseite für das Webinterface

\*Alle Anhänge befinden sich auf der beigelegten CD.