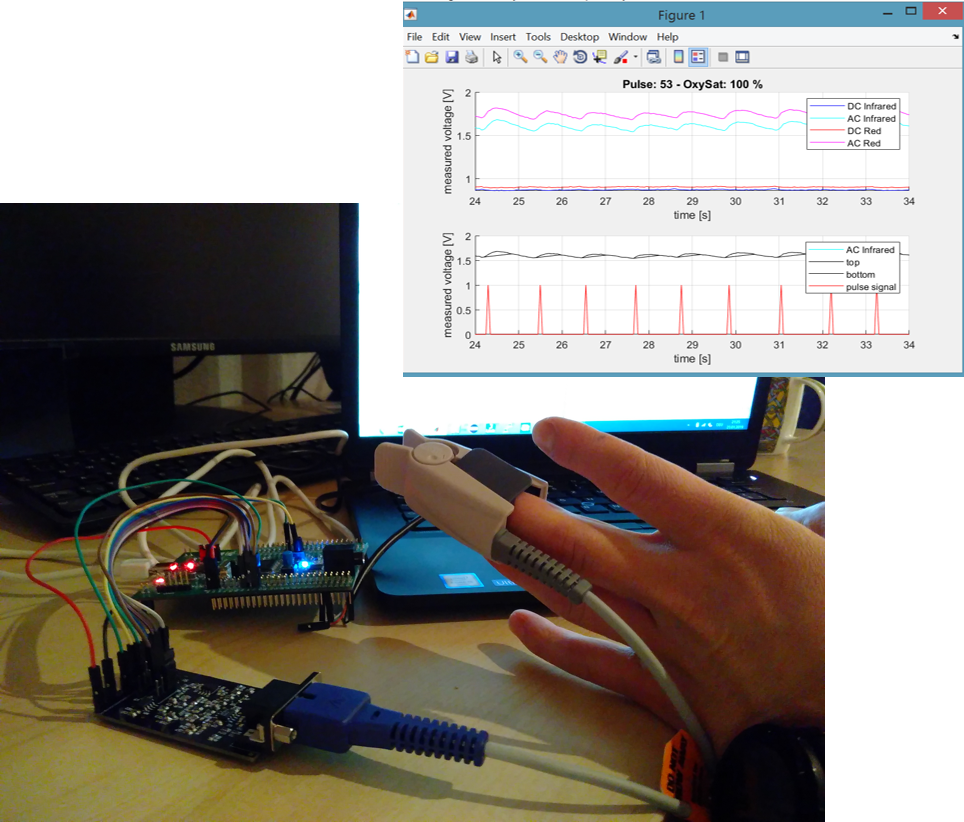
Oximeter

Messung von Puls und Sauerstoffsättigung



CAS Sensorik und Sensor Signal Conditioning - Projektarbeit

Gunnar Heimsch u. Krista Kappeler

Inhalt

[1 Einleitung und Motivation 3](#_Toc536043741)

[2 Messprinzip der Sauerstoffsättigung und Pulsmessung 3](#_Toc536043742)

[3 Medizinischer Hintergrund zu Sauerstoffsättigung und Puls 3](#_Toc536043743)

[4 Simulation und Schaltungsaufbau 4](#_Toc536043744)

[4.1 Signal IR-LED und Photodiode 4](#_Toc536043745)

[4.2 Dimensionierung der Filter 4](#_Toc536043746)

[5 Schema und PCB 5](#_Toc536043747)

[5.1 Ansteuerung LED’s 5](#_Toc536043748)

[5.2 Verstärker und Filter 6](#_Toc536043749)

[5.3 Steckbrett Aufbau und PCB 7](#_Toc536043750)

[6 Blockschaltbild Gesamtaufbau 7](#_Toc536043751)

[7 Berechnungen: Puls und Sauerstoffsättigung 8](#_Toc536043752)

[7.1 Sauerstoffsättigung 8](#_Toc536043753)

[7.2 Pulsberechnung 8](#_Toc536043754)

[8 Vergleich zu anderen Produkten 9](#_Toc536043755)

[9 Fazit und Ausblick 9](#_Toc536043756)

[10 Referenzen 10](#_Toc536043757)

[11 Anhang 11](#_Toc536043758)

[11.1 Notch - Filter mit unterschiedlicher Bandbreite 11](#_Toc536043759)

# Einleitung und Motivation

Im Rahmen dieser Projektarbeit wurde eine Elektronik zur Messung des Pulses und der Sauerstoffsättigung (Oxymeter) erarbeitet. Der Bericht zeigt die Resultate der Entwicklungsschritte: Aufbau der Schaltung auf Experimentierboard, Filter Design und Simulation auf Matlab und LTSpice, Messungen und Resultate von der entwickelten Elektronik.

# Messprinzip der Sauerstoffsättigung und Pulsmessung

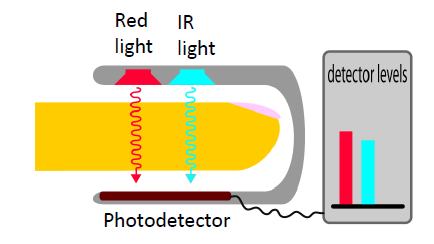


Abbildung 1: Messprinzip

Das Pulsoximeter besteht aus zwei LED (Infrarotlicht mit einer Wellenlänge von 940mn und Rotlicht mit einer Wellenlänge von 660nm) und einem Sensor. Das Rotlicht und das Infrarotlicht werden vom Gewebe unterschiedlich stark absorbiert. Aus dem Verhältnis zwischen dem absorbierten Rot- und Infrarotlicht kann die Sauerstoffsättigung errechnet werden. Die Absorption beider Längenwellen ändert sich mit dem Puls, woraus dieser errechnet werden kann. (mehr Details dazu, siehe nächster Abschnitt.)

# Medizinischer Hintergrund zu Sauerstoffsättigung und Puls

Das menschliche Gewebe besteht aus verschiedenen Substanzen, wie z.B. Wasser, venöses Blut, arterielles Blut, etc. Von all diesen Substanzen ändert sich nur die Dicke des arteriellen Blutes pulsartig über die Zeit. Dieser Effekt wird vom Pulsoximeter ausgenutzt, indem die Absorption des Lichtes in zwei Teile gesplittet werden kann: Absorption durch das arterielle Blut und Absorption aller nicht pulsierenden Gewebeanteile, wie das folgende Bild zeigt.

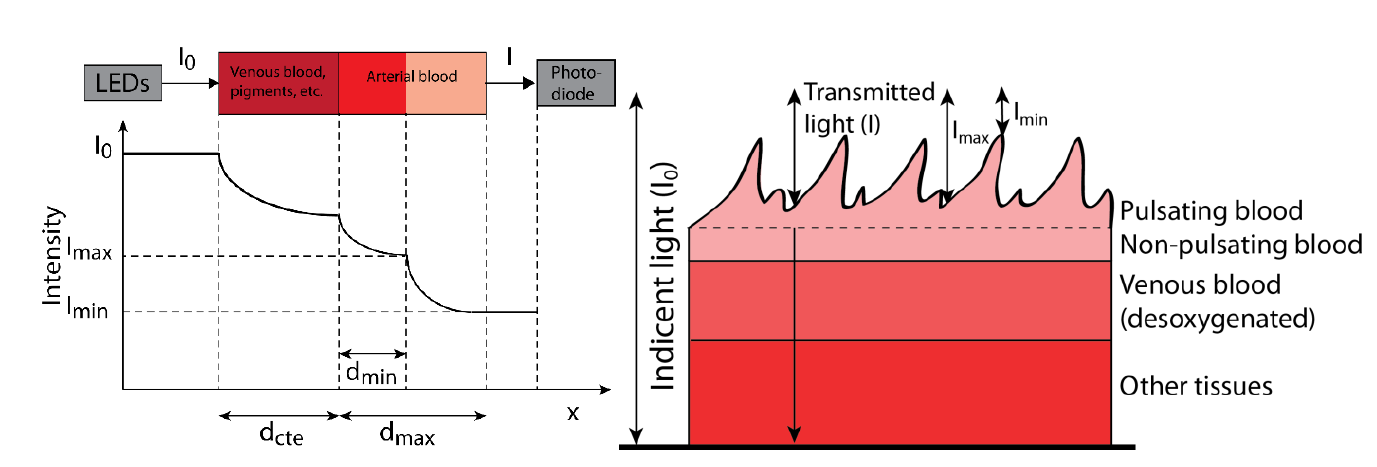


Abbildung 2: Das Bild zeigt die Dämpfung des Lichtes durch menschliches Gewebe

Das arterielle Blut besteht aus vielen Molekülen, wobei für das errechnen der Sauerstoffsättigung das Hämoglobin (Hb) und das Oxyhämoglobin (HbO2) interessiert. Oxyhämoglobin (HbO2) absorbiert Licht mit Wellenlänge 940 nm stärker während das Hämoglobin Licht mit Wellenlänge 665 nm stärker absorbiert. Diesen Effekt kann genutzt werden um das Verhältnis zwischen HbO2 und Hb zu errechnen und somit die Sauerstoffsättigung zu bestimmen. Mehr Details dazu ist in [1] bis [7] zu finden.

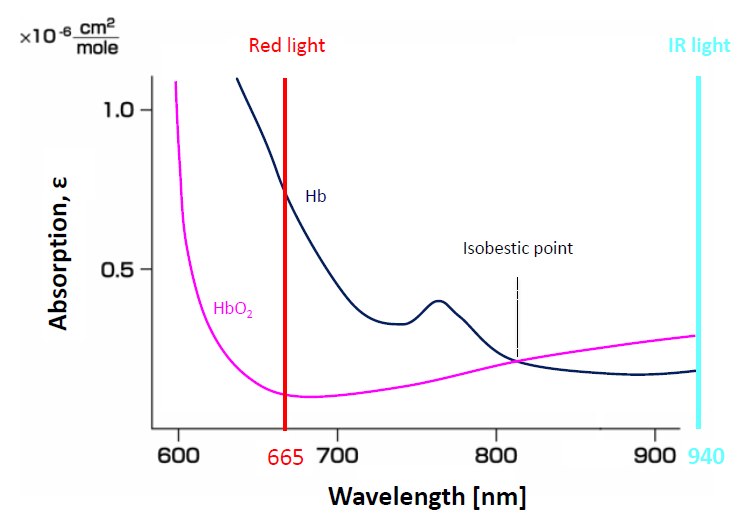


Abbildung 3: Absorptionsspektrum von Hb und HbO2

# Simulation und Schaltungsaufbau

## Signal IR-LED und Photodiode

In Abbildung 4 ist das Ausgangssignal des vereinfachten Sensors zu sehen. Diese wurde mit einer einfachen infrarot LED und einer Fotodiode erfasst und danach mit einem TIA verstärkt. Um die Grunddaten des Sensors zu erhalten, wurde die Verstärkung des TIA’s wieder herausgerechnet.

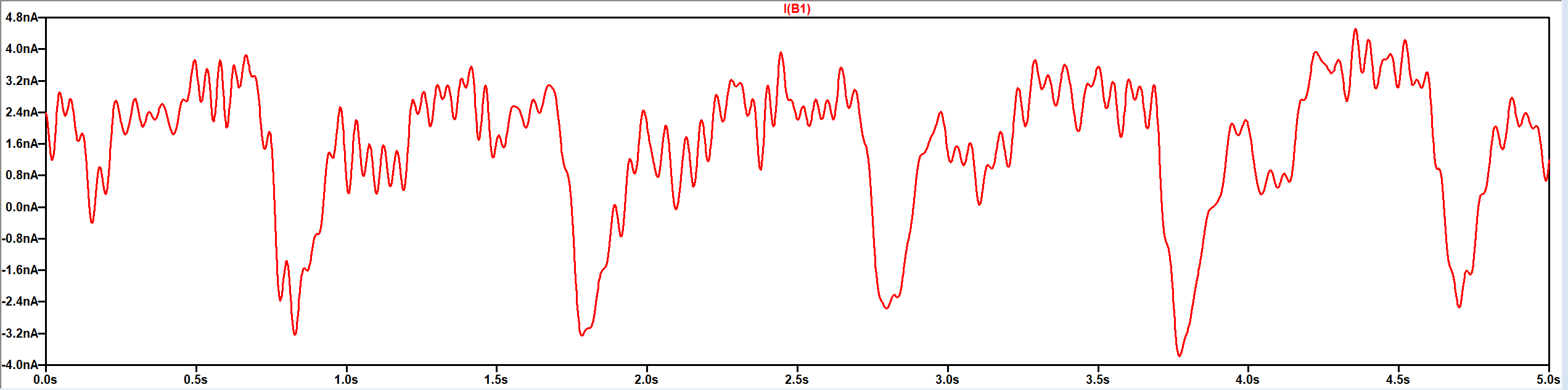


Abbildung 4: Pulssignal aus Messung mit infrarot LED und Fotodiode

## Dimensionierung der Filter

Aufgrund des ermittelten Signals, wurden mit Matlab die Filter für die Signalaufbereitung designt. Die Abbildung 5 zeigt die einzelnen Filterstufen, sowie die Gegenüberstellung zwischen dem gerechneten- und dem gemessenen Ausgangssignal.

Im Anhang in Kapitel 11.1 ist die Dimensionierung des Notch-Filters abgebildet. Es werden Filter mit unterschiedlicher Bandweite verglichen.

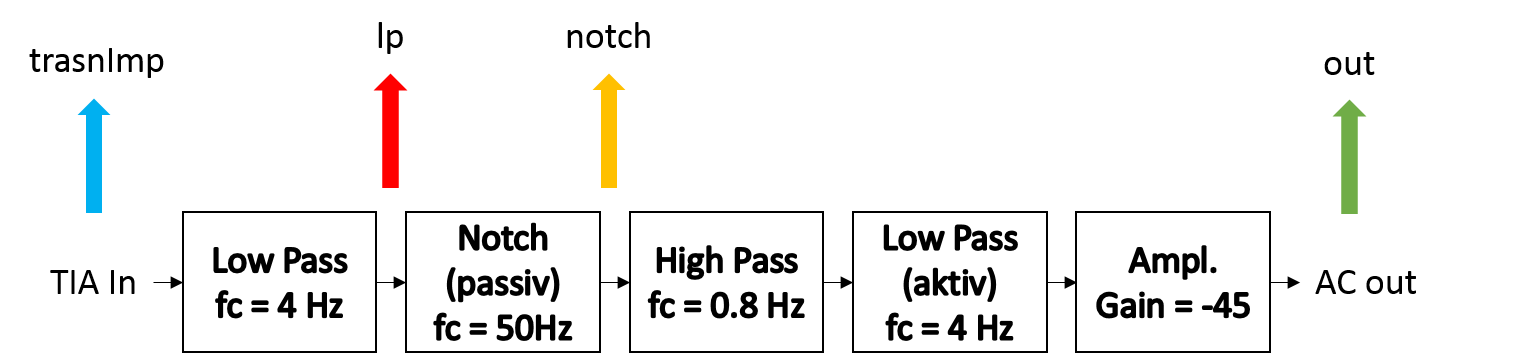


Abbildung 5: Filterstruktur

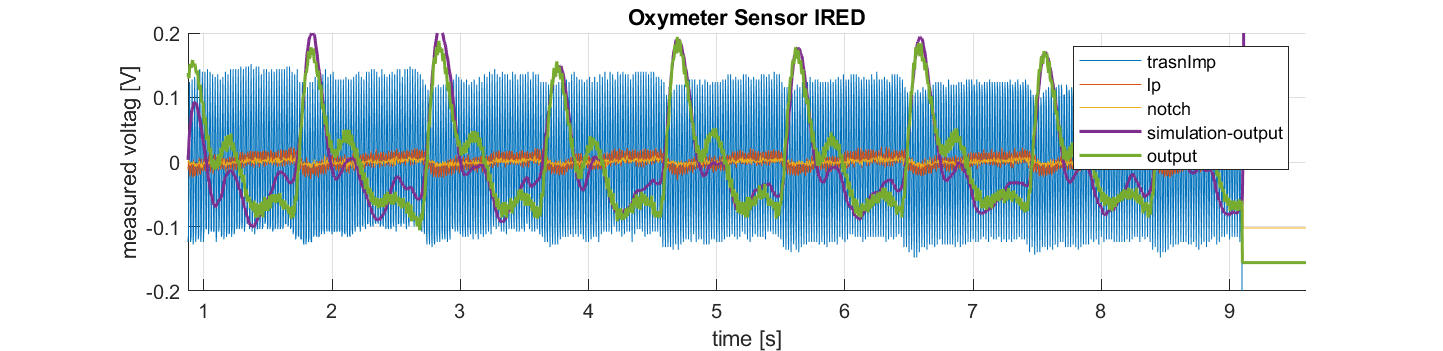


Abbildung 6: Analoge Rohdaten vs. Filterdesign mit Matlab

Mithilfe der in Matlab designten Grenzfrequenzen wurde die Schaltung als nächster Schritt mit LTSpice dimensioniert und simuliert. Auch hier lagen die beiden Kurven wieder sehr nahe beieinander.

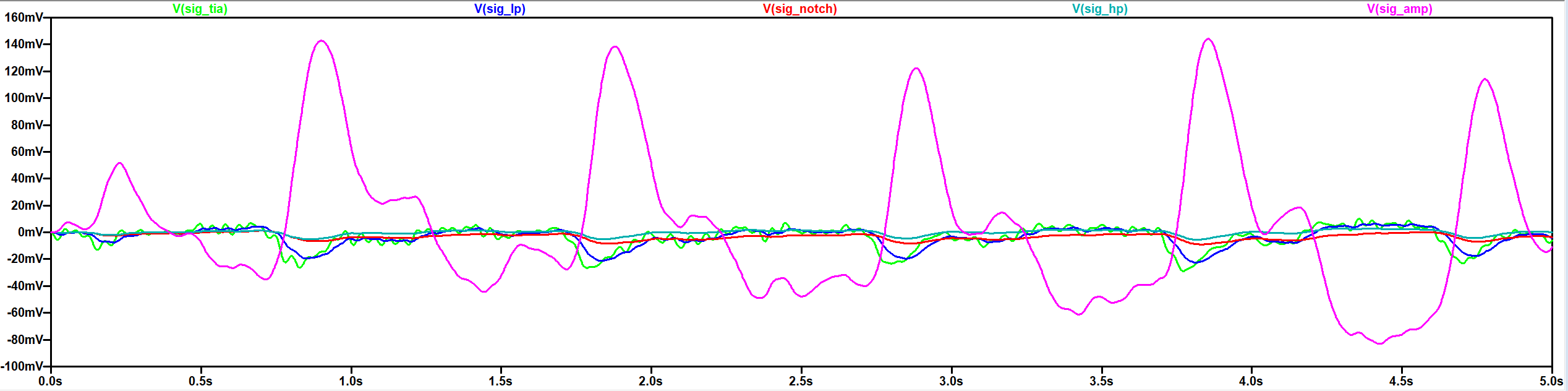


Abbildung 7: Simulation mit LTSpice

# Schema und PCB

## Ansteuerung LED’s

Die LED’s (Infrarot u. Rot) werden über eine H-Brücke angesteuert, da diese im Sensor antiparallel geschalten sind. Mittels eines DAC’s können die Ströme für die LED’s von 0mA bis 20mA eingestellt werden, damit das Ausgangssignal immer ca. auf VDD/2 gehalten werden kann und der ADC optimal ausgesteuert wird. Die Software muss dafür sorgen, dass immer nur V1 und V4 oder V2 und V3 gleichzeitig angesteuert werden. Falls V1 und V3 gleichzeitig angesteuert werden, sorgt der Wiederstand R8 dafür, dass der Strom limitiert wird und nicht ein Kurzschluss entsteht.

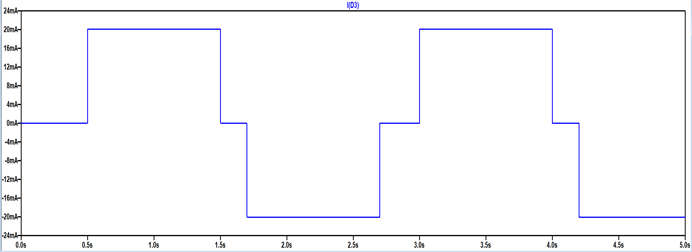


Abbildung 7: Strom durch LED's

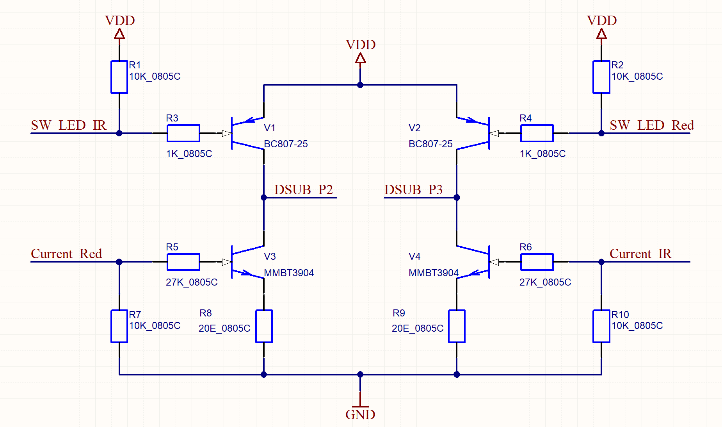


Abbildung 7: Schema H-Brücke

## Verstärker und Filter

Das untenstehende Bild zeigt den Signalpfad von Sensor zum A/D-Wandler. Mittels einer Bestückungsvariante (R20, R23) kann die Fotodiode auf GND oder VDD/2 gesetzt werden, damit sich die Parallelkapazität der Diode verringert. Nach dem TIA und den passiven Filtern kann zwischen einem fix-gain Verstärker und einem variabel-gain Verstärker mit einstellbarem Offset gewählt werden. Diese Option wurde eingefügt um die Aussteuerung des ADC’s besser kontrollieren zu können. Es hat sich aber gezeigt, dass die Einstellung des LED Stroms ausreichend ist.

Da der Einfluss der ADC step-size auf den SPO2-Wert nicht bekannt war, wurde aus Sicherheit noch ein 16bit ADC eingebaut. Die Aktuellen Auswertungen zeigen aber, dass der vorhandene 12bit ADC ausreichend genau ist.

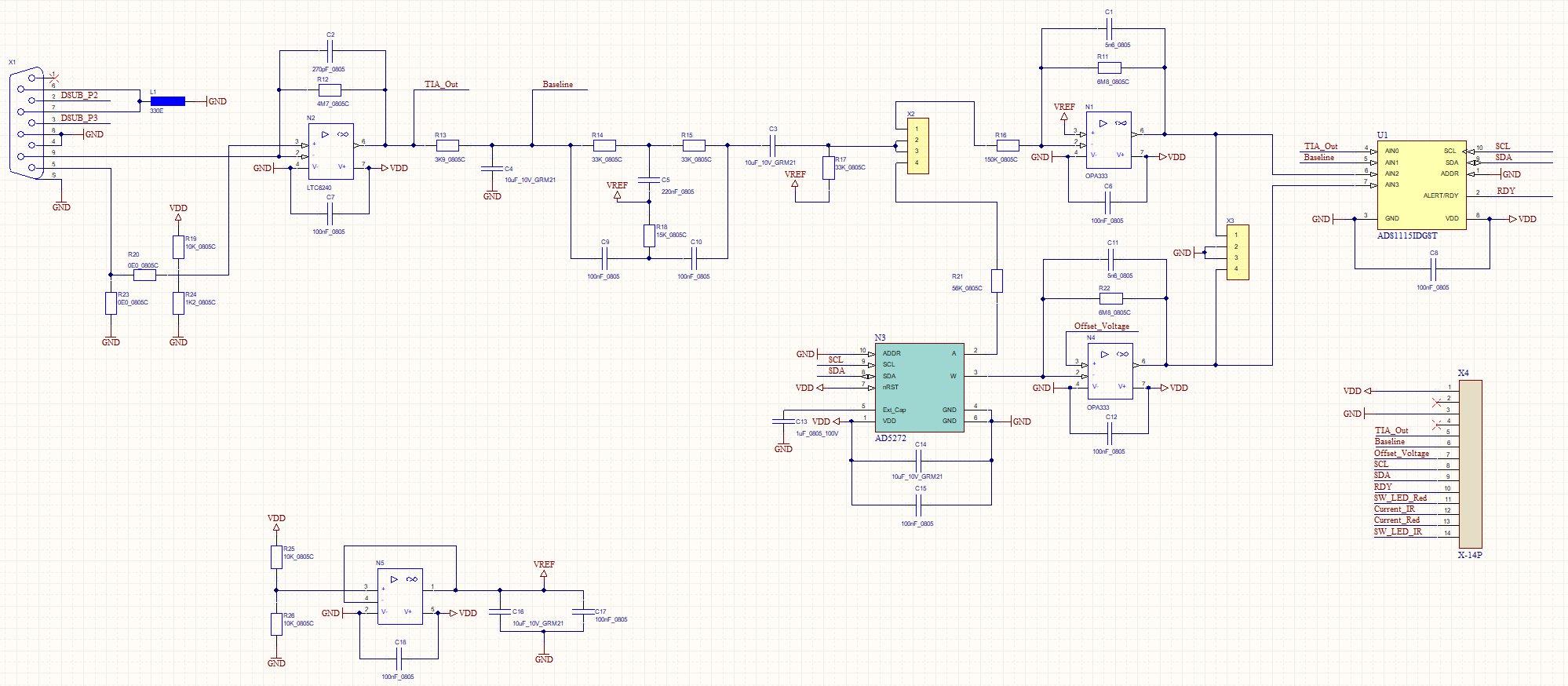


Abbildung 10: Schema Filter und Verstärkerpfade

## Steckbrett Aufbau und PCB

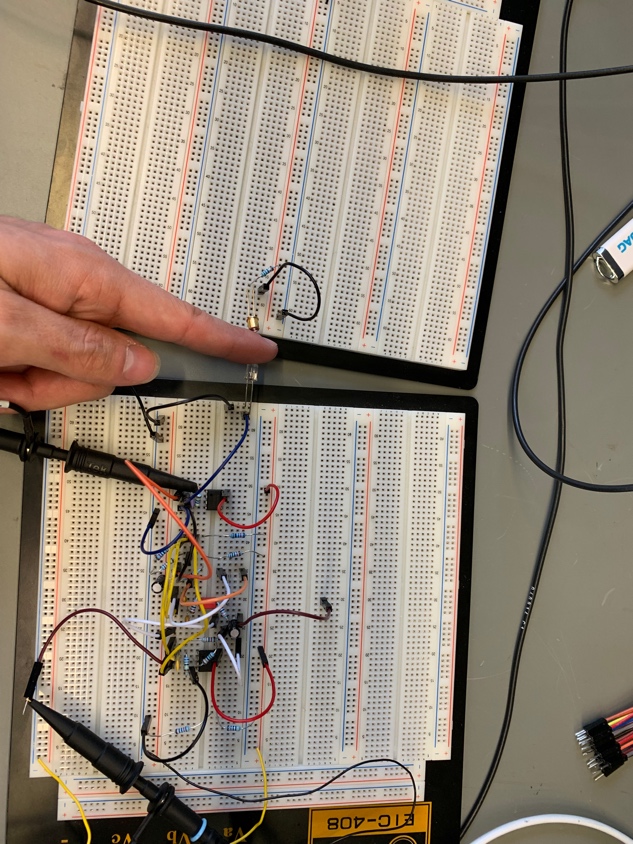
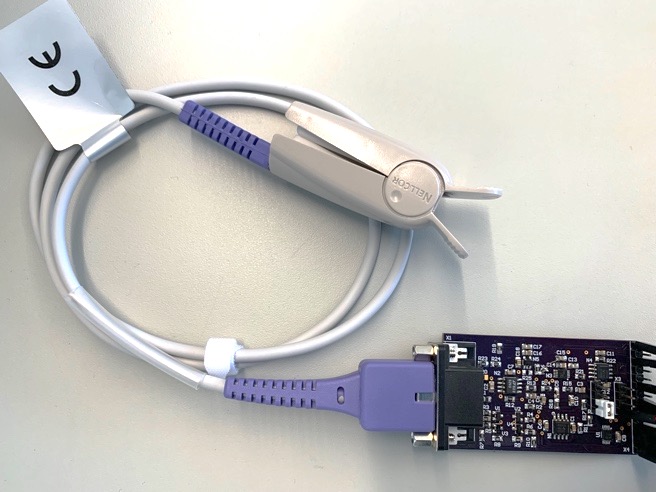
Abbildung 9 zeigt den ersten Aufbau mit IR-LED, Fotodiode sowie Verstärkern und Filtern. In Abbildung 12 ist der fertige PCB, der mit Altium Designer gezeichnet wurde, zu sehen. Daran angeschlossen ist der käuflich erhältliche SPO2-Sensor. Die parallele Ausrichtung der LED’s zur Fotodiode ist für eine zuverlässige Signalauswertung von Vorteil.

Abbildung 12: PCB mit Sensor

Abbildung 9: Versuchsaufbau mit Steckbrett

# Blockschaltbild Gesamtaufbau

Das Blockschaltbild zeigt den gesamten Aufbau mit Sensor, Elektronik und Mikrokontroller. Für die Auswertung der analogen Werte wurde ein STM32F4-Discovery verwendet. Dieses steuert auch die H-Brücke entsprechend an. Die AC - und DC Messwerte werden mittels UART an einen PC übertragen, auf dem die Daten mit Matlab ausgewertet und dargestellt werden.

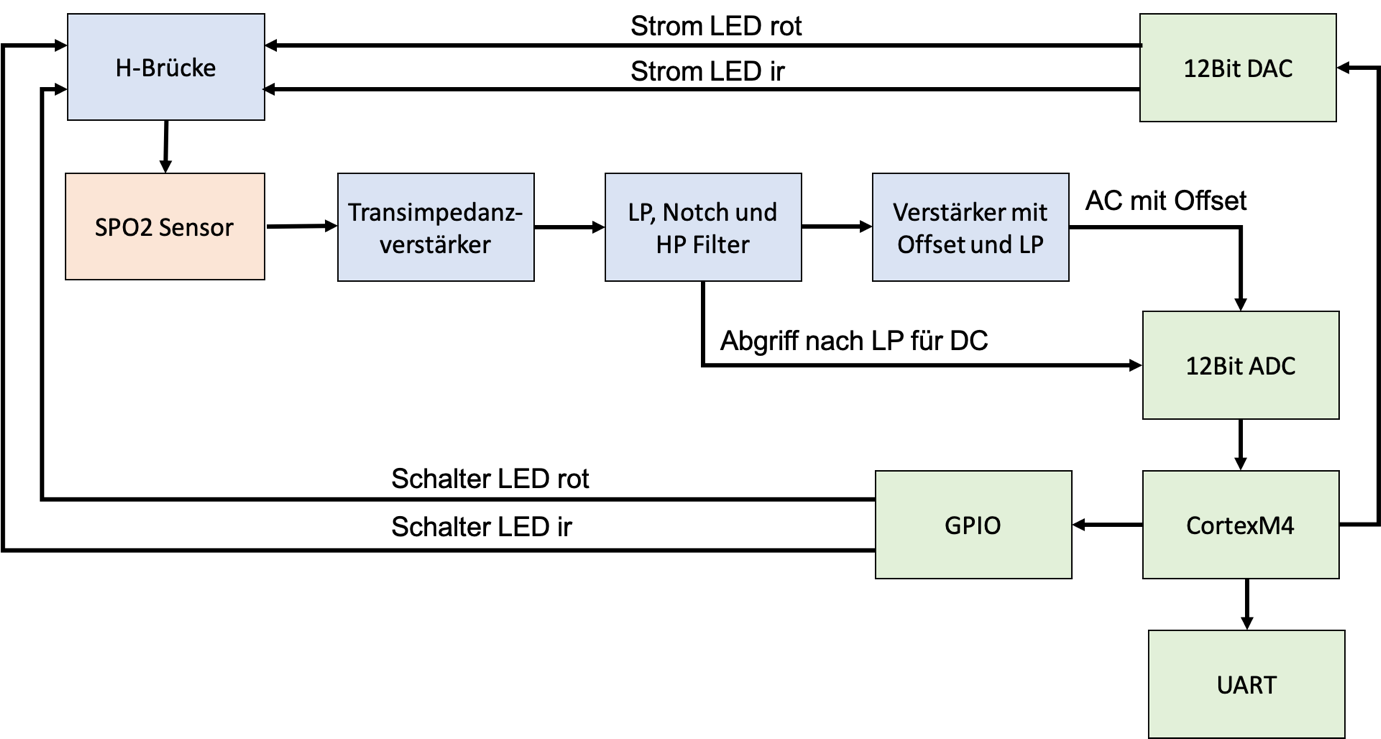


Abbildung 13: Blockschaltbild mit Sensor, PCB und STM32F4 Discovery

# Berechnungen: Puls und Sauerstoffsättigung

## Sauerstoffsättigung

Um die Sauerstoffsättigung zu berechnen, soll das Verhältnis zwischen dem vom HbO2 absorbierten Licht und dem Hb absorbiertem Licht berechnet werden (siehe Kapitel 3). In der Literatur (siehe [1] bis [7]) sind einige Methoden andeutungsweise beschrieben. Die genaue Berechnung wird meist basierend auf einer grossen Messreihe, die uns nicht zur Verfügung steht, entwickelt und nicht in allen Details veröffentlicht.

In unsrem Beispiel haben wir die Sauerstoffsättigung wie folgt berechnet:

Aus dem geschätzten PeakToPeak () Wert des AC Infrarot und AC Rot Signals, wird jeweils der RMS errechnet.

Daraus wird das Verhältnis gebildet und die Sauerstoffsättigung errechnet. Anschliessend wird der Wert gemittelt.

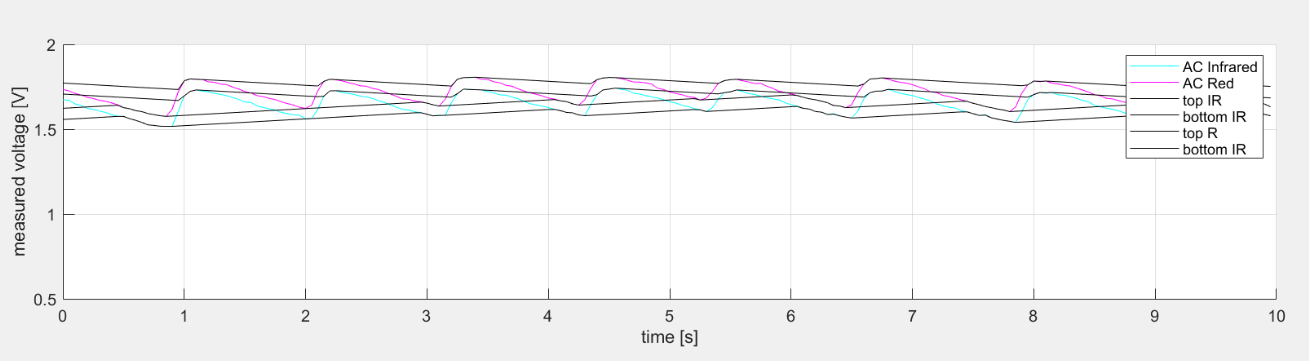


Abbildung 14: Berechnung der Sauerstoffsättigung

## Pulsberechnung

Um einen Puls zu detektieren wird typischerweise in der Zeitebene die Differenz zwischen einer langsamen Signallevel-Schätzung und einer schnellen Signallevel-Schätzung (resp. dem Echtzeitsignal) genommen. Mit einem Treshold werden dann die Peaks detektiert und davon die Frequenz errechnet.

In unserem Beispiel wurde die langsame Signallevel-Schätzung mit einem langsamen bottom tracker realisiert und die schnelle Signallevel-Schätzung mit einem schnellen top tracker.

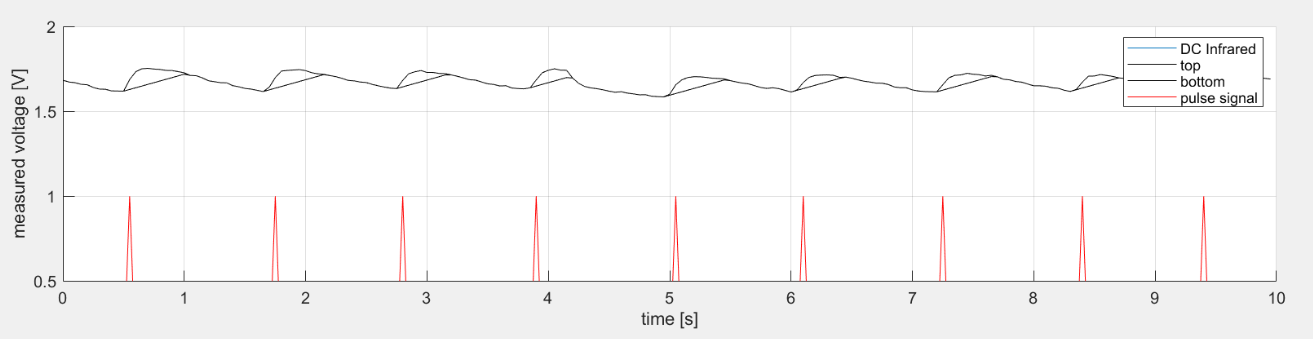


Abbildung 15: Berechnung Puls

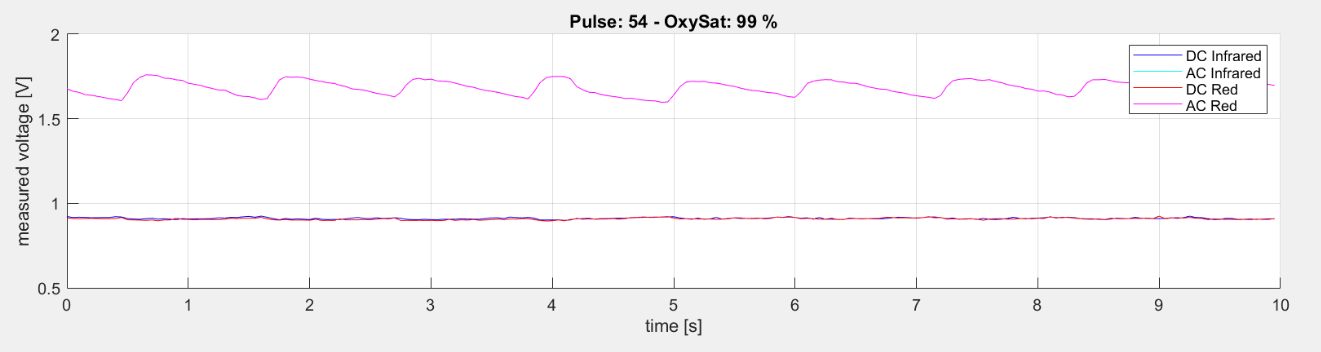


Abbildung 16: Resultat der Berechnung von Puls und Sauerstoffsättigung

# Vergleich zu anderen Produkten

Auf dem Markt sind zahlreiche Produkte zum Erfassen von Puls und SPO2 Werten vorhanden, wie der MAX30105 von Maxim Integrated oder das AFE4490 von TI. Mit dem MAX30105, der LED’s, Fotodiode und AFE enthält wurde ein Demonstrator aufgebaut und betrieben. Jedoch liefern auch diese Sensoren/Frontends nur Rohdaten. Die Auswertung und Berechnung der Daten bleibt auch hier dem Anwender überlassen und genau hier liegt das Know-how dieser Messmethode.

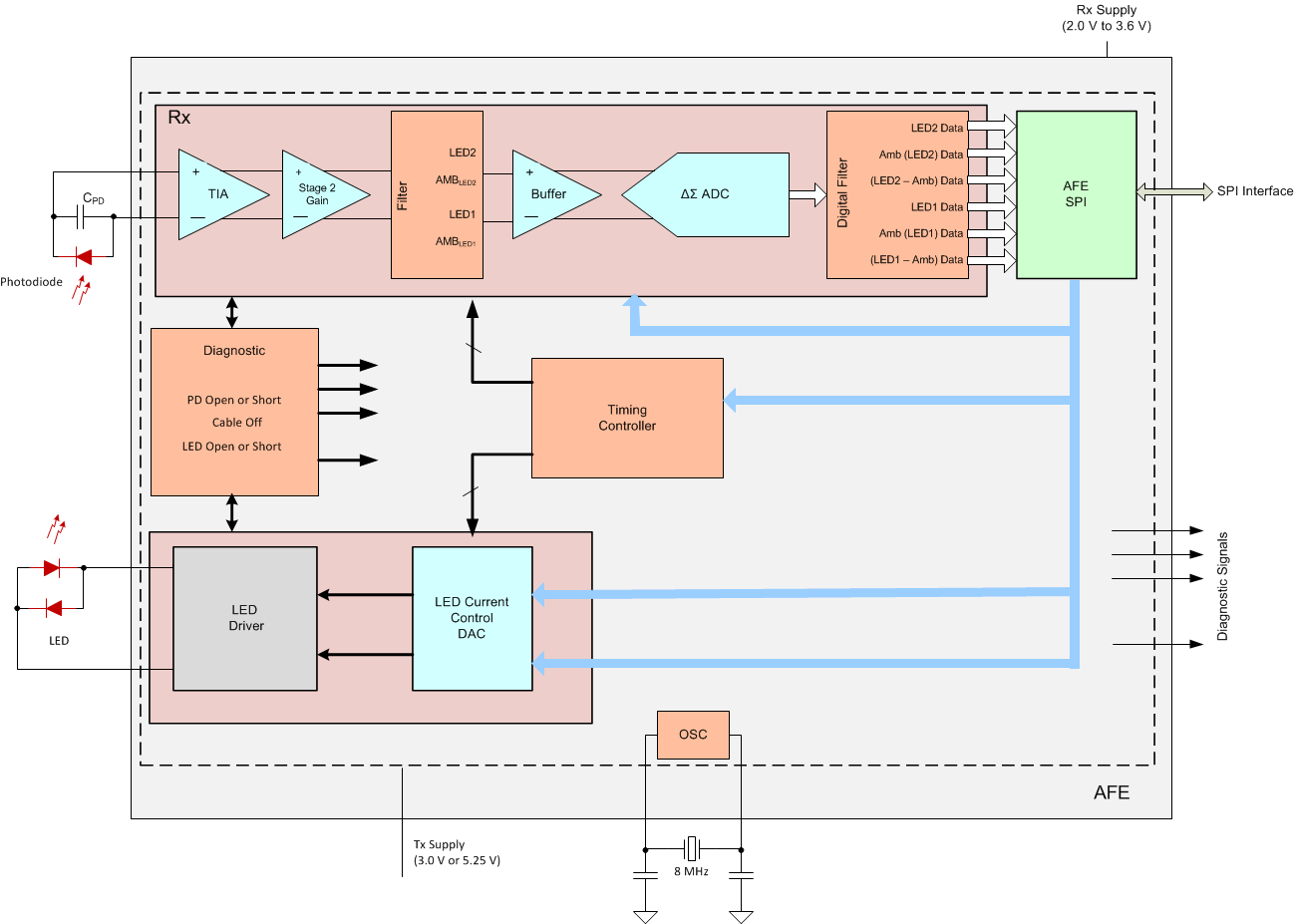
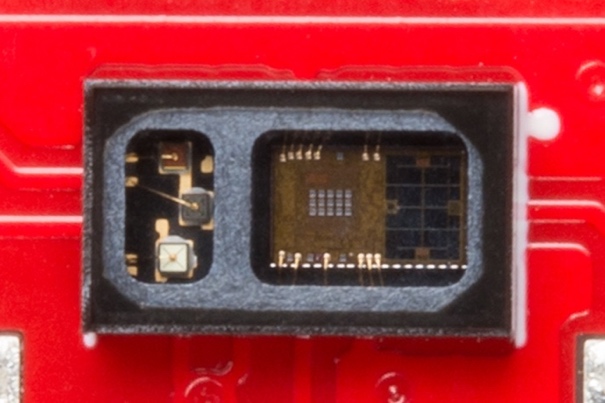


Abbildung 12: MAX30105 SPO2 Sensor

Abbildung 12: AFE 4490 Frontend für LED's und Photodiode

# Fazit und Ausblick

Uns hat die Projektarbeit sehr viel Spass gemacht und wir konnten einen guten Einblick in das Thema Sensor Signal Conditioning gewinnen.

Unser erster Eindruck, dass wir am meisten Zeit in die Signalaufbereitung stecken werden, hat sich nicht bewahrheitet. Im Gegenteil, die meiste Zeit wurde dafür aufgewendet, um aus den gemessenen Daten die gewünschten Werte zur Sauerstoffsättigung zu errechnen. Bei all den schönen Formeln und Beschreibungen die wir in Application notes und Papers zu diesem Thema finden konnten, wird leider immer ein entscheidender Teil der Berechnung nicht gezeigt. Zum Erfolg hat uns schlussendlich ein Codefragment einer Beispielimplementierung gebracht. Die Pulsberechnung war etwas einfacher, da dies auch gut überprüft werden kann.

Aus unserer Sicht hat das Projekt sehr gut zum vermittelten Stoff gepasst. Wir konnten von Opamp-Schaltungen über Filter, Simulationen von Schaltungen und Auswerten von Signalen alles anwenden und haben bis zum Schluss einen funktionsfähigen Prototyp.

Auf dem PCB haben sich noch zwei kleine Fehler eingeschlichen, die in einer zweiten Version noch behoben werden sollten. Auch könnte man in Zukunft noch versuchen, statt den LED Strom zu verändern den Gain und Offset vom Verstärker zu steuern. Ein weiterer Ansatz war noch die Daten direkt beim TIA abzugreifen und die ganze Filterung digital zu erledigen. Leider hat für diese Implementation die Zeit nicht mehr ausgereicht.

Bei der Berechnung könnte man noch mehr Zeit in die Stabilität investieren, da sich Bewegungen des Sensors schlecht auf die Messdaten auswirken, was im Plot auch gut ersichtlich ist.

# Referenzen

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| [1] | Oximeter - How to build a pulse oximeter prototype |  | FEMTO project 2013 |
| [2] | Pulse Oximeter Fundamentals and Designs | Santiago Lopez | Rev. 2, 11/2012 |
| [3] | Pulse Oximeter Implementation on the TMS320C5515 DSP  Medical Development Kit (MDK) | TI, Vishal Markandey | Application Note,  June 2010 |
| [4] | How to Design Peripheral Oxygen Saturation (SpO2) and  Optical Heart Rate Monitoring (OHRM) Systems Using the  AFE4403 | TI, Sang-Soo Oak, Praveen Aroul | Application Note,  SLAA655,  March 2015 |
| [5] | Stabilize Your Transimpedance Amplifier | Maxime Integrated, Akshay Bhat, Senior Strategic Applications Engineer | Feb 03, 2012 |
| [6] | Biomedical Sensors  5. Pulse Oxymetrie | FH Bern, |  |
| [7] | Calibration-Free Pulse Oximetry Based on Two Wavelengths in the Infrared — A Preliminary Study | Meir Nitzan, Salman Noach, Elias Tobal, Yair Adar, Yaacov Miller, Eran Shalom and Shlomo Engelberg | sensors  ISSN 1424-8220  [www.mdpi.com/journal/sensors](http://www.mdpi.com/journal/sensors)  Sensors 2014, 14, 7420-7434; doi:10.3390/s140407420 |

# Anhang

## Notch - Filter mit unterschiedlicher Bandbreite

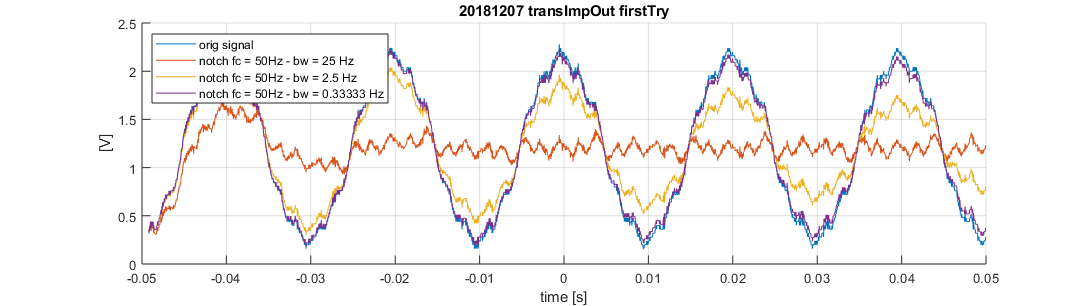


Abbildung 19: Notch Filter fc = 50Hz mit unterschiedlicher Bandbreite