

Entwicklung eines kosteneffizienten Pulsoximeters

mittels IoT-Technologien für die Fernüberwachung

BACHELORARBEIT

zur Erlangung des akademischen Grades

Bachelor of Engineering

im Rahmen des Studiums

Informations- und Kommunikationstechnik

Fachbereich 1

eingereicht von

Fernando Isaac Carlos Barriga Vasquez

Matrikelnummer: 561136

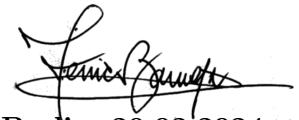
20.02.2024

Erstgutachter: Prof. Dr. Udo Pursche
Zweitgutachter: Prof. Dr. Uwe Metzler

Eigenständigkeitserklärung

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende wissenschaftliche Arbeit selbstständig und ohne unerlaubte Hilfe angefertigt habe. Alle verwendeten Quellen und Hilfsmittel sind ordnungsgemäß angegeben. Sämtliche Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus Veröffentlichungen oder anderen Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht.

Die Arbeit wurde in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner anderen Prüfbehörde vorgelegt.



Berlin, 20.02.2024

Fernando Barriga Vasquez

Danksagung

Mein aufrichtiger Dank gilt zuallererst Gott, der mir während meines Studiums stets Kraft und Orientierung bot. Ebenso danke ich meinen Eltern für ihre beständige Unterstützung und ihr Vertrauen in meine Fähigkeiten.

Ein besonderer Dank geht an meine akademischen Betreuer, Prof. Pursche und Prof. Metzler, für ihre fachkundige Beratung und die Übernahme der Prüfung meiner Arbeit.

Nicht zuletzt danke ich meinen Kommilitonen, Freunden und Dozenten für ihre Unterstützung und die konstruktiven Diskussionen, die zum Gelingen meines Studiums beitrugen.

Kurzfassung

In der vorliegenden Bachelorarbeit wird die Entwicklung eines kostengünstigen Pulsoximeters, basierend auf dem Mikrocontroller PIC16F1936, thematisiert. Die Auswahl dieses Mikrocontrollers erfolgte aufgrund seiner Robustheit, seiner niedrigen Kosten, seiner Leistungsfähigkeit und meiner früheren erfolgreichen Erfahrungen in ähnlichen Projekten. Durch die Integration des ESP32 wird der Vorteil seiner drahtlosen Fähigkeiten (Bluetooth und WiFi) genutzt, die für den Betrieb im Rahmen des Internets der Dinge (IoT) unerlässlich sind.

Auch wenn bestehende Bildungsmodule die Funktion der Messung der Blutsättigung erfüllen, mangelt es ihnen an kommerzieller Umsetzbarkeit und an der Messgenauigkeit ihrer angezeigten Werte, vor allem in ländlichen Gebieten, wo der Zugang begrenzt ist, aber technisches Fachwissen vorhanden ist. Daher konzentriert sich das Projekt auf die Verwendung kosteneffizienter und weltweit verfügbarer kommerzieller Komponenten, um diese Situation zu verbessern.

Die methodische Herangehensweise beinhaltet eine umfassende Analyse existierender Technologien in Bezug auf Pulsoximeter, die als Grundlage für den Entwurf von Schaltkreisen und die Auswahl von Komponenten dienen wird. Das Projekt umfasst die Entwicklung von Leiterplatten und die Programmierung eines Algorithmus zur Erfassung von Gesundheitsparametern sowie die Implementierung einer IoT-Infrastruktur für die Datenübertragung und -analyse.

Das Ziel besteht nicht nur in der Entwicklung eines kostengünstigen Pulsoximeters, sondern auch in der Durchführung weiterer akademischer Forschungen im Bereich der digitalen und analogen Elektronik.

Abstract

This Bachelor's thesis focuses on developing a cost-effective pulse oximeter based on the PIC16F1936 microcontroller. The selection of this microcontroller was due to its robustness, low cost, performance capability, and my successful previous experiences in similar projects. The integration of the ESP32 leverages its wireless capabilities (Bluetooth and WiFi), essential for operation within the context of the Internet of Things (IoT).

Although existing educational modules fulfill the function of measuring blood oxygen saturation, they lack commercial viability and accuracy in their measurements, especially in rural areas where access is limited but technical knowledge exists. Therefore, the project focuses on using economical and commercially available components worldwide to improve this situation.

The methodology includes a comprehensive analysis of existing technologies in pulse oximeters, which will serve as the basis for circuit design and component selection. The project encompasses the development of printed circuit boards and the programming of an algorithm for capturing health parameters, as well as the implementation of an IoT infrastructure for data transmission and analysis.

The goal is not limited to developing an affordable pulse oximeter but also includes conducting further academic research in the field of digital and analog electronics.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	10
1.1 Globaler und lokaler Kontext	10
1.2 Fernüberwachung und ihre Bedeutung	11
1.3 Begründung	11
1.4 Forschungsziele	12
2 Theoretische Grundlagen	13
2.1 Geschichte und Hintergründe	13
2.2 Theoretischer Rahmen	14
2.2.1 Physiologische Grundlagen	14
2.2.2 Wissenschaftliche und technologische Grundlagen der Pulsoxymetrie	18
3 Hardwareentwurf des Prototyps	20
3.1 Planung	20
3.2 Auswahl der optischen Emitter für das Pulsoximeter	21
3.2.1 Roter Emitter (LTL-4266N von LITE-ON)	21
3.2.2 Infrarot-Strahler (WP710A10F3BT von Kingbright)	22
3.3 Die Auswahl des optischen Empfängers und der Signalumwandlung	24
3.3.1 BPW34 (von OSRAM) als optischer Empfänger	24
3.3.2 Signalumwandlung mit dem OPA2313Q (von Texas Instruments)	24
3.4 Berechnungen	24
3.4.1 Berechnung des Strom-Spannungs-Wandlers	24
3.4.2 Berechnung von Tiefpass- und Hochpassfiltern	25

3.4.3	Berechnung nicht-invertierender Verstärker	26
3.5	Die Herstellung des Prototyps	27
3.5.1	Schaltpläne	28
3.5.2	MiKrocontrollern	31
3.5.3	Platinen	32
3.6	Aufbau	34
3.7	Funktionsprüfungen	34
4	Software	44
4.1	Plannung	45
4.1.1	Programm - Prototyp	45
5	Schlussergebnisse und Validierung des Pulsioximeter-Prototyps	49
A	Leiterplatten-Schaltpläne erstellt mit EAGLE	55
B	Software	59

Abbildungsverzeichnis

1.1	Todesursachen nach Krankheitsarten. Quelle: Statistisches Bundesamt	11
2.1	Vereinfachte Darstellung der Be- und Entladung eines Hämoglobins mit Sauerstoff [1]	15
2.2	Extinktionskoeffizienten in $I/(mmol \times cm)$ der 4 häufigsten Hämoglobinspezies über die Wellenlängen, die für die Pulsoxymetrie von Bedeutung sind	17
2.3	Alternating Current(AC) und Direct Current(DC) während Systole und Diastole	18
2.4	Gesetz von Lambert-Beer	19
3.1	Blockschaltbild	21
3.2	Emissionsspektrum - LTL-4266N	22
3.3	Abmessungen - LTL-4266N	22
3.4	Emissionsspektrum - WP710A10F3BT	23
3.5	Abmessungen - WP710A10F3BT	23
3.6	Strom-Spannungs-Wandlers	24
3.7	Tiefpass- und Hochpassfiltern	25
3.8	nicht-invertierender Verstärker	26
3.9	Emittirende LEDs- [<i>In Proteus entwickelt</i>]	29
3.10	Optischer Sensor- [<i>In Proteus entwickelt</i>]	30
3.11	Filterung und Verstärkung- [<i>In Proteus entwickelt</i>]	31
3.12	Verbindung von aufbereiteten Signalen zu den Mikrocontrollern PIC und ESP32- [<i>In Proteus entwickelt</i>]	32
3.13	Leiterplatte (PCB) - Optischer Sender -Bestückungsseite (oben) - [<i>Eigenentwicklung</i>]	32
3.14	Leiterplatte - Optischer Sender - Lötseite (unten) - [<i>Eigenentwicklung</i>]	33

3.15 Leiterplatte - Optischer Empfänger - Bestückungsseite (oben) - [Eigenentwicklung]	33
3.16 Leiterplatte - Optischer Empfänger - Lötseite (unten) - [Eigenentwicklung]	34
3.17 Leiterplatte - Signalaufverarbeitung, Puffer, Hoch- und Tiefpassfilter, Verstärker - Bestückungsseite (oben) - [Eigenentwicklung]	35
3.18 Leiterplatte - Signalaufverarbeitung, Puffer, Hoch- und Tiefpassfilter, Verstärker - Lötseite (unten) - [Eigenentwicklung]	36
3.19 Prototyp auf dem Steckbrett - Signalvorverarbeitung	37
3.20 Anschluss an den Mikrocontroller PIC16F1937	37
3.21 Test von roter LED und optischem Empfänger	38
3.22 Test von Infrarot-LED und optischem Empfänger	38
3.23 Signalvorverarbeitung und Tests mit dem PIC unter Verwendung eines Arduino-Moduls als 5V-Stromversorgung	39
3.24 Betrieb von PIC - ESP32 - Pulsoximeter	40
3.25 Verbindung des PIC16F1937 an das ESP32-Modul	40
3.26 Visualisierung von Daten auf der IoT-Plattform - Thingspeak - 1	41
3.27 Visualisierung von Daten auf der IoT-Plattform - Thingspeak - 2	41
3.28 Visualisierung von Daten auf der IoT-Plattform - Thingspeak - 3	42
3.29 Visualisierung von Daten auf der IoT-Plattform - Thingspeak - 3	42
3.30 Visualisierung von Daten auf der IoT-Plattform - Thingspeak - 3	43
3.31 Visualisierung von Daten auf der IoT-Plattform - Thingspeak - 3	43
4.1 Pulsoximeter - PAP 1 - Teil 1	45
4.2 Pulsoximeter - PAP 1 - Teil 2	46
4.3 Pulsoximeter - PAP 1 - Teil 3	47
4.4 Kommunikation und WiFi-Datenübertragung - PAP 2	48
5.1 Prototyp eines Pulsioximeters auf einem Steckbrett - Endergebnis	50
5.2 Prototyp eines Pulsioximeters im Betrieb, verbunden mit WiFi und Anzeige der SPO2-Werte auf dem LCD - Bsp.1	51
5.3 Schnittstelle von ThingSpeak mit Visualisierung der Pulsioximeter-Daten, einschließlich eines Echtzeit-SpO2-Wertes, eines Manometers und eines Indikatorlichts für die Sauerstoffsättigung - Bsp.1	51

5.4 Schnittstelle von ThingSpeak mit Visualisierung der Pulsioximeter-Daten, einschließlich eines Echtzeit-SpO2-Wertes, eines Manometers und eines Indikatorlichts für die Sauerstoffsättigung - Bsp.2	52
5.5 Schnittstelle von ThingSpeak mit Visualisierung der Pulsioximeter-Daten, einschließlich eines Echtzeit-SpO2-Wertes, eines Manometers und eines Indikatorlichts für die Sauerstoffsättigung - Bsp.2	52
A.1 Schaltplan LEDs Pulsoximeter	55
A.2 Schaltplan Sensor für Pulsoximeter	56
A.3 Schaltplan für die Signalaufbereitung eines Pulsoximeters	56
A.4 Schaltplan für die Signalaufbereitung eines Pulsoximeters	57
A.5 Leiterplatte - Oberseite	57
A.6 Leiterplatte - Unterseite	58
A.7 Leiterplatte - Drills	58
B.1 System Module - Konfiguration in Mplab	59
B.2 Pin Manager - Package View - Konfiguration in Mplab	59

Kapitel 1

Einleitung

Diese Bachelorarbeit konzentriert sich darauf, einen kostengünstigen Pulsoximeter unter Verwendung von Internet der Dinge (IoT) Technologie zu entwickeln, um die Fernüberwachung von vitalen Anzeichen zu ermöglichen. Dieses Projekt ist sowohl in wirtschaftlicher als auch sozialer Hinsicht signifikant und bietet relevante Lösungen im Kontext der globalen Gesundheits- und medizinischen Versorgung. Obwohl der anfängliche Fokus auf Deutschland liegt, hat diese Arbeit weitreichende Auswirkungen, insbesondere in Entwicklungsländern, in denen der Zugang zu kostengünstigen medizinischen Geräten von entscheidender Bedeutung ist [2].

1.1 Globaler und lokaler Kontext

Die Notwendigkeit dieses Projekts ergibt sich aus wirtschaftlichen und sozialen Herausforderungen. In Deutschland ist ein Markt für medizinische Geräte im Wert von etwa 42 Milliarden US-Dollar von wirtschaftlicher Bedeutung und bietet Wachstumschancen in diesem Sektor [3]. Dennoch ist der Zugang zu wesentlichen Geräten wie Pulsoximetern immer noch begrenzt, was sich negativ auf die Qualität der Gesundheitsversorgung und die Reaktion auf Gesundheitsnotfälle auswirkt. Sozial gesehen ist der Gesundheitssektor von entscheidender Bedeutung und beschäftigt 17,7 % der deutschen Arbeitskräfte, was seine Bedeutung für das soziale Wohlergehen und die Wirtschaft unterstreicht [4].

Die Digitalisierung im Gesundheitswesen eröffnet Möglichkeiten zur Verbesserung der Verwaltung chronischer Krankheiten und zur Fernüberwachung, insbesondere für Patienten mit Herz-Kreislauf- und Atemwegserkrankungen. Ein kostengünstiger Pulsoximeter ist in diesem Zusammenhang von entscheidender Bedeutung, da er die frühzeitige Erkennung von medizinischen Erkrankungen ermöglicht und die Selbstverwaltung der Gesundheit fördert [5].

Im Gegensatz dazu stehen Entwicklungsländer wie Peru vor noch größeren Einschränkungen bei medizinischen Ressourcen. Laut Weltgesundheitsorganisation (WHO) und Weltbank haben Millionen von Menschen keinen Zugang zu wesentlichen Gesundheitsdiensten, und ein erschwinglicher Pulsoximeter könnte eine bedeutende Veränderung darstellen [6].

1.2 Fernüberwachung und ihre Bedeutung

Atemwegserkrankungen, verschlammert durch Temperaturschwankungen und Luftverschmutzung, stellen eine wachsende Herausforderung dar. Die Überwachung des Sauerstoffsättigung im Blut mittels Pulsoximetern bietet effektiven Schutz vor der Verschlommierung von Krankheiten wie Erkältungen, Asthma und Bronchitis. Diese Geräte, die den Sauerstoffsättigungsgrad nicht invasiv und kontinuierlich messen, sind für das Selbstmanagement der Gesundheit unerlässlich, insbesondere in Ländern, in denen Gesundheitsbehörden mit regulatorischen und Zugänglichkeitsproblemen konfrontiert sind [7]. Die COVID-19-Pandemie hat die Bedeutung dieser Überwachung besonders hervorgehoben, insbesondere um Atemwegserkrankungen frühzeitig zu erkennen.

1.3 Begründung

Die Begründung für dieses Projekt liegt in der dringenden Notwendigkeit kostengünstiger medizinischer Geräte zur Bewältigung von öffentlichen Gesundheitsproblemen. In Deutschland sind Herz-Kreislauf- und Atemwegserkrankungen führende Todesursachen [8]. Ein kostengünstiger Pulsoximeter kann die frühzeitige Erkennung und Verwaltung dieser Erkrankungen verbessern, insbesondere bei gefährdeten Bevölkerungsgruppen.

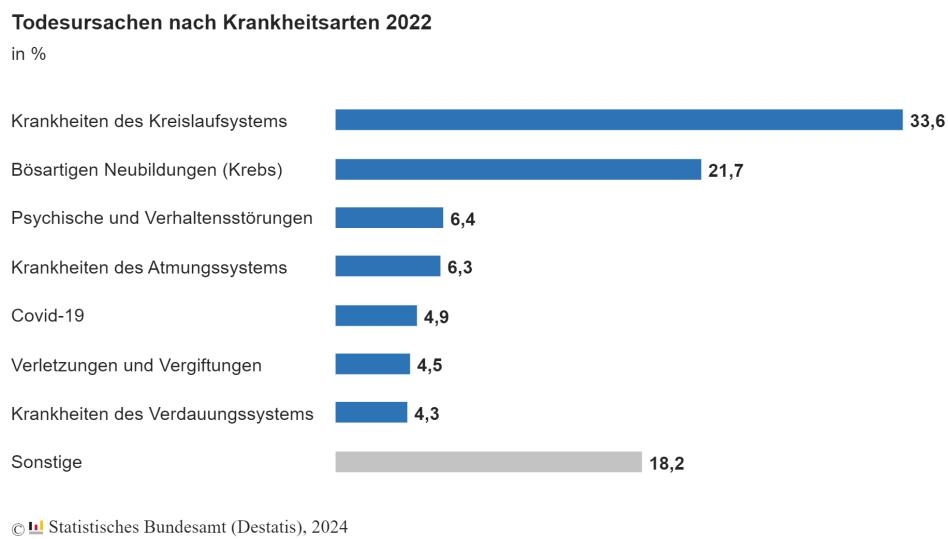


Abbildung 1.1: Todesursachen nach Krankheitsarten. Quelle: Statistisches Bundesamt.

Mit der zunehmenden Nachfrage nach Ferngesundheitsversorgung und einem Anstieg diagnostizierter Atemwegserkrankungen wird die Entwicklung fortschrittlicher, erschwinglicher und zuverlässiger diagnostischer Werkzeuge wie Pulsoximeter immer wichtiger. Diese Geräte können einen wesentlichen Beitrag zur Verbesserung der diagnostischen Kapazitäten im Gesundheitswesen leisten, indem sie eine präzise und schnelle Bewertung des Sauerstoffgehalts im Blut ermöglichen, was für die Überwachung und Behandlung von Atemwegserkrankungen unerlässlich ist.

1.4 Forschungsziele

Der Hauptzweck dieses Projekts ist es, ein kostengünstiges Pulsoximeter zu entwickeln, das weltweit zugänglich und einsatzbereit ist. Diese Initiative strebt danach, die im Studiengang für Informations- und Kommunikationstechnik erworbenen Ingenieurkenntnisse praktisch umzusetzen. Ein besonderer Schwerpunkt liegt auf der Verwendung eines spezifischen Mikrocontrollers, der während des Studiums umfangreich genutzt wurde. Darüber hinaus zielt das Projekt darauf ab, einen wichtigen Beitrag zum Gesundheitswesen zu leisten. Die spezifischen Ziele umfassen:

- Elektronikschaltungsentwurf: Entwurf einer elektronischen Schaltung, die die funktionale Grundlage des Pulsoximeters bildet. Dies beinhaltet die Auswahl und Konfiguration der geeigneten elektronischen Komponenten sowie die Gestaltung einer effizienten und zuverlässigen Schaltung.
- Entwicklung von Algorithmen zur Messung der Sauerstoffsättigung, unter Verwendung der Programmierung in einer Hochsprache, speziell in C, mit einem Mikrocontroller.
- Integration von IoT-Technologien: Implementierung der Fähigkeiten des Internets der Dinge (IoT), um die Fernüberwachung zu erleichtern. Diese Integration soll die Echtzeit-Datenübertragung ermöglichen, wodurch die Funktionalität des Geräts für Telemedizin-Anwendungen erweitert wird.
- Validierung des Pulsoximeters: Durchführung eines Vergleichs zwischen den Daten, die vom entwickelten Pulsoximeter und einem kommerziellen Pulsoximeter gesammelt wurden.

Diese Ziele unterstreichen das Bestreben, durch technologische Fortschritte in der Informations- und Kommunikationstechnik die Gesundheitsversorgung maßgeblich zu verbessern. Neben der Erfüllung akademischer Anforderungen soll das Projekt vor allem praktischen Mehrwert schaffen, indem es die Verfügbarkeit und Einsatzmöglichkeiten eines erschwinglichen Pulsoximeters in diversen medizinischen Einrichtungen erhöht.

Kapitel 2

Theoretische Grundlagen

2.1 Geschichte und Hintergründe

Der Beginn der Oxymetrie geht auf das Jahr 1862 zurück, als Félix Hoppe Seyler, ein angesehener deutscher Professor für angewandte Chemie, den Begriff "Hämoglobin" (Hb) prägte, um die Unterscheidungsfähigkeit zwischen sauerstoffreichem und sauerstoffarmem Blut hervorzuheben. George Stokes enthielt 1864, dass Hämoglobin der Sauerstofftransporteur (O_2) ist, was einen Meilenstein im Verständnis dieses Prozesses darstellt. Anschließend, im Jahr 1869, entwickelten Robert Bunsen und Gustav Kirchhoff den ersten Spektrographen, der die spektrale Einzigartigkeit jedes Materials zeigt. Die Anwendung dieses Prinzips wurde 1876 deutlich, als Karl von Vierordt den Spektrographen zur Messung von O_2 durch Lichttransmission einsetzte.

Der Fortschritt hin zur modernen Oxymetrie wird Karl Matthes im Jahr 1935 zugeschrieben, der ein Ohrgerät zur Messung der O_2 -Sättigung unter Verwendung von roten und grünen Wellenlängen durch Gewebe-Transillumination entwickelte. Während des Zweiten Weltkriegs führte Glen Millikan (1942) den Begriff Öximeter ein, indem er eine optische Methode zur Messung der Hämoglobinsättigung mit O_2 bei Hochgebirgspiloten vorschlug. Earl Wood brachte 1949 bedeutende Modifikationen am Gerät von Millikan an, was einen Meilenstein in der Evolution der Oxymetrie markierte. Er erhöhte eine Druckkapsel mit zwei Vorteilen: höhere Genauigkeit und absolute Lesung der O_2 -Sättigung.

Im Jahr 1964 entwickelte Shaw den ersten selbstkalibrierenden Ohr-Oximeter, dessen Verbreitung jedoch aufgrund von Größen- und Kostenfragen eingeschränkt war. Takuo Aoyagi, ein Ingenieur in Tokio, materialisierte 1975 den ersten kommerziellen Oximeter basierend auf der Pulslichtabsorption. Diese Entwicklung war ein bedeutender Beitrag auf dem Gebiet. Im Jahr 1980 führte der Anästhesist William New den "Pulsoximeter" ein und festigte damit die Relevanz der Oxymetrie in klinischen Kontexten weiter. Seit 1986 unterstützt die American Society of Anesthesiologists aktiv den Einsatz der Pulsoxymetrie als integralen Bestandteil zur Sicherstellung der Sauerstoffversorgung während anästhesiologischer Eingriffe[9].

Die ursprüngliche Idee, pulslichtbasierte Variationen zur Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung zu verwenden, wird dem japanischen physiologischen Bioingenieur Takuo Aoyagi zugeschrieben, der den Prototyp des Pulsoximeters zwischen September 1973 und März 1974 entwickelte. Dieses Gerät wurde vom Chirurgen Susumu Nakajima und seinem Team am National Sanatorium Minami in Sapporo eingesetzt. Die erste relevante Veröffentlichung erfolgte 1974, und der folgende Patentantrag mit dem Titel "Gerät zur photometrischen Blutanalyse" wurde im

März 1974 eingereicht und im April 1979 erteilt.

Dieser Entwicklungsprozess und die resultierende Instrumentierung markierten einen Wendepunkt in der Evolution der Oxymetrie und legten die Grundlagen für ihre breite klinische Anwendung.

2.2 Theoretischer Rahmen

2.2.1 Physiologische Grundlagen

Sauerstoff

In unserer Atmosphäre macht Sauerstoff etwa 21% aus und ist sowohl für die Photosynthese in Pflanzen, bei der CO₂ (Kohlendioxid) und H₂O (Wasser) in Glukose und Sauerstoff umgewandelt werden, als auch für die Zellatmung in Tieren und Menschen unverzichtbar. Dieses lebenswichtige Element erleichtert die Umwandlung von Nährstoffen in Energie, spielt eine entscheidende Rolle bei der Bildung von schützendem Ozon und ist an biologischen und chemischen Prozessen beteiligt, die für das Wachstum und die Reparatur von Zellen grundlegend sind. Die ordnungsgemäße Regulierung dieses Elements im Körper ist von entscheidender Bedeutung und wirkt sich direkt auf die Gesundheit und die körperliche Leistungsfähigkeit aus, was unterstreicht, wie wichtig die Überwachung der Sauerstoffsättigung für die Früherkennung möglicher Erkrankungen ist [10] [11].

Das Blut

Blut, ein flüssiges Bindegewebe, spielt entscheidende Rollen im Transport, der Abwehr und der Homöostase. Bestehend aus geformten Elementen (rote Blutkörperchen, weiße Blutkörperchen und Blutplättchen) und Plasma, transportiert es Nährstoffe, Sauerstoff und Abfallprodukte, verteidigt den Körper gegen Pathogene und reguliert interne Bedingungen wie den pH-Wert und die Temperatur[12].

Die Blutzusammensetzung [13] setzt sich aus 55% Plasma und 45% zellulären Bestandteilen zusammen, was eine grundlegende Rolle beim Transport von Sauerstoff, Nährstoffen und der Beseitigung von Stoffwechselabfällen spielt. Das Plasma, eine Flüssigkeit, die zu 95% aus Wasser und zu 5% aus gelösten Substanzen wie Proteinen und Mineralionen besteht, erleichtert die Verteilung von Hormonen sowie die Regulation des pH-Werts und der Körpertemperatur. Die roten Blutkörperchen sind für den Sauerstofftransport verantwortlich, während die weißen Blutkörperchen den Organismus vor bakteriellen und viralen Infektionen schützen. Des Weiteren spielen die Blutplättchen eine entscheidende Rolle bei der Blutgerinnung, da sie Blutungen verhindern. Dieses Wissen ist von grundlegender Bedeutung für die medizinische Praxis und betont die zentrale Rolle des Blutes bei der Aufrechterhaltung der Homöostase und der Immunabwehr [14].

Hämoglobin

Hämoglobin, ein komplexes Protein in den roten Blutkörperchen, spielt eine entscheidende Rolle beim Transport von Sauerstoff von den Lungen zu den Geweben und bei der Ausscheidung von

Kohlendioxid während der Ausatmung. Seine einzigartige Struktur ermöglicht eine reversible Bindung an Sauerstoff, wodurch ein effizienter Gasaustausch im menschlichen Körper ermöglicht wird. Diese Bindungsfähigkeit macht Hämoglobin zu einem entscheidenden Bestandteil der Regulation des Sauerstoffgehalts im Blut, was seine Bedeutung sowohl für die Atemphysiologie als auch für die medizinische Praxis unterstreicht [15].

Neben seiner Hauptfunktion im Gasaustausch spielt Hämoglobin auch eine wesentliche Rolle bei der Messung der Sauerstoffsättigung im Blut. Diese Messung ist entscheidend für die Bewertung der Atemfunktion und der Gewebe-Sauerstoffversorgung in klinischen Situationen. Die Pulsoxymetrie, eine Technik, die auf der Fähigkeit des Hämoglobins beruht, rotes und infrarotes Licht zu absorbieren, wird häufig zur Echtzeitmessung der Sauerstoffsättigung in klinischen und medizinischen Umgebungen eingesetzt [16].

Die Klassifizierung von Hämoglobin basiert auf seiner Fähigkeit, Licht bestimmter Wellenlängen zu absorbieren, wobei es in funktionale und dysfunktionale Typen unterteilt wird. Funktionale Typen wie Oxyhämoglobin (HbO_2) und Deoxyhämoglobin (HHb) sind entscheidend für die Pulsoxymetrie und den Sauerstofftransport zu den Geweben. Dysfunktionale Typen wie Carboxyhämoglobin und Methämoglobin stören die normale Sauerstofftransportfunktion. Diese Analyse unterstreicht die Bedeutung des Verständnisses dieser Varianten für medizinische Anwendungen.

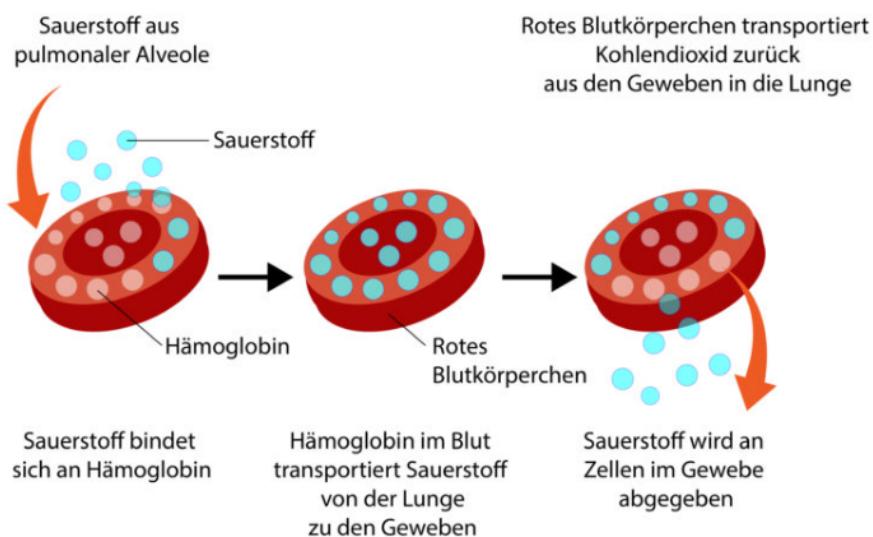


Abbildung 2.1: Vereinfachte Darstellung der Be- und Entladung eines Hämoglobins mit Sauerstoff [1].

Herzfrequenz

Die Herzfrequenz, die durch die Frequenz der Herzkontraktionen bestimmt wird, wird von Faktoren wie Alter, körperlicher Aktivität und der Einnahme bestimmter Medikamente beeinflusst. Mit ihrem Ursprung im Sinusknoten breitet sich diese elektrische Impuls durch das Herz aus und schafft einen pulsierenden Blutfluss, der für die Sauerstoffversorgung des Körpers unerlässlich ist. Die Ruheherzfrequenz variiert bei gesunden Erwachsenen zwischen 60 und 100 Schlägen pro Minute und spiegelt die Anpassungsfähigkeit des Herz-Kreislauf-Systems wider. Dieses Wissen ist entscheidend für die Überwachung und Behandlung der Herzgesundheit und kann leicht mithilfe

von Geräten wie dem Pulsoximeter beurteilt werden [17].

Arterielle Blutgasanalyse

Die arterielle Blutgasanalyse, eine invasive Technik, die für die Bewertung der Sauerstoffversorgung und des Säure-Basen-Status des Patienten unerlässlich ist, war ein kritisches diagnostisches Instrument vor der Einführung der Pulsoxymetrie. Dieses Verfahren beinhaltet die Entnahme einer Probe arteriellen Blutes, die einer gründlichen Analyse unterzogen wird, um lebenswichtige Parameter wie den pH-Wert, den Sauerstoffpartialdruck (PaO_2) und den Kohlendioxidpartialdruck (PaCO_2) zu bestimmen. Um genaue und zuverlässige Ergebnisse zu gewährleisten, ist es unerlässlich, strenge Vorsichtsmaßnahmen zu befolgen, darunter eine Mindestruhezeit von 10 Minuten für den Patienten, das Vermeiden von Medikamenten, die die Ergebnisse verändern könnten, und das Verzichten auf Tabakkonsum am Tag des Tests. Darüber hinaus sollte die arterielle Blutgasanalyse bei bekannter Temperatur und in einer kontrollierten Umgebung durchgeführt werden, um externe Störungen zu vermeiden. Es ist wichtig zu beachten, dass die Ergebnisse der arteriellen Blutgasanalyse einige Minuten dauern können, um verfügbar zu sein, was besonders in Notfallsituationen entscheidend ist, in denen eine schnelle Beurteilung der Sauerstoffversorgung für medizinische Entscheidungen unerlässlich ist [18].

Vergleich zwischen Pulsoxymetrie und arterieller Blutgasanalyse

1. Vorteile der Pulsoxymetrie gegenüber der arteriellen Blutgasanalyse:

- Sofortige, kontinuierliche und nicht-invasive Überwachung: Die Pulsoxymetrie ermöglicht eine schnelle und kontinuierliche Messung der Sauerstoffsättigung im Blut, ohne dass Blutproben entnommen werden müssen.
- Einfache Handhabung: Pulsoxymetrie-Geräte sind einfach zu bedienen und erfordern keine spezielle Schulung für ihre Verwendung.
- Zuverlässigkeit im Bereich von 80% bis 100% Sättigung: Die Pulsoxymetrie ist äußerst präzise bei der Erkennung normaler und hoher Sauerstoffsättigung im Blut.
- Zusätzliche Informationen zur Herzfrequenz: Neben der Sauerstoffsättigung liefert die Pulsoxymetrie Daten zur Herzfrequenz des Patienten, was bei der Bewertung seines kardiovaskulären Zustands hilfreich ist.
- Kostengünstige und tragbare Technik: Pulsoxymetrie-Geräte sind relativ kostengünstig, tragbar und können in klinischen und gemeindlichen Umgebungen, einschließlich der Primärversorgung, eingesetzt werden.

2. Nachteile der Pulsoxymetrie im Vergleich zur arteriellen Blutgasanalyse:

- Keine Informationen über den pH-Wert oder den PaCO_2 : Im Gegensatz zur arteriellen Blutgasanalyse liefert die Pulsoxymetrie keine direkten Informationen über den Säure-Basen-Haushalt oder den Kohlendioxidpartialdruck im Blut.
- Unfähigkeit zur Erkennung von Hyperoxämie und Hypoventilation: Die Pulsoxymetrie kann abnormal hohe Sauerstoffwerte im Blut (Hyperoxämie) oder Probleme mit der unzureichenden Lungenbelüftung (Hypoventilation) nicht erkennen.
- Einschränkungen bei kritisch kranken Patienten: Bei Patienten mit schlechter peripherer Durchblutung, wie z.B. solchen im kritischen Zustand, kann die Pulsoxymetrie aufgrund der Schwierigkeiten bei der Erfassung der Sauerstoffsättigung in peripheren Geweben weniger zuverlässige Messwerte liefern.

Trotz dieser Einschränkungen bleibt die Pulsoxymetrie ein wertvolles Instrument zur klinischen Überwachung der Sauerstoffsättigung im Blut, da sie schnell und nicht-invasiv nützliche Informationen liefert.

Pulsioximetrie: Ein nicht-invasives Werkzeug zur Bewertung der Sauerstoffsättigung

Die Entwicklung des Pulsoxymeters markiert einen bedeutenden Fortschritt für die Patientensicherheit während der Anästhesie und Intensivtherapie. Es ermöglicht die kontinuierliche, nichtinvasive Messung der Sauerstoffsättigung des arteriellen Blutes transkutan.

Messprinzip

Es ist für die Anwender wichtig, das Prinzip der pulsoxymetrischen Sättigungsmessung und ihre Grenzen zu verstehen. Pulsoxymeter unterscheiden zwischen Oxyhämoglobin (O_2Hb) und Desoxyhämoglobin (HHb) und berechnen daraus die Sauerstoffsättigung des arteriellen Blutes. Die pulsoxymetrisch gemessene Sättigung, abgekürzt SpO_2 , entspricht grundsätzlich der partiellen Sättigung (psO_2), die durch Blutgasanalysatoren ermittelt wird. Die partielle Sättigung wird mit folgender Formel berechnet:

$$psO_2 = \frac{cO_2Hb}{cO_2Hb + cHHb} \times 100\% \quad (2.1)$$

Bei der Transmissionspulsoxymetrie werden Lichtwellen der Längen 660 nm und 940 nm von zwei LEDs emittiert und die Intensität des durch das Gewebe dringenden Lichts von einem Detektor erfasst. O_2Hb und HHb absorbieren Licht unterschiedlicher Wellenlängen in verschiedenem Maße, wobei rotes und nah-infrarotes Licht besonders genutzt werden, da diese Wellenlängen gut durch das Gewebe dringen können.

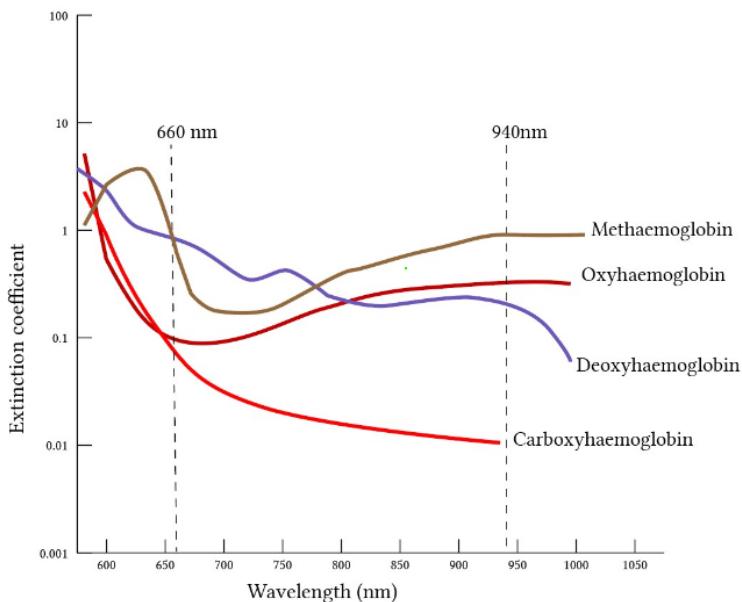


Abbildung 2.2: Extinktionskoeffizienten in $I/(mmol \times cm)$ der 4 häufigsten Hämoglobinspezies über die Wellenlängen, die für die Pulsoxymetrie von Bedeutung sind

Sauerstoffsättigung

Die Fähigkeit des Pulsoxymeters, die Sauerstoffsättigung des arteriellen Blutes zu detektieren,

beruht auf der Veränderlichkeit der Absorption von rotem und infrarotem Licht bei jeder Herzaktion. Das Blutvolumen in den Arterien ändert sich mit der Systole und Diastole, während das Volumen in Venen und Kapillaren sowie in Haut, Fett und Knochen relativ konstant bleibt. Der Anteil des Lichts, der das Gewebe passiert, ohne absorbiert zu werden, erzeugt am Photodetektor einen relativ konstanten, nicht pulsierenden Gleichstrom (DC), während die pulsatile Komponente einen variierenden Wechselstrom (AC) erzeugt.

Um die Sauerstoffsättigung zu quantifizieren, nutzen Pulsoxymeter die Absorptionsamplituden bei 660 und 940 nm, um das Rot/Infrarot-Modulationsverhältnis (R) zu berechnen:

$$R = \frac{(AC/DC)_{\text{rot}}}{(AC/DC)_{\text{infrarot}}} \quad (2.2)$$

Hierbei steht AC für die pulsierende Absorptionsamplitude und DC für die nicht pulsierende Absorptionsamplitude. R ist somit der Doppelquotient der pulsierenden und nicht pulsierenden Komponenten der Absorption von rotem und infrarotem (IR) Licht.

Die besonderen Eigenschaften der roten und infraroten Lichtwellenlängen, die Gewebe effektiv durchdringen, während blaue, grüne und ferne Infrarotwellen größtenteils von Wasser und Gewebestrukturen absorbiert werden, tragen zur Präzision der Pulsoxymetrie bei.

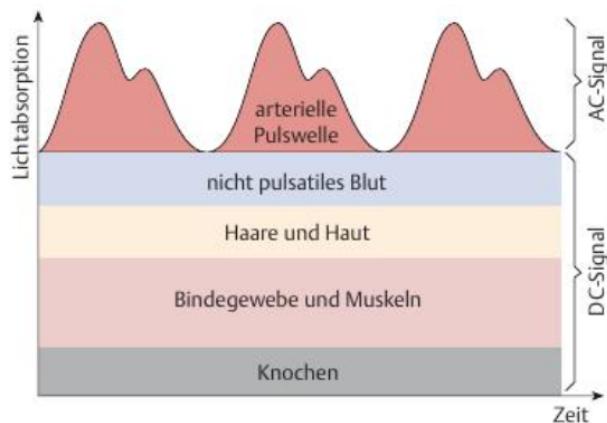


Abbildung 2.3: Alternating Current(AC) und Direct Current(DC) während Systole und Diastole

2.2.2 Wissenschaftliche und technologische Grundlagen der Pulsoxymetrie

Die Pulsoxymetrie basiert auf zwei grundlegenden Prinzipien: der Spektrofotometrie und der Pletysmografie. Die Spektrofotometrie besagt, dass Oxyhämoglobin und reduziertes Hämoglobin unterschiedliche Absorptionsniveaus von rotem und infrarotem Licht haben. Andererseits zeigt die Pletysmografie, dass das Volumen des arteriellen Blutes und die Lichtabsorption durch dieses Volumen mit dem arteriellen Puls variieren.

Beer-Lambert-Gesetz

Das Beer-Lambert-Bouguer-Gesetz wurde unabhängig von drei Wissenschaftlern zu verschiedenen Zeiten entdeckt: Pierre Bouguer im Jahr 1729, Johann Heinrich Lambert im Jahr 1760 und

August Beer im Jahr 1852. Dieses Gesetz besagt, dass die Gesamtabsorption eines Absorptionsystems gleich der Summe seiner unabhängigen Absorptionskoeffizienten ist. Im Kontext der Pulsoxymetrie definiert dieses Prinzip, dass bei konstanter Lichtquelle und gegebener Hämoglobinkonzentration die Sauerstoffsättigung des Hämoglobins eine logarithmische Funktion der Lichtintensität ist, die durch die Hämoglobinschicht hindurchgeht.

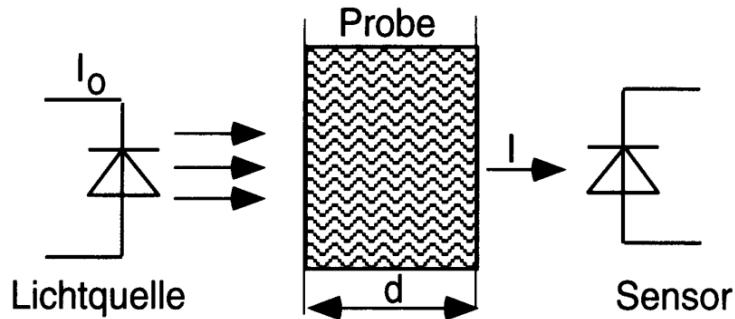


Abbildung 2.4: Gesetz von Lambert-Beer

Anwendung in der Pulsoxymetrie

In der Pulsoxymetrie wird der Prozentsatz der Sauerstoffsättigung unter Verwendung der Lichtabsorption berechnet. Das Licht, das von den LED-Dioden emittiert wird, durchdringt den Sensor und wird vom Photodetektor empfangen. Wenn der Finger zwischen den Sendern und dem Empfänger platziert wird, wird ein Teil des Lichts vom Finger absorbiert und ein Teil erreicht den Photodetektor. Die Menge des vom Finger absorbierten Lichts hängt von der Konzentration der lichtabsorbierenden Substanz, der Länge des Lichtwegs in der lichtabsorbierenden Substanz und der Fähigkeit von reduziertem Hämoglobin und Oxyhämoglobin ab, rotes und infrarotes Licht unterschiedlich zu absorbieren. Der Photodetektor misst die Menge des roten und infraroten Lichts, das durch die Gewebe gelangt, um die Menge des von oxygentiertem und reduziertem Hämoglobin absorbierten Lichts zu bestimmen. Mit zunehmendem Anteil von HbO_2 im Blut nimmt die Absorption von rotem Licht ab, während die Absorption von infrarotem Licht zunimmt. Unter Verwendung dieser Beziehung ist es möglich, die Sauerstoffsättigung zu berechnen.

Kapitel 3

Hardwareentwurf des Prototyps

Moderne Pulsoximeter setzen sich hauptsächlich aus zwei LED-Sendern und einem Fotodetektor zusammen, die für die Messung der Sauerstoffsättigung und der Herzfrequenz unerlässlich sind. Hinzu kommen weitere Bauteile wie Operationsverstärker, Widerstände und Kondensatoren, die dazu dienen, das empfangene Signal zu verbessern. Die Verarbeitung dieses Signals und die Berechnung der relevanten Werte übernimmt ein Mikrocontroller.

Wie bereits im Kapitel 1 erörtert, zielt das Design darauf ab, ein Pulsoximeter zu entwickeln, das sich durch seinen geringen Preis, seine kompakte Größe, seine Benutzerfreundlichkeit und seinen niedrigen Energieverbrauch auszeichnet. In diesem Zusammenhang wird das Signal vom optischen Sensor an eine Schaltung zur Signalverbesserung weitergeleitet, bevor es zur Analyse an den Mikrocontroller gesendet wird. Dieser Ansatz konzentriert sich darauf, die Auswirkungen auf Kosten, Größe und Energieverbrauch des Oximeters zu minimieren, um eine praktische und effiziente Lösung für die Überwachung wichtiger Gesundheitsindikatoren anzubieten.

3.1 Planung

Um das Design unseres Pulsoximeter-Projekts effektiv zu starten, ist es entscheidend, die Hauptphasen der Systemstruktur festzulegen. Dies beginnt mit der Auswahl der Kernkomponenten: LED-Lichtemitter und Fotodetektor für die Messung, ergänzt durch Operationsverstärker, Widerstände und Kondensatoren zur Signalverarbeitung. Der Mikrocontroller spielt eine zentrale Rolle, indem er die Signale interpretiert und die Sauerstoffsättigung sowie die Herzfrequenz berechnet.

Anschließend wird ein Blockdiagramm erstellt, um die Interaktion zwischen den Komponenten zu veranschaulichen. Dieser Ansatz gewährleistet ein klares Verständnis der Hardware-Architektur und erleichtert die Planung sowie die Antizipation von Herausforderungen im Entwicklungsprozess.

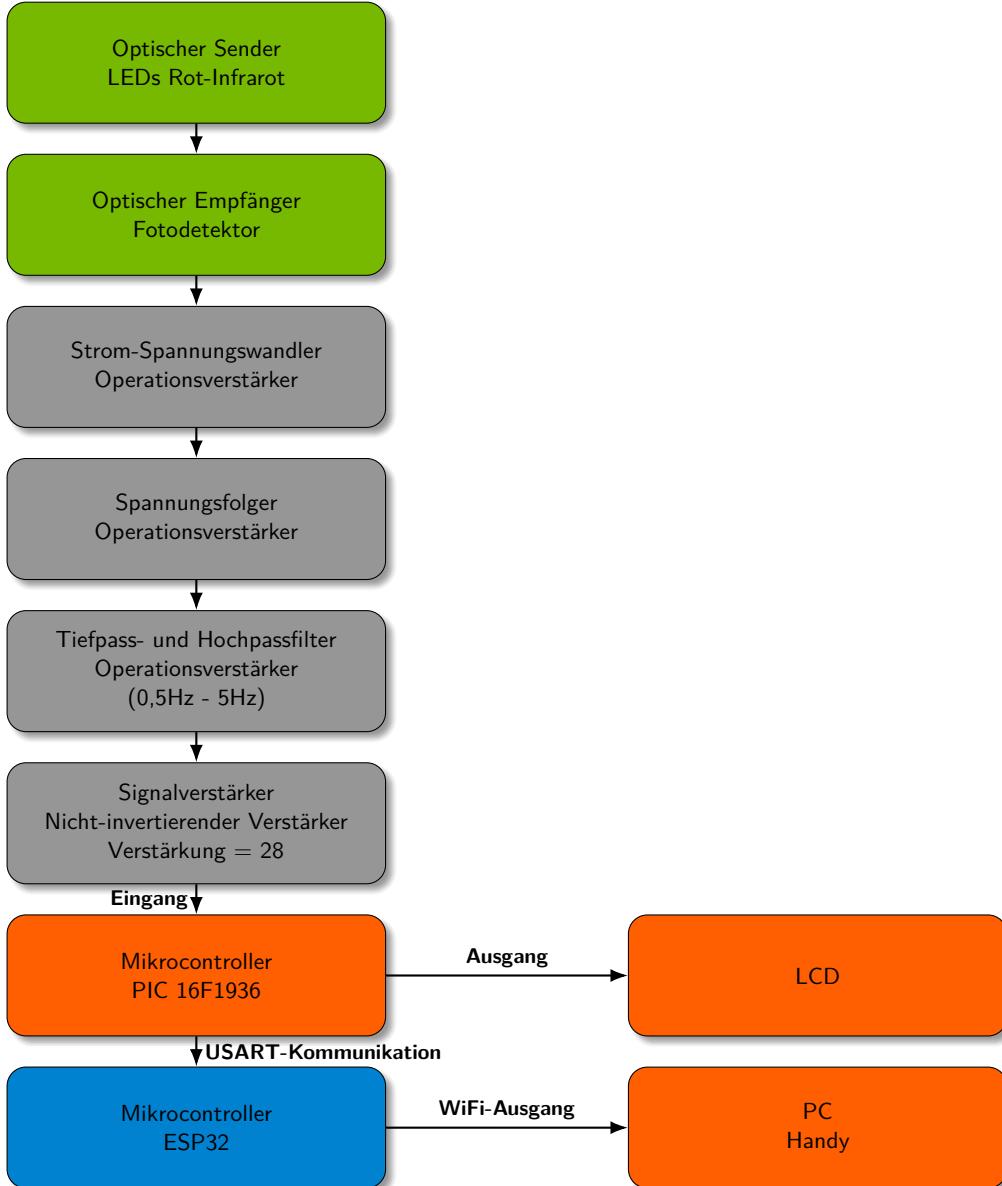


Abbildung 3.1: Blockschaltbild

3.2 Auswahl der optischen Emitter für das Pulsoximeter

Ein grundlegender Aspekt bei der Entwicklung von Pulsoximetern ist die richtige Auswahl der optischen Emitter. Diese Emitter, ein roter und ein infraroter, sind entscheidend für die genaue Bestimmung der Sauerstoffsättigung des Blutes, ein wichtiger Indikator für die Fähigkeit des Körpers, Sauerstoff zu transportieren.

3.2.1 Roter Emitter (LTL-4266N von LITE-ON)

Diese Komponente emittiert Licht mit einer Wellenlänge (λ) von 660 nm, die speziell deshalb gewählt wurde, weil bei dieser Wellenlänge sauerstoffreiches Blut (Oxyhämoglobin) rotes Licht effizient absorbiert, wodurch die Sauerstoffkonzentration berechnet werden kann. Die LED

zeichnet sich durch eine kompakte Bauweise und einen Abstrahlwinkel von 45° aus, wodurch die Richtung des Lichts auf den zu untersuchenden Bereich optimiert wird. Die Verlustleistung von 100 mW gibt an, wie viel Energie die LED verbrauchen kann, ohne zu überhitzen, was zu einer effizienten Energienutzung beiträgt.

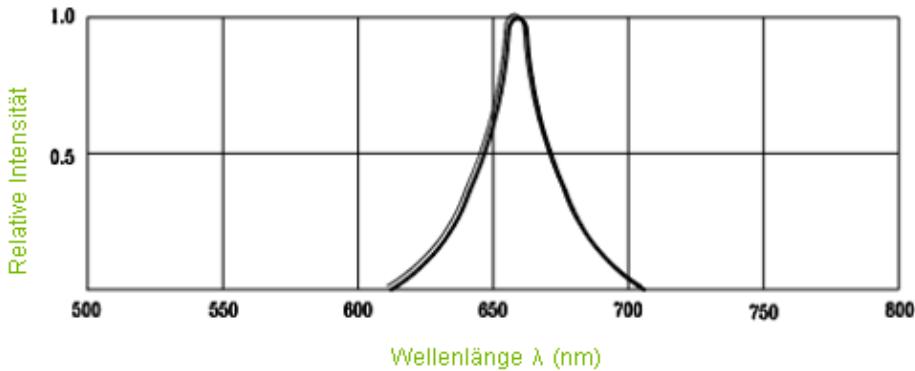


Abbildung 3.2: Emissionsspektrum - LTL-4266N

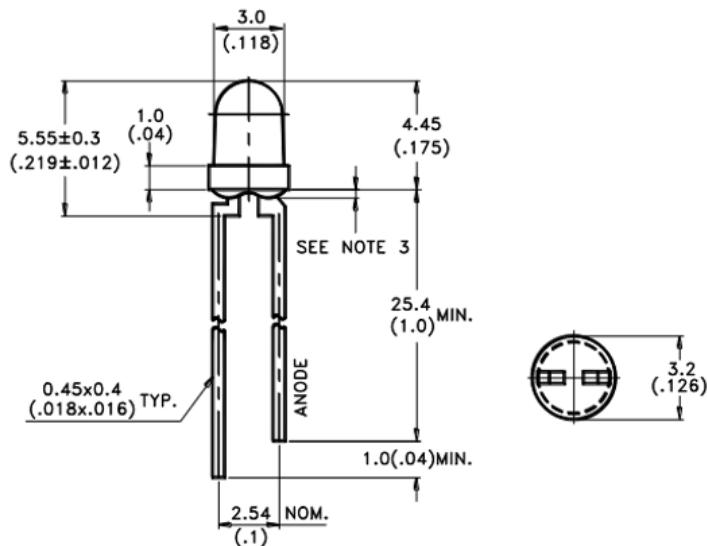


Abbildung 3.3: Abmessungen - LTL-4266N

3.2.2 Infrarot-Strahler (WP710A10F3BT von Kingbright)

Diese LED strahlt bei einer Wellenlänge (λ) von 940 nm. Bei dieser Wellenlänge wird das Licht von sauerstoffarmem Blut (Desoxyhämoglobin) absorbiert und ergänzt die Messung des roten Strahlers. Die Wahl fiel auf diese Wellenlänge, weil sie das Gewebe gut durchdringen kann und ein Abstrahlwinkel von 30° das Licht für präzise Messungen bündelt. Die Verlustleistung von 90 mW gewährleistet ein ausgewogenes Verhältnis zwischen optimaler Leistung und Energieverbrauch.

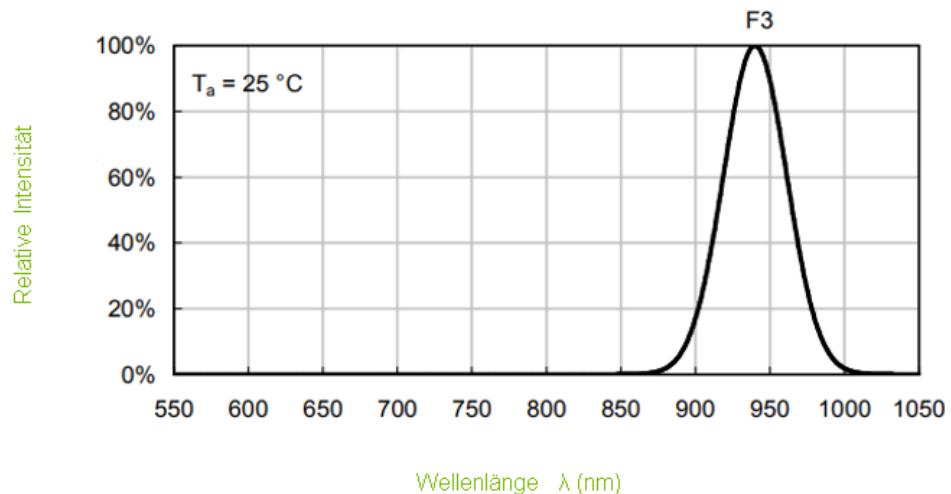


Abbildung 3.4: Emissionsspektrum - WP710A10F3BT

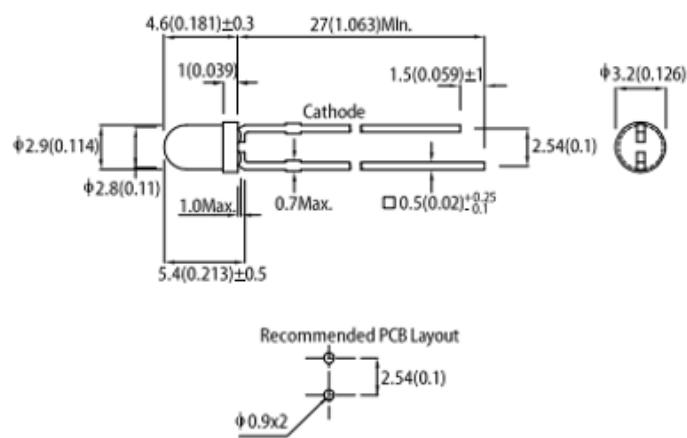


Abbildung 3.5: Abmessungen - WP710A10F3BT

3.3 Die Auswahl des optischen Empfängers und der Signalumwandlung

3.3.1 BPW34 (von OSRAM) als optischer Empfänger

Die Auswahl des optischen Empfängers BPW34 ist für unser Pulsoximeter von strategischer Bedeutung, da er die einzigartige Fähigkeit besitzt, ein breites Spektrum an Wellenlängen von 400 nm bis 1100 nm zu erfassen. Diese Eigenschaft ist unerlässlich, um die Signale unserer roten und infraroten optischen Sender effizient zu erfassen und eine genaue Messung der Sauerstoffsättigung im Blut zu gewährleisten. Die BPW34, eine PIN-Photodiode aus Silizium, wandelt das empfangene Licht in einen elektrischen Strom um, der proportional zur Intensität des Lichts ist und die Erkennung von Schwankungen der Blutabsorption ermöglicht. Mit einer Verlustleistung von 150 mW arbeitet die BPW34 effizient und ist gleichzeitig stabil und zuverlässig.

3.3.2 Signalumwandlung mit dem OPA2313Q (von Texas Instruments)

Das vom BPW34 erzeugte Stromsignal wird durch den OPA2313Q-basierten Strom-Spannungs-Wandler in ein verwertbares Spannungssignal umgewandelt. Dieser Prozess ist entscheidend für die detaillierte Analyse der erfassten Signale und ermöglicht eine genaue Interpretation der Sauerstoffsättigung. Der OPA2313Q wurde aufgrund seiner hohen Genauigkeit, seines geringen Rauschens und seiner ausgezeichneten thermischen Stabilität ausgewählt, Eigenschaften, die die Signalintegrität über den gesamten Betriebsbereich des Geräts gewährleisten.

Die Integration des BPW34 mit dem OPA2313Q-Wandler unterstreicht unser Engagement für ein kohärentes und hochfunktionales Design und unterstreicht unser Engagement für Genauigkeit und Zuverlässigkeit bei der Messung der Sauerstoffsättigung im Blut.

3.4 Berechnungen

3.4.1 Berechnung des Strom-Spannungs-Wandlers

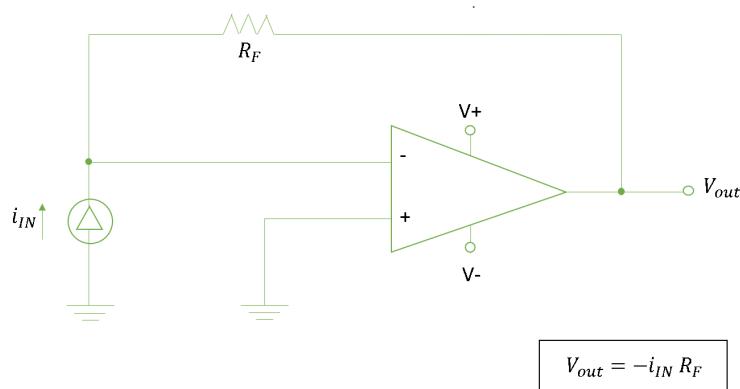


Abbildung 3.6: Strom-Spannungs-Wandlers

Im Falle des optischen Empfängersensors BPW34 liegt der Strombereich zwischen 1 und 10. Die Versorgung des Operationsverstärkers ist symmetrisch, und die maximale Ausgangsspannung

soll 3.5V betragen. Der Rückkopplungswiderstand R_f für den Operationsverstärker, konfiguriert als Strom-zu-Spannungswandler, wird wie folgt berechnet:

$$R_f = -\frac{V_{out}}{I_{in}}$$

Für eine Ausgangsspannung V_{out} von 3.5V und einen Eingangsstrom I_{in} von 10 ergibt sich theoretisch ein Wert von $R_f = 350$. Da handelsübliche Widerstände nicht immer in präzisen Werten verfügbar sind, wählt man einen nächstgelegenen kommerziellen Wert, hier 360.

Das dazugehörige Schaltbild zeigt den Operationsverstärker, konfiguriert, um den Eingangsstrom des Sensors in eine Ausgangsspannung umzuwandeln, mit dem Widerstand R_f zwischen dem Ausgang und dem invertierenden Eingang des Operationsverstärkers verbunden.

3.4.2 Berechnung von Tiefpass- und Hochpassfiltern

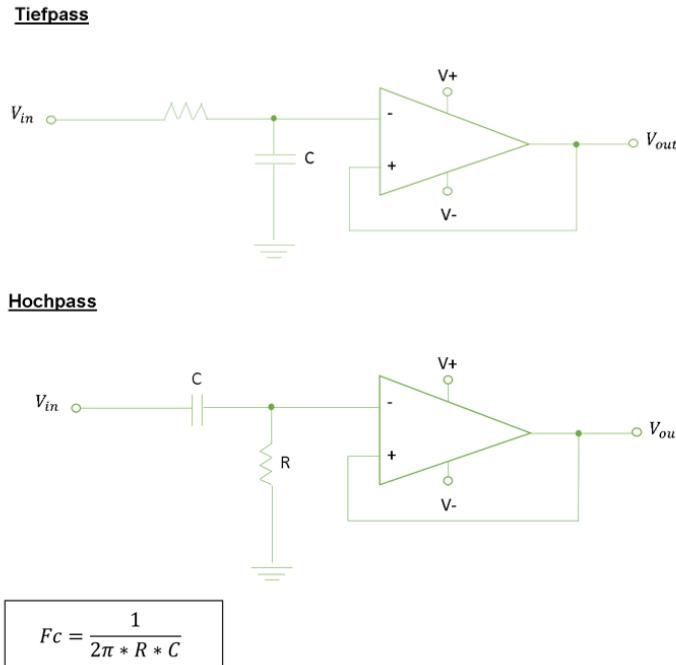


Abbildung 3.7: Tiefpass- und Hochpassfiltern

- Für die Entwicklung eines Hochpassfilters im Frequenzbereich von 0.5 bis 5 wird die folgende Standardformel verwendet, um den benötigten Widerstand R für die untere Grenzfrequenz zu bestimmen:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Umformung nach R ergibt:

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

Mit einer unteren Grenzfrequenz f_c von 0.5 und einer Kapazität C von 90, berechnet sich der Widerstand R zu:

$$R = \frac{1}{2\pi \times 0.5 \times 90}$$

$$R \approx 3538.38$$

Da in der Praxis Widerstandswerte als kommerzielle Standardwerte erhältlich sind, wird ein nächstliegender kommerzieller Wert von 3.3 verwendet.

- Für die Entwicklung eines Tiefpassfilters mit einer Grenzfrequenz von 5 wird die folgende Standardformel verwendet, um den benötigten Widerstand R zu bestimmen:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Umformung nach R ergibt:

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

Mit einer Grenzfrequenz f_c von 5 und einer Kapazität C von 0.1, berechnet sich der Widerstand R zu:

$$R = \frac{1}{2\pi \times 5 \times 0.1}$$

$$R \approx 318.31$$

Da in der Praxis Widerstandswerte als kommerzielle Standardwerte erhältlich sind, wird ein nächstliegender kommerzieller Wert von 330 verwendet.

3.4.3 Berechnung nicht-invertierender Verstärker

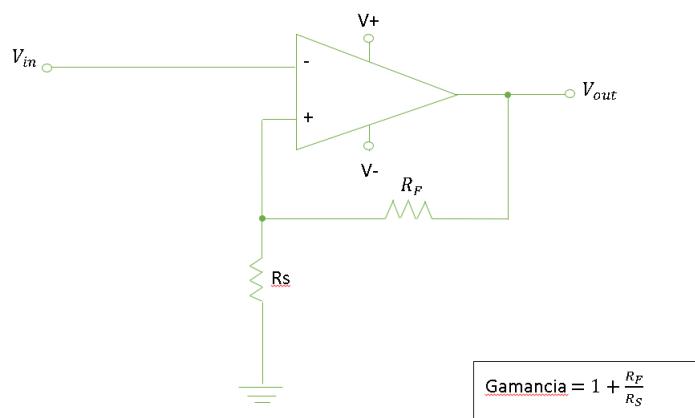


Abbildung 3.8: nicht-invertierender Verstärker

Die Verstärkung A_v eines nicht-invertierenden Verstärkers wird durch das Verhältnis der Widerstände R_f und R_s bestimmt und ist definiert als:

$$A_v = 1 + \frac{R_f}{R_s}$$

Für eine gewünschte Verstärkung von 28 und einen gegebenen Widerstand $R_s = 1$, wird R_f berechnet als:

$$28 = 1 + \frac{R_f}{1}$$

Daraus folgt:

$$R_f = 27 \times 1$$

$$R_f = 27$$

Dies entspricht einem kommerziellen Wert für R_f , daher ist keine Anpassung erforderlich.

3.5 Die Herstellung des Prototyps

Nach einem sorgfältigen Entscheidungsprozess, der sowohl die sorgfältige Auswahl der Komponenten als auch die Designstrategie umfasste, wurde mit der Erstellung der Schaltpläne und der Entwicklung der Leiterplatten (PCB) begonnen. Für diese entscheidende Phase wurden die elektronischen Designwerkzeuge Proteus und Eagle verwendet, die für ihre Effizienz und Präzision im Bereich des elektronischen Prototypendesigns bekannt sind. Der Prototyp besteht aus drei Hauptkomponenten: den Sendern, dem Empfänger und dem Signalverarbeitungsschaltkreis.

Die detaillierte Visualisierung der Designs und PCBs (in Eagle) wurde in den Anhängen des Dokuments bereitgestellt. Dort können die Layouts, die Komponentenverteilung und die elektrischen Verbindungen untersucht werden, die die Architektur unseres Pulsoximeters bilden. Dieser modulare Ansatz ermöglicht es, sich auf jeden Abschnitt individuell zu konzentrieren, um das Design und die Funktionalität zu optimieren, bevor das System als Ganzes integriert wird.

3.5.1 Schaltpläne

Signalaufarbeitungs-PCB:

Dies ist eine Leiterplatte, die verschiedene Komponenten zur Verarbeitung des Signals des optischen Sensors enthält. Sie ist in mehrere Stufen unterteilt:

- **Abtastung und Halten:** Das Signal wird stabilisiert für die analoge in digitale Umwandlung, möglicherweise unter Verwendung eines Abtast- und Haltekreises.
- **Filterung:** Filter werden verwendet, um das Signalrauschen zu entfernen und die Qualität des zu messenden Signals zu verbessern. Jeder Lichtkanal (rot und infrarot) hat seine eigene Filterung.
- **Verstärkung:** Das gefilterte Signal wird verstärkt, um es auf ein Spannungsniveau zu bringen, das für die analoge in digitale Umwandlung geeignet ist und das Signal-Rausch-Verhältnis verbessert.

1. LED-Sender:

Der Schaltplan zeigt zwei Schaltkreise, die die Lichtsender für einen Pulsoximeter bilden, wobei LEDs in zwei verschiedenen Wellenlängen verwendet werden: eine rote (D1) und eine infrarote (D2). Jede LED ist in Serie mit einem Widerstand geschaltet und wird von einem N-Kanal-MOSFET-Transistor (BS170) gesteuert.

LED (D1):

- R10 (120 Ohm): Dies ist der Strombegrenzungswiderstand für die rote LED. Er schützt die LED, indem er sicherstellt, dass der durch sie fließende Strom ihren Nennwert nicht überschreitet.
- D1 (Rote LED): Dies ist die LED, die Licht im roten Spektrum emittiert. Sie wird im Pulsoximeter verwendet, um die Lichtabsorption bei dieser Wellenlänge zu messen, die mit den Sauerstoffwerten im Blut variiert.
- Q1 (BS170): Dies ist ein N-Kanal-MOSFET-Transistor, der als Schalter verwendet wird, um das Ein- und Ausschalten der roten LED zu steuern. Er kann mit einem Niederspannungssignal von einem Mikrocontroller gesteuert werden.

LED Infrarot (D2):

- R11 (180 Ohm): Dieser Widerstand begrenzt den Strom für die Infrarot-LED, ähnlich wie R10 für die rote LED. Der unterschiedliche Wert legt nahe, dass die Infrarot-LED unterschiedliche Strom- oder Spannungsanforderungen hat.
- D2 (Infrarot-LED): Diese LED emittiert Licht im Infrarotspektrum, das verwendet wird, um die Lichtabsorption im Vergleich zu der der roten LED zu messen und die Sauerstoffsättigung zu berechnen.
- Q2 (BS170): Ähnlich wie Q1 wird dieser N-Kanal-MOSFET-Transistor verwendet, um das Ein- und Ausschalten der Infrarot-LED zu steuern.

Beide Schaltkreise werden vom Mikrocontroller gesteuert, um rote und infrarote Lichtimpulse durch den Finger des Patienten zu senden. Die Menge des von dem Blut absorbierten Lichts wird durch den Fotodetektor auf der anderen Seite des Fingers erfasst. Durch

das Wechseln zwischen den beiden LEDs kann der Pulsoximeter den Unterschied in der Lichtabsorption zwischen den beiden Wellenlängen messen, was es ihm ermöglicht, die Sauerstoffsättigung im Blut des Patienten zu berechnen.

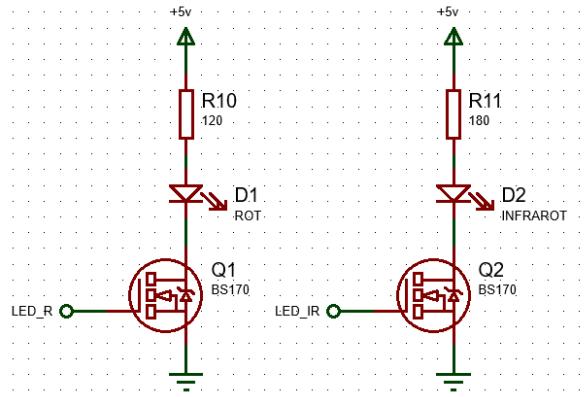


Abbildung 3.9: Emittirende LEDs- [In Proteus entwickelt]

2. Optischer Sensor:

Der optische Empfänger nutzt einen BPW34-Fotodioden, um das Licht zu erfassen, das durch den Finger des Patienten dringt. Der durch die Fotodiode erzeugte Strom (proportional zur Lichtintensität) wird durch den Widerstand R1 und den Operationsverstärker U1:A (Teil des LM358N) in ein Spannungssignal umgewandelt. Das verstärkte Spannungssignal wird dann durch einen Spannungsfolger, gebildet von U1:B und U2:A, ebenfalls Teil des LM358N, stabilisiert und gefiltert, zusammen mit einem Filterkondensator C1.

Strom-zu-Spannungs-Konverter:

- BPW34: Dies ist eine Photodiode, die Licht in elektrischen Strom umwandelt. Der erzeugte Strom ist proportional zur Intensität des einfallenden Lichts.
- R1 (360k Ohm): Dieser Widerstand und die BPW34-Fotodiode bilden zusammen einen Strom-zu-Spannungs-Konverter. Der durch die BPW34 erzeugte Strom, wenn er dem Licht ausgesetzt ist, erzeugt eine Spannung über R1, die dann vom Operationsverstärker U1:A verstärkt wird.
- U1:A (LM358N): Dies ist der erste Operationsverstärker im LM358N-Paket, der als Strom-zu-Spannungs-Konverter konfiguriert ist. Er verstärkt die Spannung, die durch den Strom der Photodiode erzeugt wird, so dass sie leichter verarbeitet werden kann.

Spannungsfolger:

- U1:B und U2:A (LM358N): Diese beiden Operationsverstärker sind als Spannungsfolger konfiguriert. Ein Spannungsfolger wird verwendet, um eine Kopie des Eingangssignals ohne Belastung der Signalquelle zu erzeugen. Praktisch ermöglicht es, dass das Signal ohne Beeinträchtigung durch den Widerstand der nächsten Schaltungsetappe übertragen wird.
- C1 (10 μ F): Dieser Kondensator könnte zusätzliches Filtern für das Signal bereitstellen, möglicherweise als Tiefpassfilter, um Hochfrequenzrauschen zu entfernen.

Der Zweck dieses Schaltkreises besteht darin, das Lichtsignal der Photodiode zu empfangen, es in ein verwendbares Spannungssignal umzuwandeln und dieses Signal dem Mikrocontroller in einer Form bereitzustellen, die angemessen konditioniert und frei von Belastung für die anschließende analog-digital-Umsetzung und Verarbeitung ist. Diese Art von Konfiguration

ist in der Konzeption von Datenerfassungssystemen üblich, wo die Integrität des Signals über mehrere Verarbeitungsstufen hinweg erhalten bleiben muss.

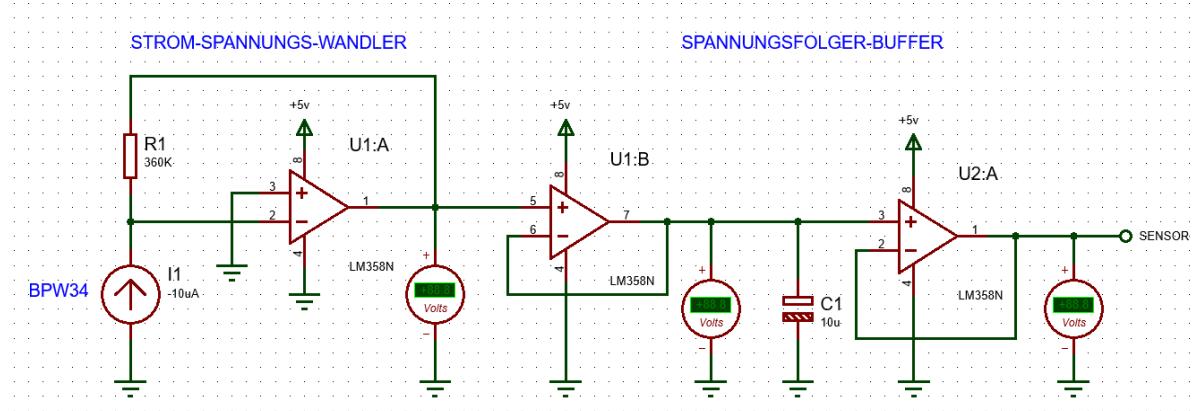


Abbildung 3.10: Optischer Sensor- [In Proteus entwickelt]

3. Filterung und Verstärkung:

Dieser Schaltkreis ist dazu ausgelegt, die vom Sensor empfangenen optischen Signale vor ihrer Digitalisierung zu verarbeiten. Er umfasst ein Paar von auf dem 74HC04-Chip basierenden Buffern, die das Sensorsignal isolieren, um Störungen in den nachfolgenden Stufen zu vermeiden. Die Tief- und Hochpassfilter (gebildet von den Paaren R2/C2 und R9/C5 und den Operationsverstärkern U2B/U3B) eliminieren Hoch- und Niederfrequenzrauschen, während die nicht-invertierenden Verstärkerstufen (U3A/U4A) das Signalniveau vor der Weiterleitung an den Mikrocontroller erhöhen.

Eingangsbuffer:

- U5A und U5B: Diese sind auf dem 74HC04-Chip basierende Inverter, die hier als Buffer verwendet werden. Sie bieten einen hohen Eingangswiderstand und einen niedrigen Ausgangswiderstand und isolieren so die Sensorschaltung von den nachfolgenden Verarbeitungsstufen.

Tiefpassfilter:

- R2/C2 und R9/C5: Jedes dieser Paare bildet einen RC-Tiefpassfilter, der Frequenzen über einem bestimmten Schwellenwert dämpft, um Rauschen zu reduzieren und die Qualität des Signals der Sensoren (rote und infrarote LED) zu verbessern.

Operationsverstärker:

- U2B/U3B: Diese Operationsverstärker sind als zusätzliche Hochpassfilter konfiguriert. Diese Hochpassfilterstufen lassen Frequenzen, die höher als die Grenzfrequenz sind, passieren, was hilfreich ist, um Baseline-Drift oder niederfrequentes Rauschen zu eliminieren.
- U3A/U4A: Sie werden hier als nicht-invertierende Verstärker gezeigt, die das Signal verstärken, ohne seine Phase zu ändern. Die Verstärkung dieser Verstärker wird durch das Verhältnis der Widerstände R3/R4 und R8/R7 bestimmt.

Ausgabe:

- Die Ausgänge der Operationsverstärker, als „SALIDA_R“ und „SALIDA_IR“ beschriftet, werden die entsprechend konditionierten Messsignale der roten und infraroten LED des optischen Detektionssystems sein.

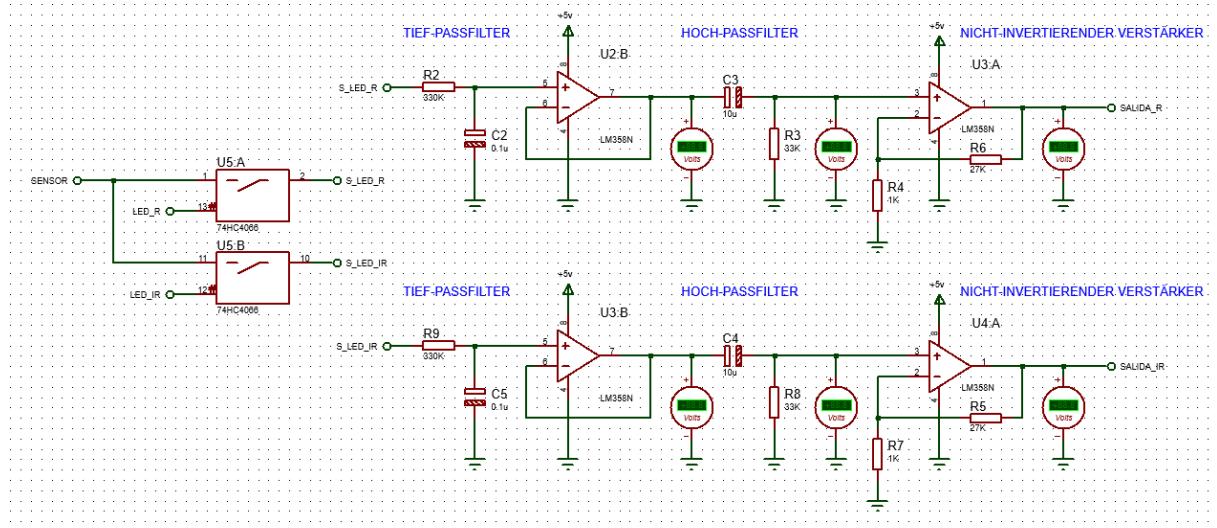


Abbildung 3.11: Filterung und Verstärkung- [In Proteus entwickelt]

3.5.2 MiKrocontrollern

Für die Entwicklung unseres Pulsoximeters wurde eine Kombination aus zwei spezifischen Mikrocontrollern gewählt, die gemeinsam für optimale Leistung und fortschrittliche Funktionalität sorgen sollen. Der PIC16F1936 ist für die Verarbeitung der Signale ausgewählt worden, wobei sein 10-Bit-ADC die analogen Messungen der Sensoren in digitale Daten umwandelt. Die Steuerung der LED-Beleuchtung sowie die Verarbeitung der Signalzeit werden durch seine Timer und PWM-Funktionen ermöglicht. Seine Fähigkeit, im Modus des niedrigen Energieverbrauchs zu operieren, ist für die Energieeffizienz des Geräts unerlässlich.

Parallel dazu wird durch den ESP32-C6 eine fortschrittliche drahtlose Konnektivität mittels Wi-Fi 6 bereitgestellt, was eine schnelle und zuverlässige Datenübertragung gewährleistet, die für die Fernüberwachung von Patienten entscheidend ist. Die Integration von Wi-Fi 6 ermöglicht nicht nur die Echtzeitübertragung von Daten an Cloud-basierte medizinische Systeme, sondern erhöht auch die Netzwerkeffizienz und die Reaktionsfähigkeit des Geräts in Krankenhausumgebungen mit hoher Konnektivitätsnachfrage.

Durch die Kombination der Robustheit und Genauigkeit des PIC16F1936 in der Signalverarbeitung mit der Konnektivität der nächsten Generation des ESP32-C6 wird unser Pulsoximeter nicht nur in der Lage sein, präzise Messungen zu liefern. Es wird auch sichergestellt, dass die Daten für Gesundheitsfachkräfte jederzeit und überall zugänglich sind, was eine verbesserte Patientenversorgung ermöglicht.

Verbindungsschema: Signalaufbereitung zu PIC- und ESP32-Mikrocontrollern

Der Mikrocontroller PIC16F1936 fungiert als Kern des Systems und übernimmt die Verarbeitung der aufbereiteten Signale aus den Sensoren. Das Schaltbild zeigt seine Verbindung zu einem 16x2 LCD-Display, das als Benutzerschnittstelle dient. Auf der anderen Seite ist das ESP32 C6-Modul für die drahtlose Kommunikation zuständig, obwohl die spezifischen Verbindungen im Diagramm nicht detailliert dargestellt sind. Das ESP32 nutzt WiFi, um Daten an ThingSpeak zu senden. Dies impliziert, dass der PIC die verarbeiteten Informationen an den ESP32 weitergibt.

Jeder dieser Schaltkreise spielt eine kritische Rolle im Betrieb des Pulsoximeters, von der

Erfassung optischer Daten bis zur Verarbeitung und Kommunikation der Ergebnisse.

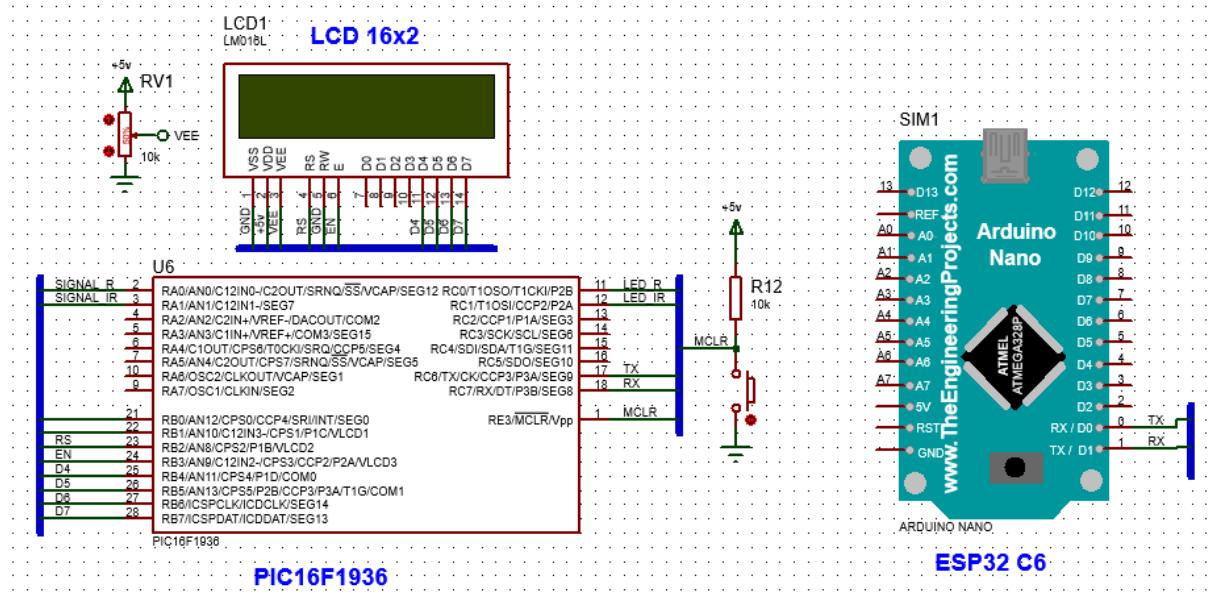


Abbildung 3.12: Verbindung von aufbereiteten Signalen zu den Mikrocontrollern PIC und ESP32-
[In Proteus entwickelt]

3.5.3 Platinen

Optischer Sender



Abbildung 3.13: Leiterplatte (PCB) - Optischer Sender -Bestückungsseite (oben) - [Eigenentwicklung]

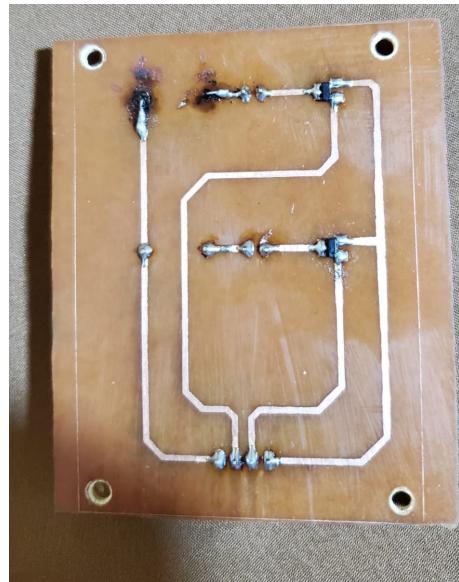


Abbildung 3.14: Leiterplatte - Optischer Sender - Lötseite (unten) - [Eigenentwicklung]

Optischer Empfänger



Abbildung 3.15: Leiterplatte - Optischer Empfänger - Bestückungsseite (oben) - [Eigenentwicklung]

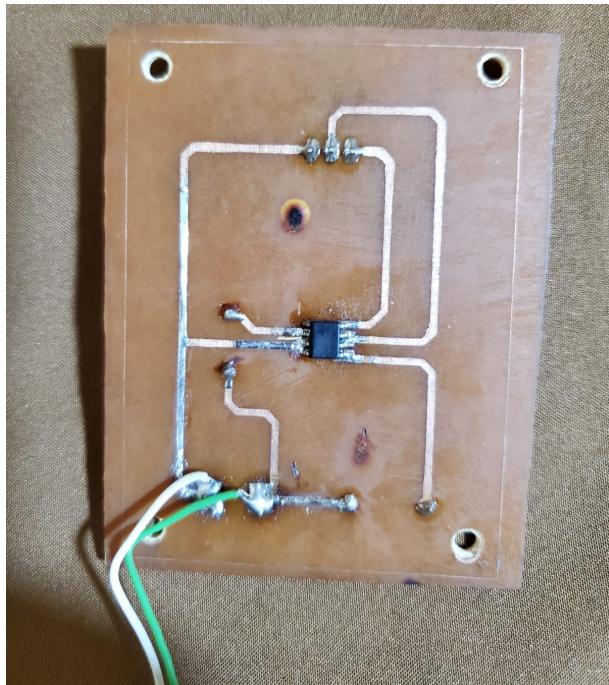


Abbildung 3.16: Leiterplatte - Optischer Empfänger - Lötseite (unten) - [Eigenentwicklung]

Signalaufbereitung, Puffer, Hoch- und Tiefpassfilter, Verstärker

3.6 Aufbau

Aufbau der Signalaufbereitung auf dem Steckbrett

Anschluss an den Mikrocontroller PIC16F1937

3.7 Funktionsprüfungen

Nach der Herstellung der Leiterplatten und vor der Implementierung des Software-Algorithmus wurden Tests durchgeführt, um die korrekte Funktion der Platten zu überprüfen



Abbildung 3.17: Leiterplatte - Signalaufverarbeitung, Puffer, Hoch- und Tiefpassfilter, Verstärker - Bestückungsseite (oben) - [Eigenentwicklung]

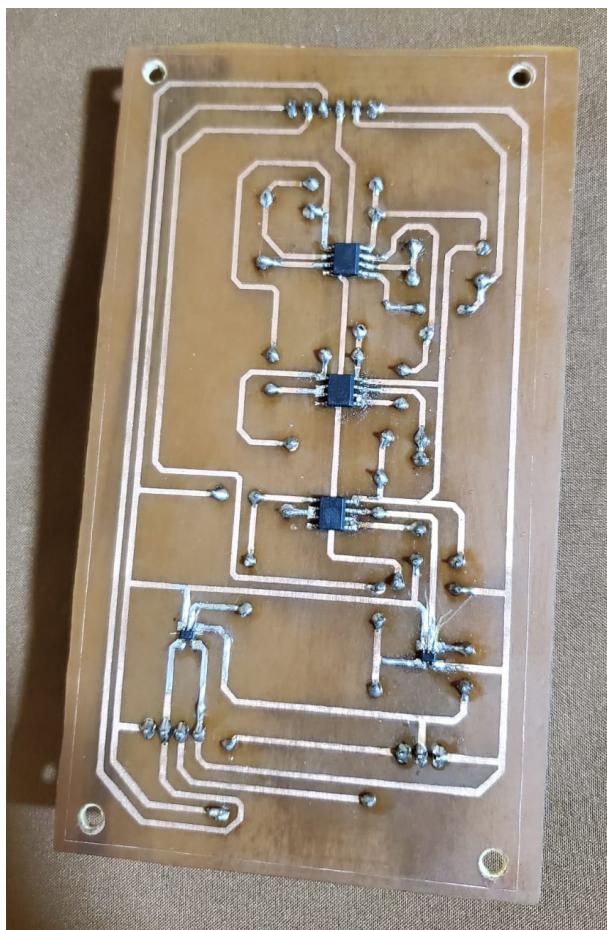


Abbildung 3.18: Leiterplatte - Signalaufverarbeitung, Puffer, Hoch- und Tiefpassfilter, Verstärker - Lötseite (unten) - [Eigenentwicklung]

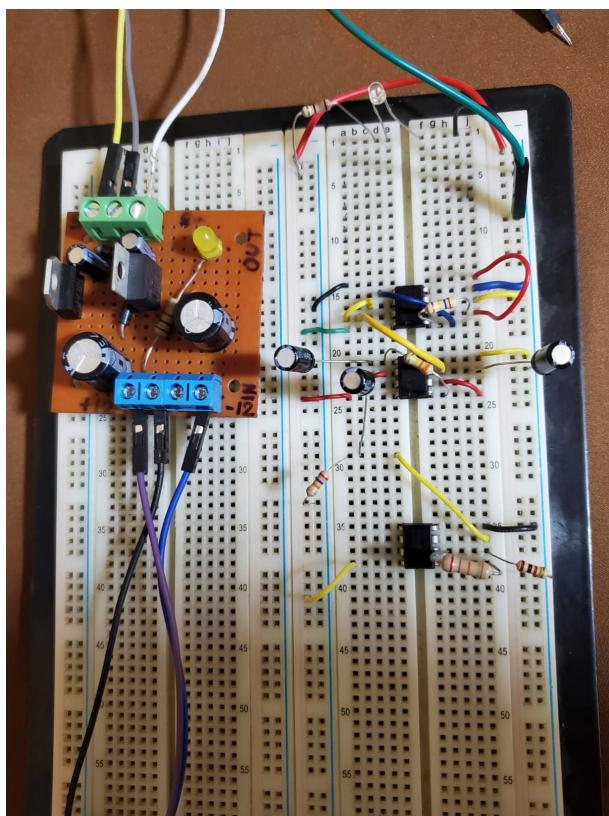


Abbildung 3.19: Prototyp auf dem Steckbrett - Signalvorverarbeitung

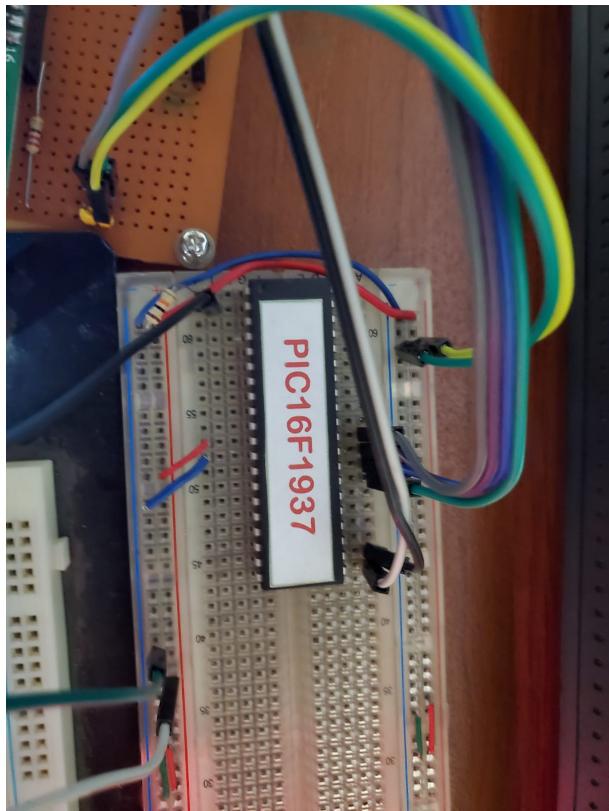


Abbildung 3.20: Anschluss an den Mikrocontroller PIC16F1937

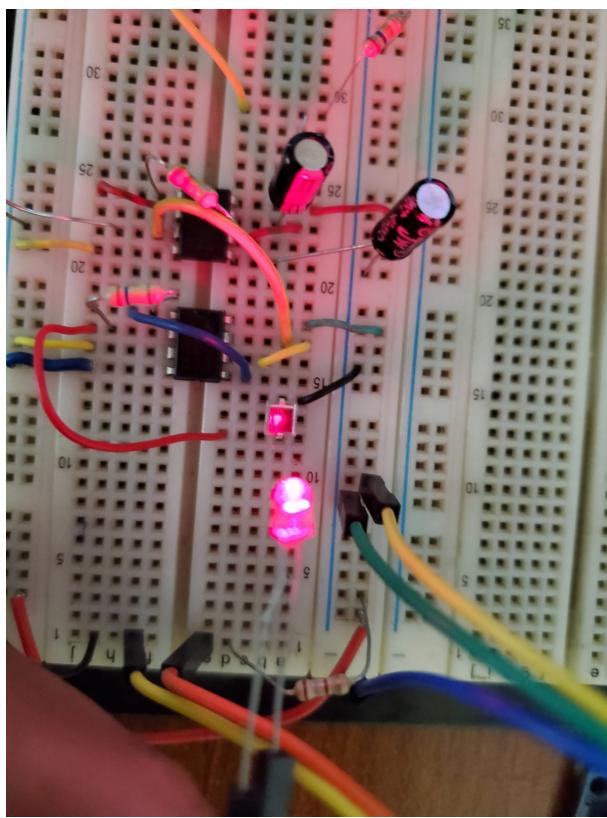


Abbildung 3.21: Test von roter LED und optischem Empfänger

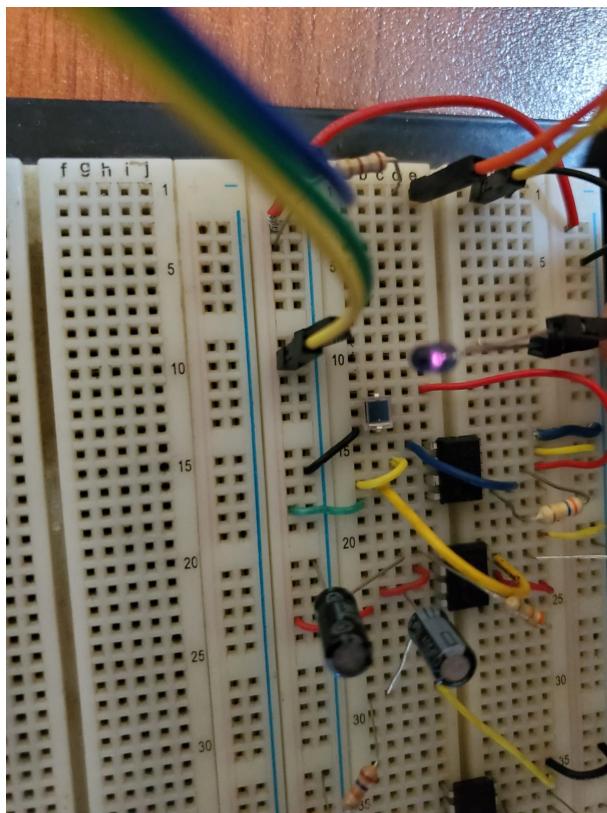


Abbildung 3.22: Test von Infrarot-LED und optischem Empfänger

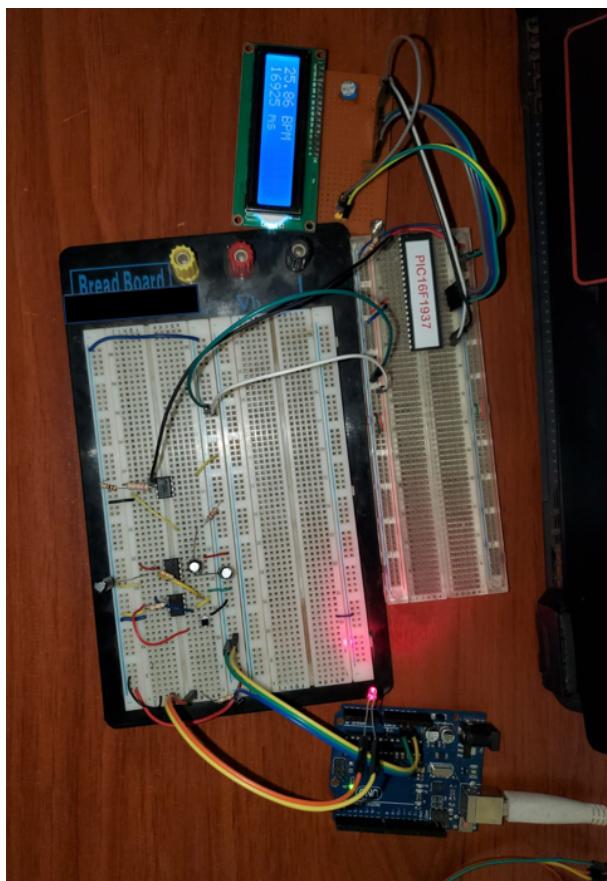


Abbildung 3.23: Signalvorverarbeitung und Tests mit dem PIC unter Verwendung eines Arduino-Moduls als 5V-Stromversorgung



Abbildung 3.24: Betrieb von PIC - ESP32 - Pulsoximeter

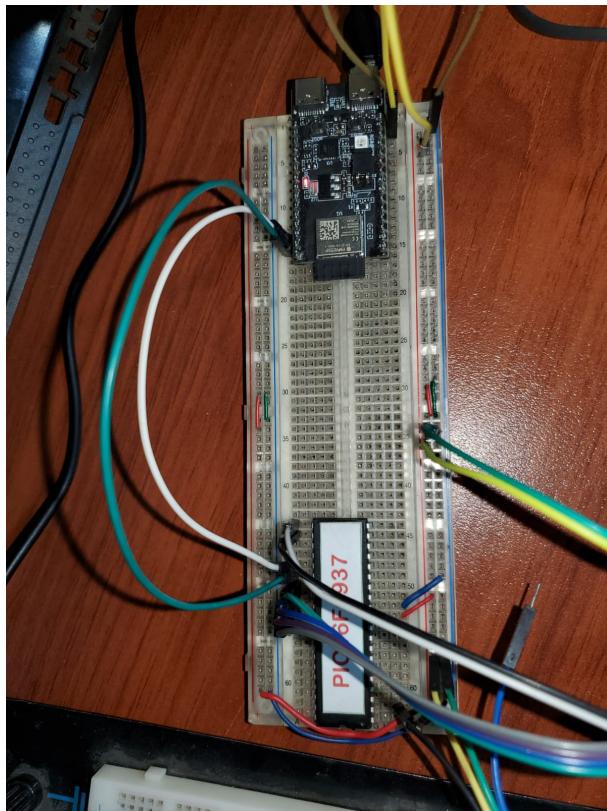


Abbildung 3.25: Verbindung des PIC16F1937 an das ESP32-Modul

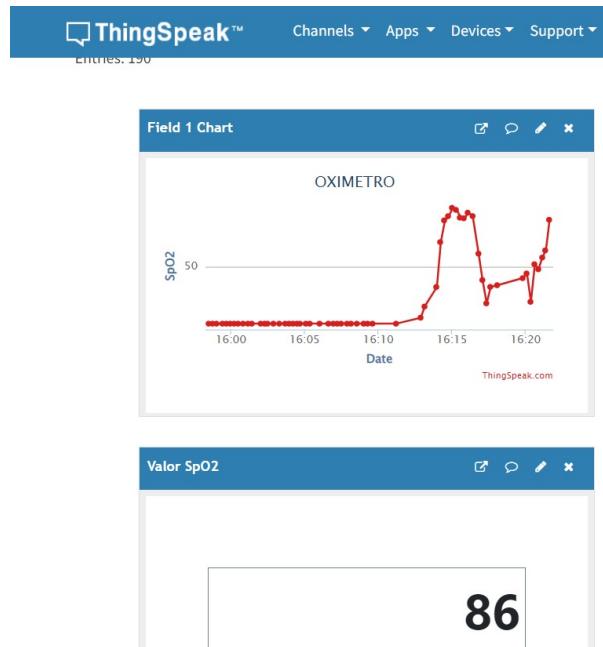


Abbildung 3.26: Visualisierung von Daten auf der IoT-Plattform - Thingspeak - 1

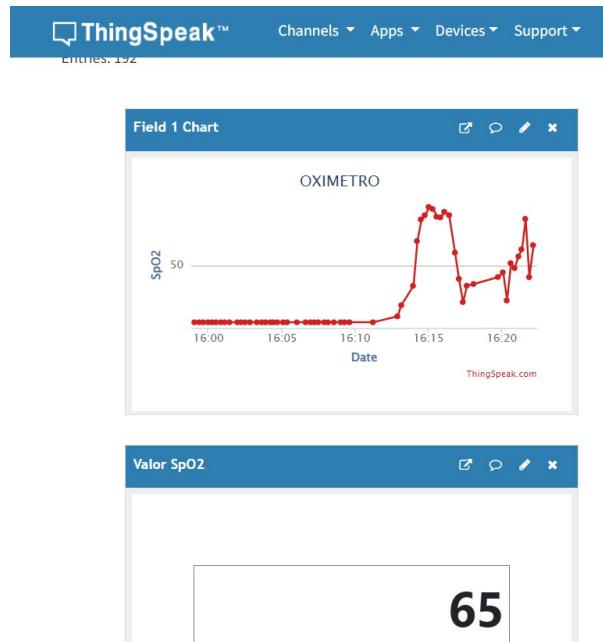


Abbildung 3.27: 1Visualisierung von Daten auf der IoT-Plattform - Thingspeak - 2



Abbildung 3.28: Visualisierung von Daten auf der IoT-Plattform - Thingspeak - 3

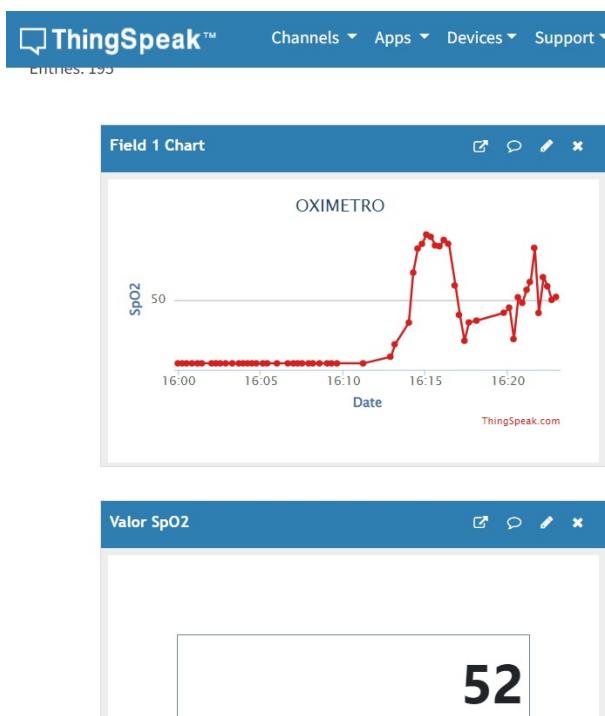


Abbildung 3.29: Visualisierung von Daten auf der IoT-Plattform - Thingspeak - 3

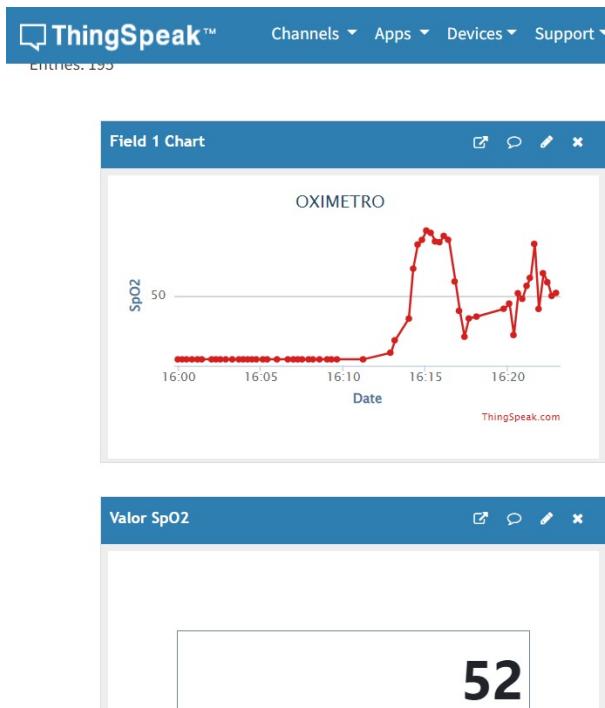


Abbildung 3.30: Visualisierung von Daten auf der IoT-Plattform - Thingspeak - 3



Abbildung 3.31: Visualisierung von Daten auf der IoT-Plattform - Thingspeak - 3

Kapitel 4

Software

Für die Softwareentwicklung des Pulsoximeters wird die Programmierung in der Programmiersprache C durchgeführt, wobei die Entwicklungsumgebung MPLAB IDE von Microchip verwendet wird. Diese integrierte Entwicklungsumgebung ist speziell für die Entwicklung von Software für Mikrocontroller der PIC-Familie optimiert und bietet alle notwendigen Tools für das Schreiben, Testen und Debuggen von Code.

Im Zentrum der Softwareentwicklung steht der Prozess der Signalverarbeitung, welcher kritisch für die Genauigkeit und Zuverlässigkeit des Pulsoximeters ist. Die Programmierung wird darauf abzielen, die von den Sensoren empfangenen analogen Signale effektiv zu digitalisieren, zu filtern und zu analysieren, um genaue Messwerte der Sauerstoffsättigung und der Herzfrequenz zu ermitteln. Dies beinhaltet Algorithmen zur Rauschunterdrückung, Signalverstärkung und -extraktion sowie mathematische Berechnungen, um die relevanten Gesundheitsparameter aus den Signalen abzuleiten.

Abschließend wird im Anhang des Dokuments ausführlichere Informationen über den Code und dessen Funktionsweise bereitgestellt. Dort können interessierte Leser detaillierte Einblicke in die Programmlogik und die implementierten Algorithmen zur Signalverarbeitung erhalten.

4.1 Planning

4.1.1 Programm - Prototyp

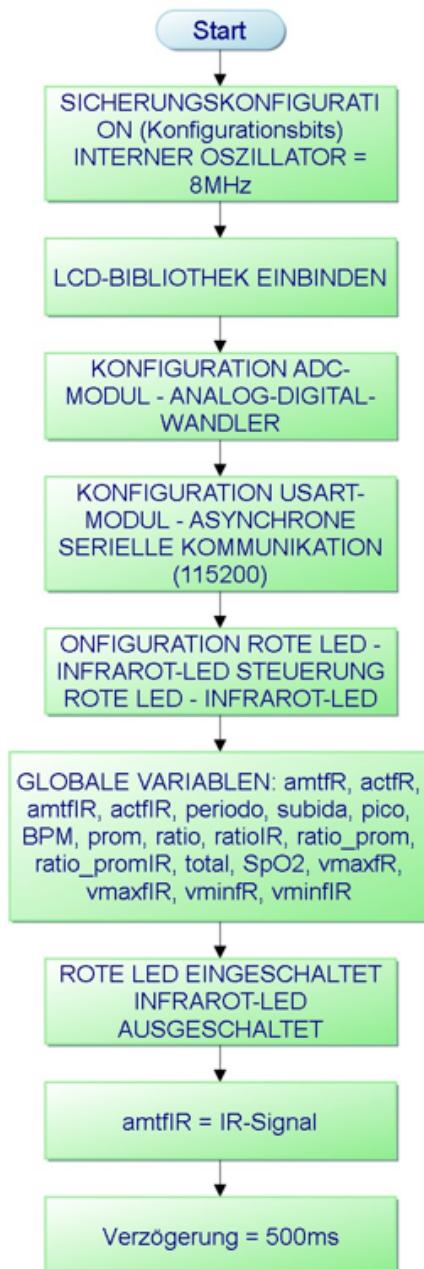


Abbildung 4.1: Pulsoximeter - PAP 1 - Teil 1

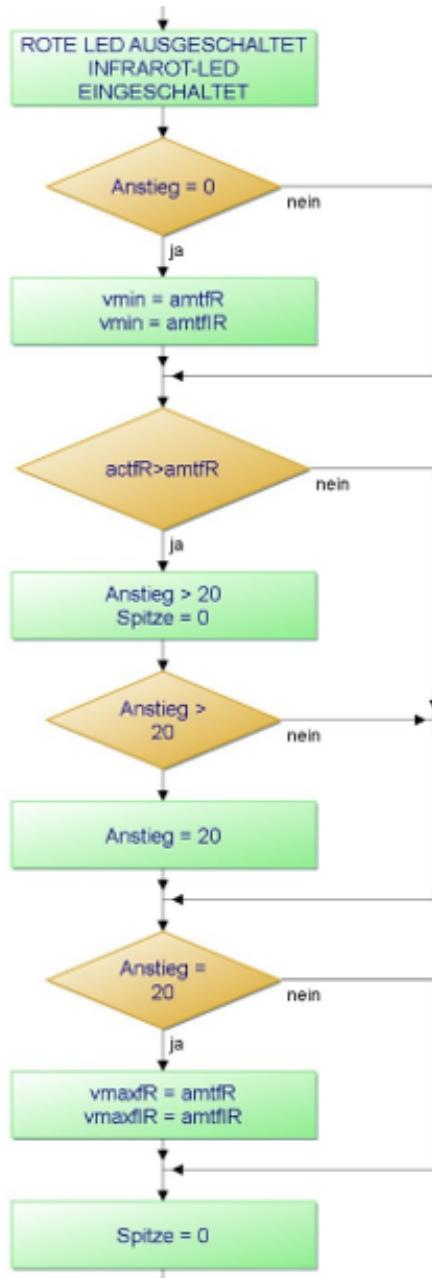


Abbildung 4.2: Pulsoximeter - PAP 1 - Teil 2

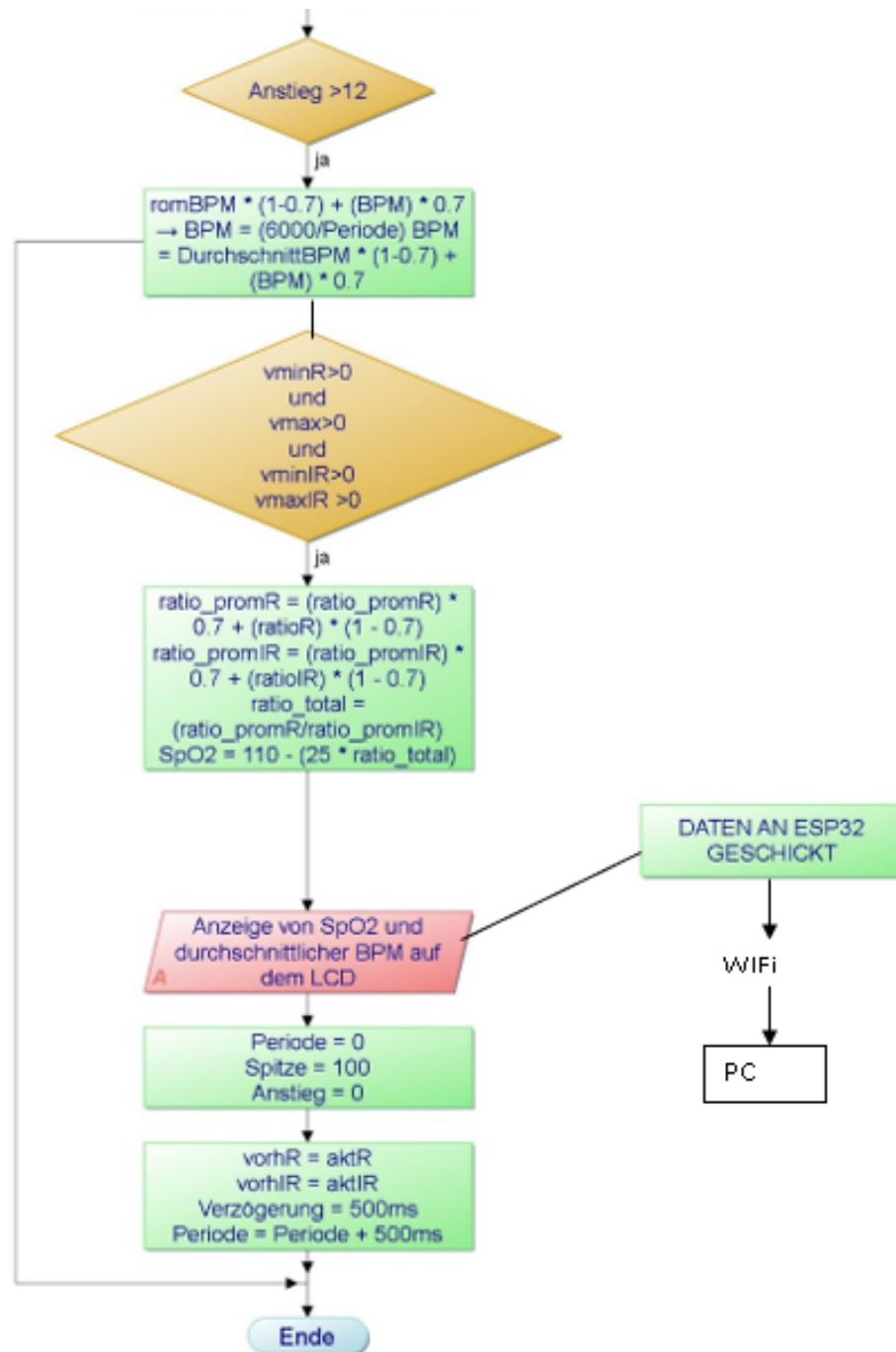


Abbildung 4.3: Pulsoximeter - PAP 1 - Teil 3

USART-Kommunikation und WiFi-Datenübertragung

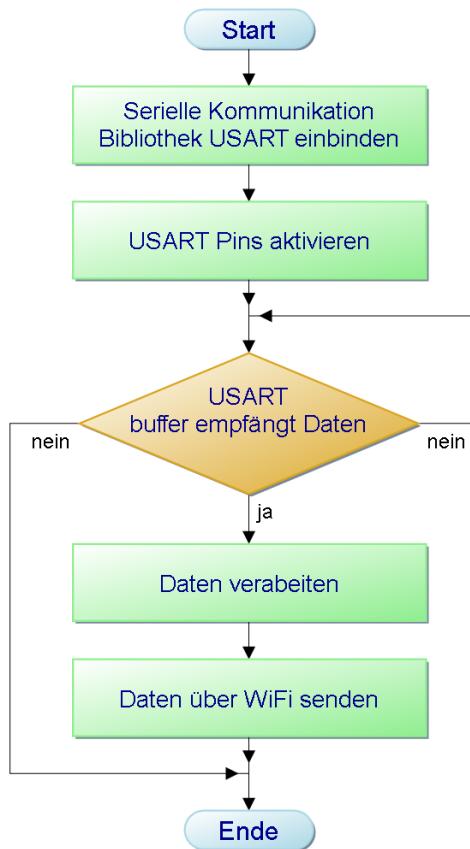


Abbildung 4.4: Kommunikation und WiFi-Datenübertragung - PAP 2

Kapitel 5

Schlussergebnisse und Validierung des Pulsoximeter-Prototyps

Im Rahmen dieses Kapitels erfolgt die Präsentation der finalen Projektergebnisse und der Nachweis der funktionellen Leistungsfähigkeit des Pulsoximeter-Prototyps. Die Abbildung 5.1 zeigt exemplarisch einen Finger, der auf den optischen Sensor des Prototyps positioniert ist, umgeben von den für die Messung erforderlichen LEDs. Diese visuelle Darstellung untermauert die Genauigkeit, mit der das Gerät die Sauerstoffsättigung erfasst und auf dem LCD-Display anzeigt.

Neben der fotografischen Dokumentation des Prototyps werden weitere Abbildungen präsentiert, die in zwei Fällen die Übereinstimmung der gemessenen Werte sowohl auf dem LCD-Display als auch auf der ThingSpeak-Plattform veranschaulichen. Diese konsistenten Messdaten unterstreichen die Zuverlässigkeit des entwickelten Systems.

Der Prozess der Datenerfassung wird sorgfältig beschrieben, beginnend mit der initialen Aufnahme durch den Sensor, gefolgt von den Verstärkungs- und Filterphasen, bis hin zur Verarbeitung durch den Mikrocontroller PIC16F1937. An diesem Punkt werden die Daten auf das ESP32-Modul übertragen, das die drahtlose Übermittlung der Informationen an die ThingSpeak-Plattform übernimmt – eine IoT-Lösung für die Echtzeitvisualisierung und Analyse biometrischer Daten.

Die ThingSpeak-Plattform zeichnet sich durch ihre Fähigkeit aus, Daten nicht nur in Form von dynamischen Diagrammen und numerischen Ablesungen darzustellen, sondern auch mittels eines analogen Manometers, das die sofortige Interpretation der Sauerstoffsättigungsniveaus ermöglicht. Diese vielseitige Schnittstelle gewährleistet, dass der Benutzer kritische Messwerte effektiv verstehen und darauf reagieren kann.

Ein Schlüsselement des Systems ist die in ThingSpeak integrierte Leuchtanzeige, die aktiviert wird, wenn die Sauerstoffsättigung unter 60% fällt. Das Vorhandensein oder Fehlen des grünen Lichts dient nicht nur als visuelle Bestätigung der Messungen des Prototyps, sondern fungiert auch als Alarmsystem, das das Engagement des Projekts für die Patientensicherheit widerspiegelt.

Die Genauigkeit der Messungen des Pulsoximeters und deren Übereinstimmung mit den auf der ThingSpeak-Plattform dargestellten Daten veranschaulichen die Synergie zwischen der konzipierten Hardware und Software. Die Übertragung von Informationen vom Sensor zum Mikrocontroller und deren anschließende Darstellung auf ThingSpeak durch das ESP32-Modul illustriert die erfolgreiche Integration fortschrittlicher Technologien im Bereich der Telemedizin.

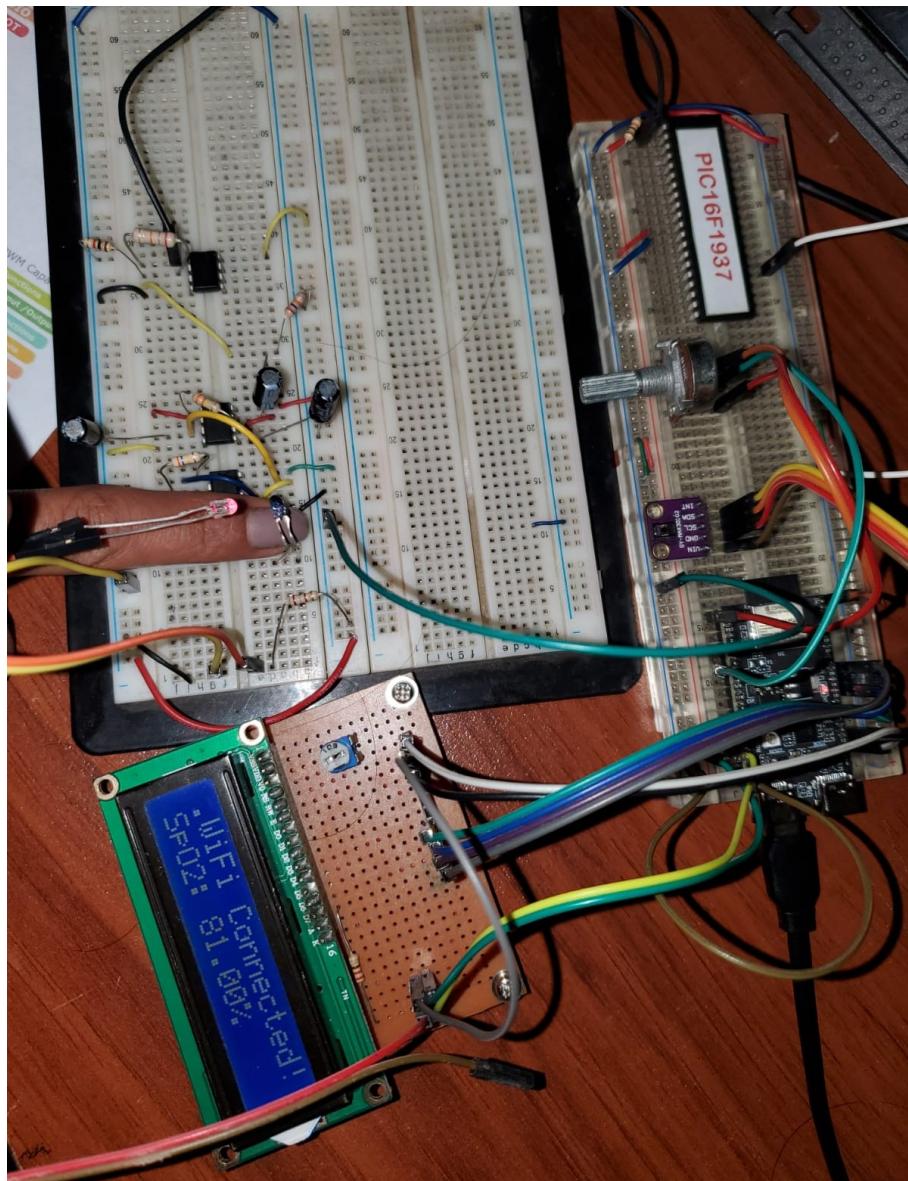


Abbildung 5.1: Prototyp eines Pulsioximeters auf einem Steckbrett - Endergebnis

Dieses Kapitel bestätigt nicht nur die technische Machbarkeit des Prototyps, sondern hebt auch die praktische Anwendbarkeit des Geräts in Szenarien der Gesundheitsüberwachung aus der Ferne hervor. Die erfolgreiche Implementierung dieser technologischen Lösung etabliert ein vielversprechendes Präzedenzfall für die Entwicklung vernetzter und zugänglicher Gesundheitssysteme und markiert einen Meilenstein in der nicht-invasiven Überwachung und im Gesundheitsmanagement im 21. Jahrhundert. Diese Forschungsarbeit leistet einen bedeutenden Beitrag zum Wissenskorpus im Bereich tragbarer medizinischer Geräte und eröffnet Wege für zukünftige Entwicklungen im Bereich der Gesundheitspflege durch digitale Technologie.

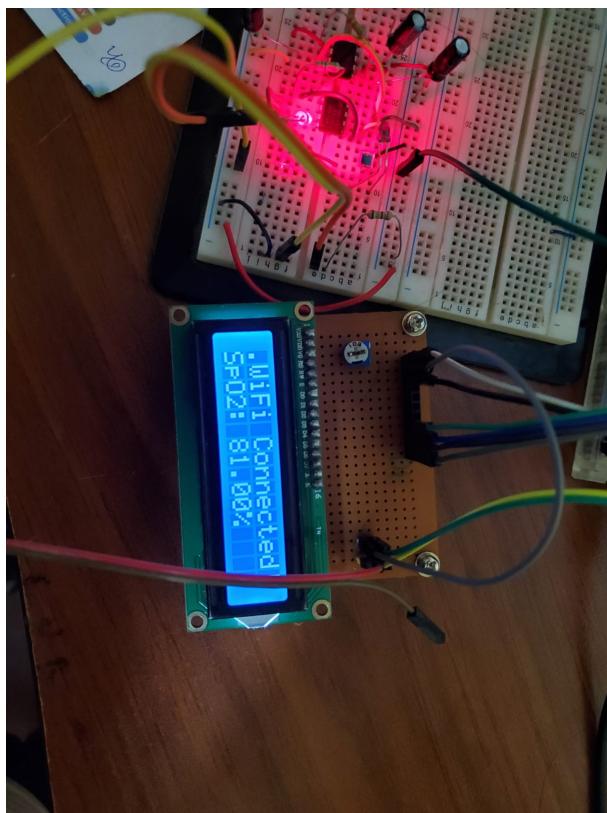


Abbildung 5.2: Prototyp eines Pulsioximeters im Betrieb, verbunden mit WiFi und Anzeige der SpO2-Werte auf dem LCD - Bsp.1

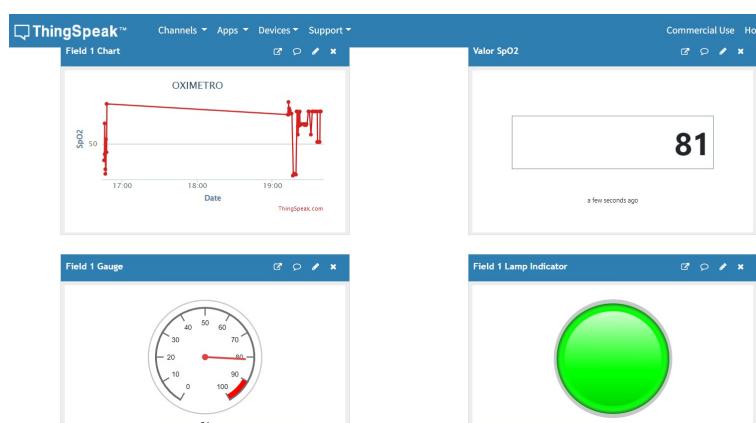


Abbildung 5.3: Schnittstelle von ThingSpeak mit Visualisierung der Pulsioximeter-Daten, einschließlich eines Echtzeit-SpO2-Wertes, eines Manometers und eines Indikatorlichts für die Sauerstoffsättigung - Bsp.1

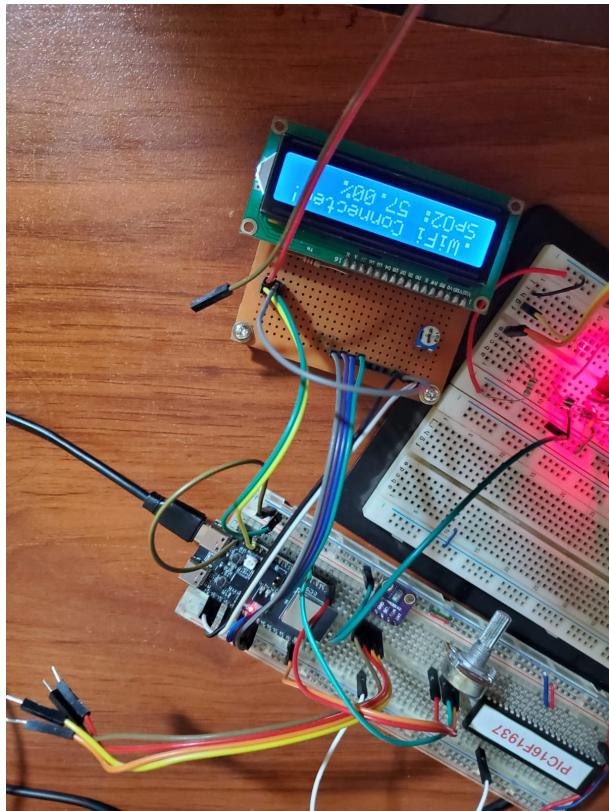


Abbildung 5.4: Schnittstelle von ThingSpeak mit Visualisierung der Pulsioximeter-Daten, einschließlich eines Echtzeit-SpO2-Wertes, eines Manometers und eines Indikatorlichts für die Sauerstoffsättigung - Bsp.2

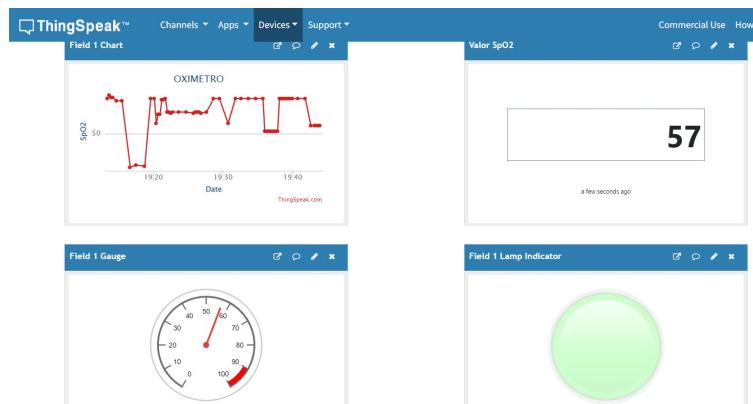


Abbildung 5.5: Schnittstelle von ThingSpeak mit Visualisierung der Pulsioximeter-Daten, einschließlich eines Echtzeit-SpO2-Wertes, eines Manometers und eines Indikatorlichts für die Sauerstoffsättigung - Bsp.2

Literaturverzeichnis

- [1] Cosinuss. Sauerstoffsättigung, sin fecha. URL <https://www.cosinuss.com/de/messdaten/vitalparameter/sauerstoffsaettigung/>.
- [2] A. Vasan and J. Friend. Medizinische geräte für länder mit niedrigem und mittlerem einkommen: Eine Übersicht und entwicklungsperspektiven. *J Med Device*, 14(1):010803, 2020. doi: 10.1115/1.4045910. URL <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32328210/>. Er-scheinungsdatum: 1. März 2020, PMID: 32328210, PMCID: PMC7164506.
- [3] U.S. Department of Commerce, International Trade Administration. Germany - healthcare and medical technology. 2023. URL <https://www.trade.gov/country-commercial-guides/germany-healthcare-and-medical-technology>. Last published date: 2023-12-06.
- [4] Steffen Hehner, Stefan Biesdorf, and Manuel Möller. Digitale transformation im gesundheitswesen: Chancen für deutschland. *McKinsey & Company Insights*, 2018. URL <https://www.mckinsey.com/industries/healthcare/our-insights/digitizing-healthcare-opportunities-for-germany>. Veröffentlicht am 31. Oktober 2018.
- [5] deutschland.de. Health economy germany: Medical technology and industry, 2021. URL <https://www.deutschland.de/en/topic/business/health-economy-germany-medical-technology-and-industry>. Last accessed on July 26, 2021.
- [6] Philanthropy News Digest. Improving access to quality health care in developing countries, 2019. URL <https://givingcompass.org/article/improving-access-to-quality-health-care-in-developing-countries>. Curated Article | Philanthropy News Digest. Published on January 24, 2019.
- [7] Martin R. Cowie and Carolyn S.P. Lam. Remote monitoring and digital health tools in cvd management. *Nature Reviews Cardiology*, 18:457–458, 2021. doi: 10.1038/s41569-021-00548-x. URL <https://www.nature.com/articles/s41569-021-00548-x>.
- [8] Statistisches Bundesamt (Destatis). Todesursachen in deutschland, 2024.
- [9] Kevin K. Tremper and Samuel J. Baker. Pulse oximetry. *Anesthesiology*, 70:98–108, 1989.
- [10] University Corporation for Atmospheric Research (UCAR). Oxygen, 2014. URL <https://scied.ucar.edu/learning-zone/air-quality/oxygen>. with portions adapted from Windows to the Universe (© 2006 NESTA).
- [11] University of Michigan. Photosynthesis primer, 2024. URL https://globalchange.umich.edu/globalchange1/current/lectures/kling/energyflow/PSN_primer.html.

- [12] OpenStax. Components of the blood, sin fecha. URL <https://openstax.org/books/biology-2e/pages/40-2-components-of-the-blood#:~:text=Blood%20is%20actually%20a%20term,cell%20fragments%20called%20platelets>.
- [13] Thassayu Yuyen. Composition of Blood, pages 249–255. Springer Nature Singapore, Singapore, 2022. ISBN 978-981-19-0954-2. doi: 10.1007/978-981-19-0954-2_24. URL https://doi.org/10.1007/978-981-19-0954-2_24.
- [14] AM. Agustino, R. Piqueras, and M. Pérez. Recuento de plaquetas y volumen plaquetario medio en una población sana. Rev Diagn Biol, 2002.
- [15] chemie.de. Hämoglobin, sin fecha. URL <https://www.chemie.de/lexikon/H%C3%A4moglobin.html>.
- [16] Sarah Giersch and Dr.-Ing. Heinz Zenkner. Oximetrie: Mit verschiedenen wellenlängen den sauerstoffgehalt im blut messen, 2019, 23. Aug. URL <https://www.all-electronics.de/elektronik-entwicklung/oximetrie-mit-verschiedenen-wellenlaengen-den-sauerstoffgehalt-im-blut-messen-241.html>. Aktualisiert am: 11. Apr. 2023.
- [17] MedlinePlus. Vital signs, sin fecha. URL <https://medlineplus.gov/ency/article/003399.htm>.
- [18] M. Hochrainer and G. Funk. Interpretation der arteriellen blutgasanalyse für fortgeschrittene: Praxisbeispiele mit erklärung // advanced interpretation of arterial blood gas: Analysis of real-life cases. Journal für Pneumologie, 6(1):10–16, 2018.

Anhang A

Leiterplatten-Schaltpläne erstellt mit EAGLE

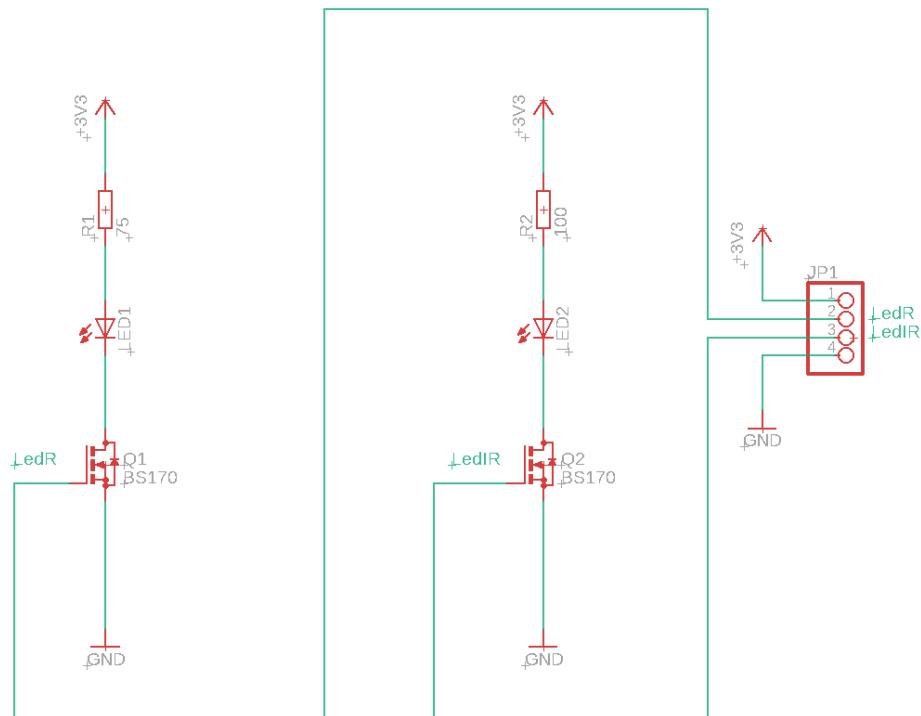


Abbildung A.1: Schaltplan LEDs Pulsoximeter

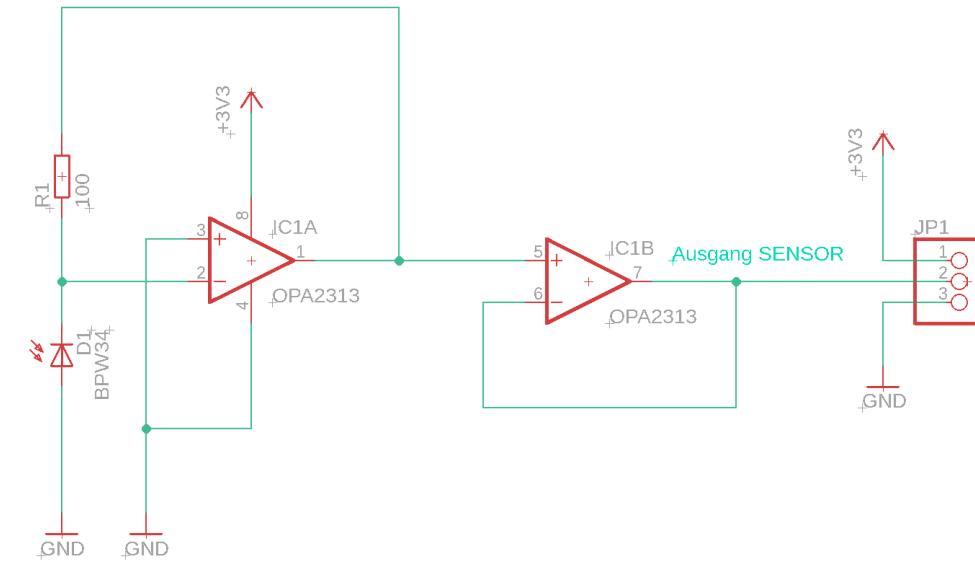


Abbildung A.2: Schaltplan Sensor für Pulsoximeter

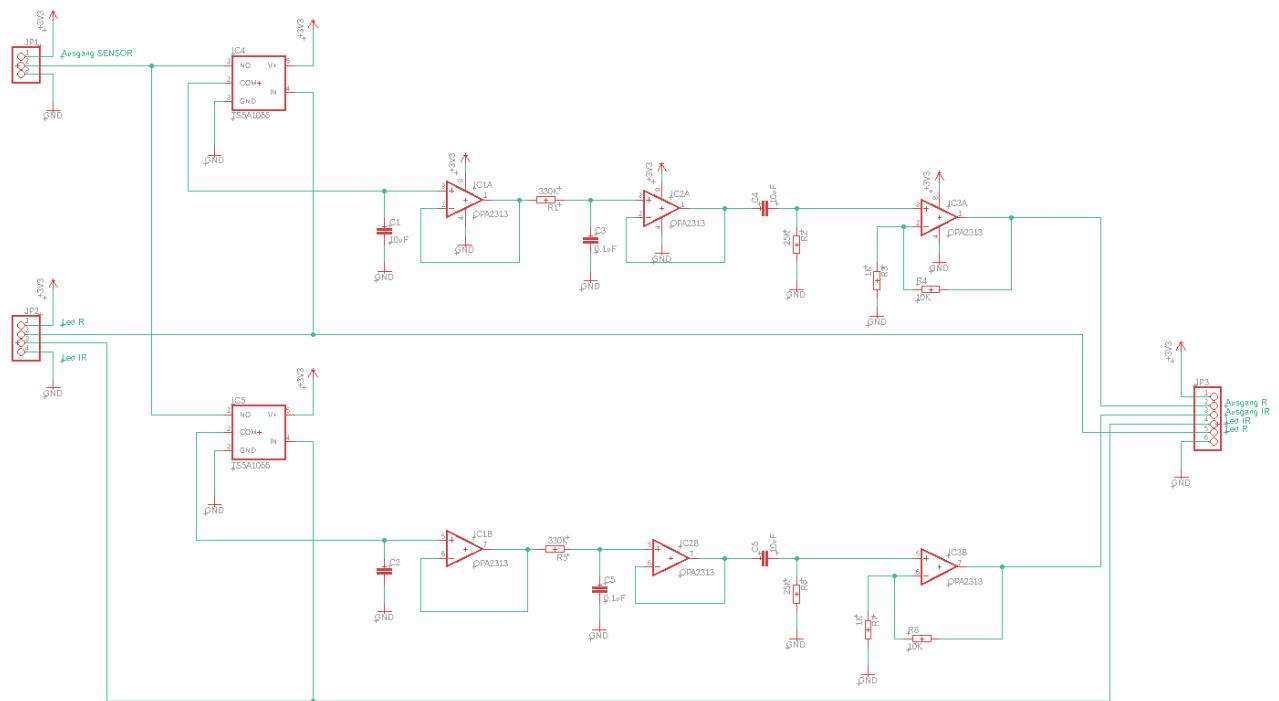


Abbildung A.3: Schaltplan für die Signalaufbereitung eines Pulsoximeters

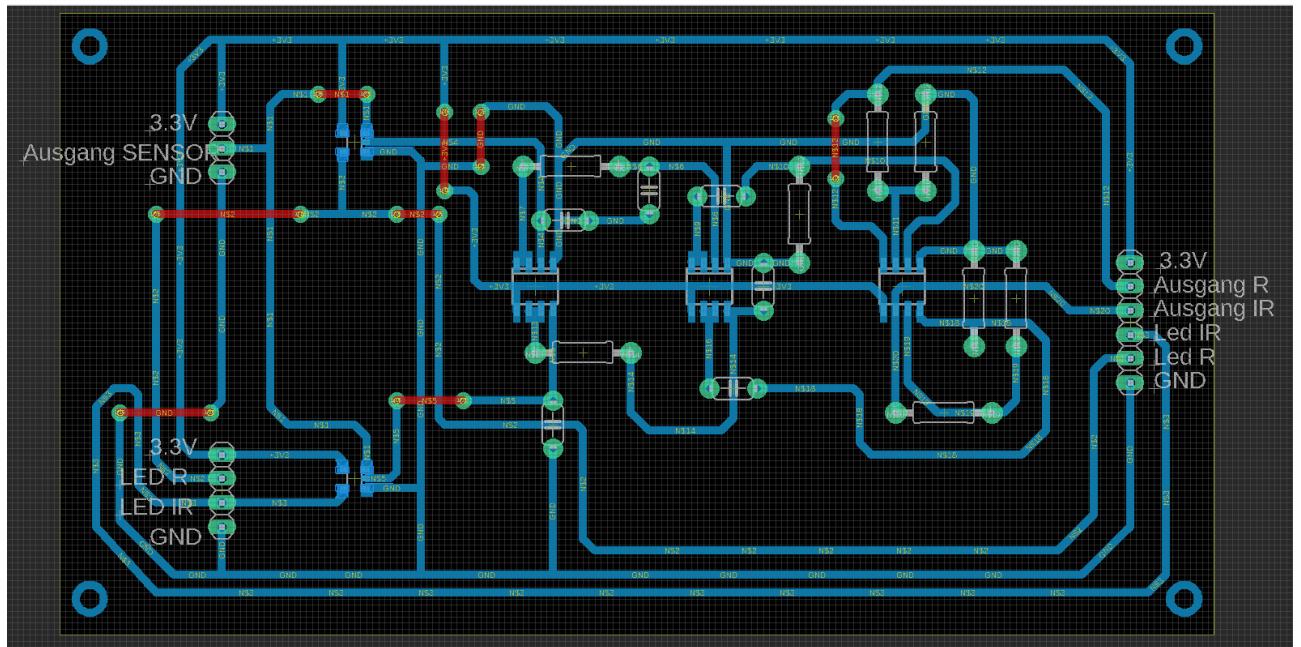


Abbildung A.4: Schaltplan für die Signalaufbereitung eines Pulsoximeters

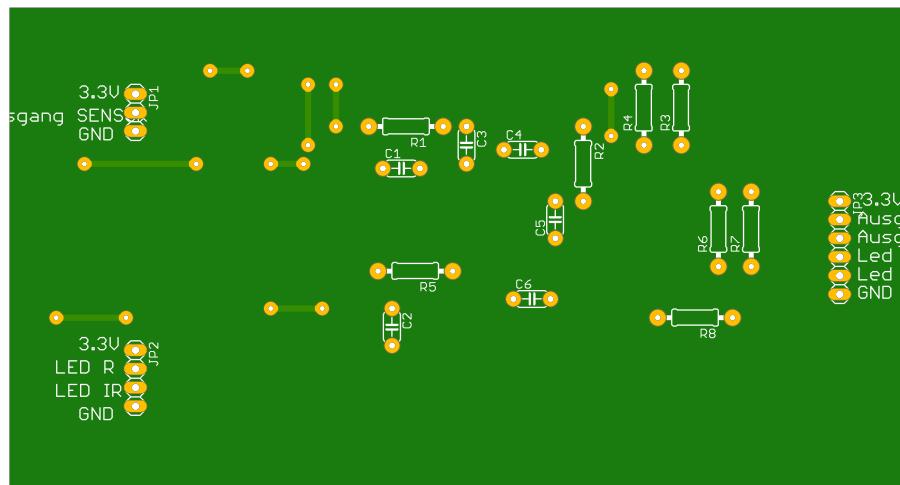


Abbildung A.5: Leiterplatte - Oberseite

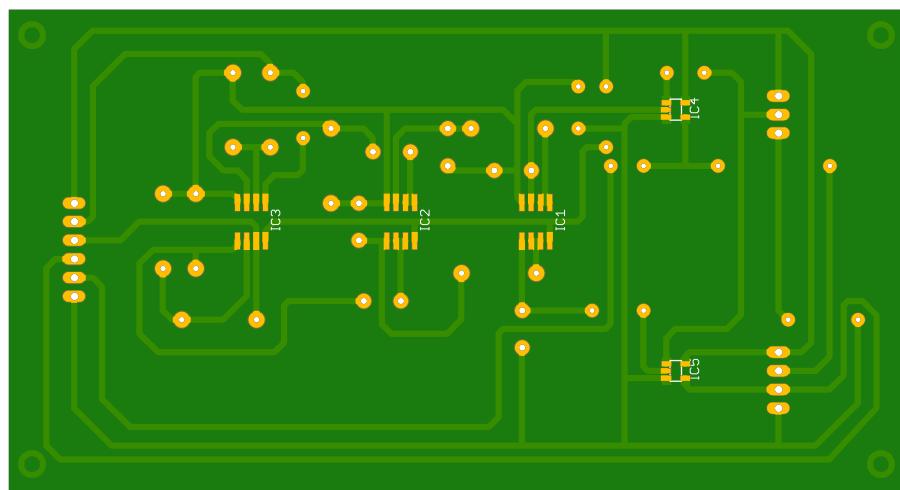


Abbildung A.6: Leiterplatte - Unterseite

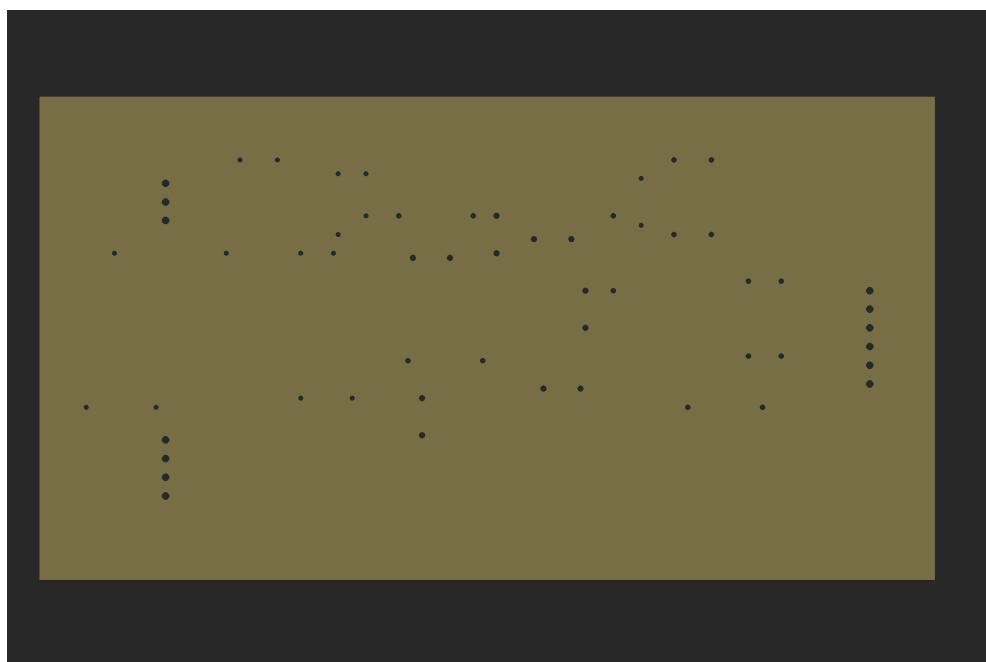


Abbildung A.7: Leiterplatte - Drills

Anhang B

Software

Bei der Entwicklung des Pulsoximeters wurde der Mikrocontroller PIC16F1936 aufgrund seiner ausgewogenen Verarbeitungskapazität und Verfügbarkeit von Ein-/Ausgabepins ausgewählt. Dies erfolgte in Kombination mit der Entwicklungsplattform MPLAB X IDE v6.10 und dem Compiler XC8. Dieses Kapitel widmet sich einer detaillierten Beschreibung der Softwareimplementierung, die die Funktionsweise des Geräts steuert, einschließlich der Code-Struktur, der eingebundenen Bibliotheken, der Definition von Variablen und Makros sowie der Hauptprogrammlogik.

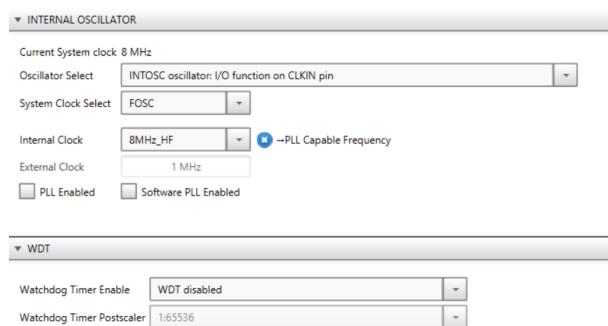


Abbildung B.1: System Module - Konfiguration in Mplab

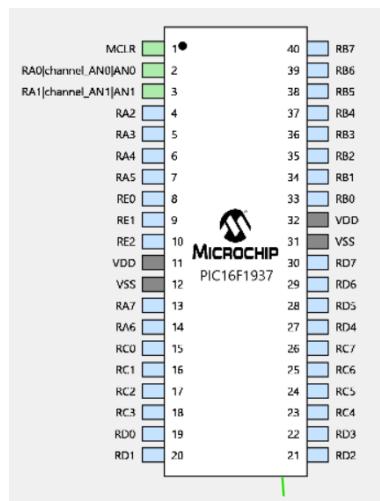


Abbildung B.2: Pin Manager - Package View - Konfiguration in Mplab

Programmierung des Pulsoximeters

Code-Struktur und Verwendete Bibliotheken

Der Code beginnt mit dem Einbinden entscheidender Bibliotheken:

- `mcc_generated_files/mcc.h`: Für die Grundkonfiguration und peripheren Module des PIC16F1936.
- `math.h` und `builtins.h`: Bieten mathematische Funktionen und spezifische Funktionen des Compilers.
- `LCD2x16_Library.h`: Ermöglicht die Kommunikation mit einem LCD-Display mit 16x2 Zeichen.

Definierte Makros

- **RED** und **INFRARED**: Bezeichnen die Pins für die LEDs, entscheidend für den Wechsel zwischen rotem und infrarotem Licht.
- **SignalR** und **SignalIR**: Identifizieren die ADC-Kanäle für die Sensorsignale unter roter bzw. infraroter Beleuchtung.

Globale Variablen

- **tiempo_espera**: Legt die Verzögerung zwischen den Messungen fest.
- **antR, actR, antIR, actIR**: Speichern die Sensorablesungen für die Verarbeitung und Analyse.
- **BPM, BPM_prom**: Berechnen und speichern die Herzfrequenz und ihren Durchschnitt.
- **ratioR, ratioIR**, und damit verbundene Variablen: Wesentlich für die Berechnung der Sauerstoffsättigung (SpO_2).
- **Buffer_LCD**: Bereitet den Text für die Anzeige auf der Benutzeroberfläche vor.

Hauptlogik

Die Funktion `main` orchestriert die Betriebsabfolge des Pulsoximeters, von der Systeminitialisierung und Konfiguration der Ports bis zum Hauptzyklus, in dem die LEDs wechselweise für Messungen aktiviert werden. Die erfassten Signale werden verarbeitet, um die Herzfrequenz und die SpO_2 zu bestimmen, deren Werte dem Benutzer über das LCD angezeigt werden.

Technische Details

- **SignalR und SignalIR**: ADC-Kanäle zum Erfassen der Absorption von rotem und infrarotem Licht, grundlegend für die Analyse der Sauerstoffsättigung.

- **Variablen für Zeit und Messung** (`tiempo_espera`, `antR`, `actR`, `antIR`, `actIR`): Verwalten die Messintervalle und speichern Werte für die Signalverarbeitung.
- **Berechnung der Herzfrequenz und SpO2** (`BPM`, `BPM_prom`, Variablen im Zusammenhang mit `ratio`): `BPM` und `BPM_prom` repräsentieren die aktuelle Herzfrequenz und ihren Durchschnitt, während die `ratio`-Variablen den Vergleich der Lichtabsorption bei verschiedenen Wellenlängen für die SpO2-Berechnung erleichtern.
- **Benutzeroberfläche** (`Buffer_LCD`): Formatieren und speichern die Daten zur Anzeige, was eine klare Interaktion mit dem Benutzer ermöglicht.

```

1 #include "mcc_generated_files/mcc.h"
2 #include <math.h>
3 #include <builtins.h> // Wir binden die Mathematik-
4     Funktionsbibliothek ein.
5 #include <math.h> // Wir binden die Mathematik-
6     Operationsbibliothek ein.
7 #include "LCD2x16_Library.h" // Wir binden die Bibliothek fuer das
8     16x2 LCD ein.
9
10 #define RED 0 // Wir weisen dem Pin 0 den Namen RED
11 zu.
12 #define INFRARED 1 // Wir weisen dem Pin 1 den Namen
13 INFRARED zu.
14 #define SignalR 0 // Wir weisen dem Pin 0 den Namen
15 SignalR zu.
16 #define SignalIR 1 // Wir weisen dem Pin 1 den Namen
17 SignalIR zu.
18
19 /* Globale Variablen und Arrays*/
20 uint16_t tiempo_espera=25; // Variable zur Zeitverzoegerung von 25ms.
21 uint16_t antR,actR,antIR,actIR;
22 uint16_t periodo=0;
23 uint8_t subida=0;
24 uint8_t pico=0;
25 float BPM=0;
26 float BPM_prom=0;
27 float ratioR, ratioIR;
28 float ratio_promR, ratio_promIR;
29 float ratio_total;
30 float Spo2;
31 float vmaxR=0,vminR=0,vmaxIR=0,vminIR=0;
32 uint8_t Buffer_LCD[16]; // Array zum Speichern des numerischen Werts im
33     Anzeigeformat fuer das LCD.
34
35 /* Hauptfunktion*/
36 void main(void)
37 {
38     SYSTEM_Initialize();
39     ANSELB=0x00; // Analoge Eingaenge des Ports B
40     deaktivieren.
41     ANSELD=0x00; // Analoge Eingaenge des Ports D
42     deaktivieren.
43     TRISB=0x00; // Port B als Ausgang konfigurieren.
44     TRISC=0x00; // Port C als Ausgang konfigurieren.
45     TRISD=0x00; // Port D als Ausgang konfigurieren.
46     LATB=0x00; // Port B wird initial auf niedrigem
47     Niveau sein.
48     Lcd_Init(); // Aufruf der
49     Initialisierungsfunktion fuer das LCD.
50     Lcd_Clear(); // Das LCD-Bildschirm loeschen.
51     LATB|=(1<<RED); // Anfangs wird der Pin auf hohem
52     Niveau sein.
53     LATB&=~(1<<INFRARED); // Anfangs wird der Pin auf niedrigem
54     Niveau sein.
55     antR=ADC_GetConversion(SignalR); // Analogen Kanal des RED-
56     Schaltkreises lesen.
57     __delay_ms(tiempo_espera); // Verzoegerung.
58     LATB&=~(1<<RED); // Der Pin wird auf niedrigem Niveau
59     sein.
60     LATB|= (1<<INFRARED); // Der Pin wird auf hohem Niveau sein
61     .
62     antIR=ADC_GetConversion(SignalIR); // Analogen Kanal des INFRARED -
63

```

```

    Schaltkreises lesen.
46     __delay_ms(tiempo_espera);           // Verzoegerung.
47
48     while (1)                         // Endlosschleife.
49     {
50         LATB |= (1 << RED);          // Setze den Pin zunaechst auf hohe
51         Spannung.
52         LATB &= ~(1 << INFRARED);    // Setze den Pin zunaechst auf niedrige
53         Spannung.
54         actR = ADC_GetConversion(SignalR); // Lese das analoge Signal vom RED-
55         Kreis.
56         __delay_ms(tiempo_espera);      // Zeitverzoegerung.
57         LATB &= ~(1 << RED);          // Setze den Pin auf niedrige Spannung.
58         LATB |= (1 << INFRARED);      // Setze den Pin auf hohe Spannung.
59         actIR = ADC_GetConversion(SignalIR); // Lese das analoge Signal vom
60         INFRARED-Kreis.
61
62         if(subida == 0)
63         {
64             vminR = antR;            // vminR wird mit dem vorherigen Wert
65             von R initialisiert.
66             vminIR = antIR;          // vminIR wird mit dem vorherigen Wert
67             von IR initialisiert.
68             }
69         if(actR > antR)
70         {
71             subida++;                // Die Variable subida wird um eins
72             erhoeht.
73             pico = 0;
74             if(subida > 20)
75             {
76                 subida = 20;          // subida wird auf 20 begrenzt.
77             }
78         else
79         {
80             if(subida == 20)
81             {
82                 vmaxR = antR;        // vmaxR wird mit dem vorherigen
83                 Wert von R aktualisiert.
84                 vmaxIR = actIR;      // vmaxIR wird mit dem aktuellen
85                 Wert von IR aktualisiert.
86                 }
87                 pico = 0;
88                 if(subida > 12)
89                 {
90                     BPM = (60000 / ((float)periodo)); // Berechnung der
91                     Herzschlaege pro Minute.
92                     BPM_prom = (BPM_prom * 0.7) + (BPM * (1 - 0.7)); // Glaettung
93                     des BPM-Werts.
94                     if(vminR > 0 && vmaxR > 0 && vminIR > 0 && vmaxIR > 0)
95                     {
96                         ratioR = fabs(log((float)(vminR / vmaxR))); // Logarithmisches Verhaeltnis fuer R.
97                         ratioIR = fabs(log((float)(vminIR / vmaxIR))); // Logarithmisches Verhaeltnis fuer IR.
98                         ratio_promR = (ratio_promR * 0.7) + (ratioR * (1 - 0.7));
99                         // Glaettung des Verhaeltnisses R.
100                        ratio_promIR = (ratio_promIR * 0.7) + (ratioIR * (1 -
101                            0.7)); // Glaettung des Verhaeltnisses IR.
102                        ratio_total = (ratio_promIR / ratio_promR); // Gesamtverhaeltnis.
103                        Spo2 = 110 - (25 * ratio_total); // 
```

```
92     Berechnung der Sauerstoffsättigung.
93     }
94     Lcd_Set_Cursor(1,1);
95     sprintf(Buffer_LCD, "%04.2f BPM", BPM_prom); // Anzeige
96     der BPM auf dem LCD.
97     Lcd_Write_String(Buffer_LCD);
98     Lcd_Set_Cursor(2,1);
99     sprintf(Buffer_LCD, "%04.2f Spo2", Spo2); // Anzeige
100    der Spo2 auf dem LCD.
101    Lcd_Write_String(Buffer_LCD);
102    periodo = 0;
103    pico = 100;
104    subida = 0;
105    }
106    antR = actR; // Aktualisieren der vorherigen
107    Werte.
108    antIR = actIR;
109    __delay_ms(tiempo_espera); // Verzögerung.
110    periodo = periodo + tiempo_espera; // Aktualisieren des Periodenwerts
111    .
112 }
```

Listing B.1: C-Quellcode für ein Pulsoximeter

Kommunikation eines ESP32 mit ThingSpeak über WiFi und Anzeige auf einem LCD-Display

Das vorgestellte Programm ermöglicht die Kommunikation eines ESP32-Mikrocontrollers mit dem Internet über WiFi, um Daten an den Cloud-Dienst ThingSpeak zu senden. Es nutzt die Bibliotheken ThingSpeak und WiFi für die Netzwerkkommunikation sowie LiquidCrystal für die Anzeige von Informationen auf einem LCD-Display.

Zu Beginn initialisiert die `setup()`-Funktion die serielle Kommunikation, konfiguriert das LCD-Display und verbindet den ESP32 mit einem WiFi-Netzwerk unter Verwendung der vorgegebenen SSID und des Passworts. Nach erfolgreicher Verbindung wird eine Nachricht auf dem LCD-Display angezeigt, und die Kommunikation mit ThingSpeak wird initialisiert.

Die Hauptschleife `loop()` liest kontinuierlich Daten (in diesem Beispiel simuliert durch die Funktion `datenausgabe()`), zeigt diese auf dem LCD-Display an und sendet sie an einen spezifischen Kanal auf ThingSpeak. Die Funktion `datenausgabe()` liest Daten vom seriellen Port, wandelt diese in einen Fließkommawert um und gibt diesen zurück. Diese Daten werden dann mithilfe der ThingSpeak-Bibliothek an den Cloud-Dienst gesendet.

Dieses Programm demonstriert, wie ein Mikrocontroller mit dem Internet interagieren kann, um Daten in Echtzeit zu übertragen und anzuzeigen, was in einer Vielzahl von IoT-Anwendungen nützlich ist.

```

1  /* ESP32 C6 EMPFANGSMODUS UND WIFI
2 */
3 #include "ThingSpeak.h"                                // ThingSpeak-Bibliothek f r
4 #include "WiFi.h"                                     // WiFi-Bibliothek einbinden .
5 #include <LiquidCrystal.h>                            // LCD-Bibliothek einbinden .
6 LiquidCrystal lcd(12, 13, 9, 18, 19, 20);           // LCD-Anschlusspins RS,EN,D4,D5
    ,D6,D7,
7
8 /* Globale Variablen und Arrays */
9 char* ssid = "JorgeAPC2.4G";                         // SSID Netzwerkname (ROUTER) .
10 char* password = "45126903@88";                      // Passwort Ihres ROUTERS.
11
12 unsigned long channelID = 2439669;                   // ID Ihres Kanals .
13 const char* WriteAPIKey = "XRNH44TK2W6ESGX";        // Write-API-Schl ssel Ihres
    Kanals .
14 WiFiClient client;
15
16 /* Haupt- und Konfigurationsfunktion */
17 void setup()
18 {
19     Serial.begin(9600);                                // USART-Kommunikation mit 9600
        initialisieren
20     lcd.begin(16,2);                                  // 16x2 LCD initialisieren .
21     WiFi.begin(ssid, password);
22     while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
23         delay(500);
24         lcd.setCursor(0,1);                           // Cursor Zeile , Spalte auf dem
        LCD.
25         lcd.print(".");
        LCD ausgeben .

```

```

26     }
27     lcd.println("WiFi verbunden!");           // Nachricht auf dem LCD
28     ausgeben.
29 ThingSpeak.begin(client);                  // Kommunikation mit ThingSpeak
30     initialisieren.
31 }
32
33 /* Endlosschleifenfunktion */
34 void loop()
35 {
36     float daten1;                          // Variable zum Speichern des
37     umgewandelten Datums.
38     daten1 = datenausgabe();                // Lesen der aufbereiteten Daten
39     lcd.setCursor(0,1);                    // Cursor Zeile, Spalte auf dem
40     LCD.
41     lcd.print(daten1);                   // Wert der Variablen auf dem
42     LCD ausgeben.
43     ThingSpeak.setField(1,daten1);        // Daten1 ber WiFi an
44     ThingSpeak.senden.
45     //ThingSpeak.setField(2,uvIntensity);   // Daten2 ber WiFi an
46     ThingSpeak.senden.
47     ThingSpeak.writeFields(channelID,WriteAPIKey); // Zum Senden der Daten an
48     ThingSpeak müssen ID und Key angegeben werden.
49     delay(1000);                         // Verz gerung 1s.
50 }
51
52 /* Datenausgabefunktion */
53 float datenausgabe()
54 {
55     float floatDaten = 0;                 // Konstruktor für gesendete
56     Daten
57     char vektor[20];                     // Variable zum Speichern der
58     seriell gelesenen Daten
59     int flag = 0;                        // Flag für die Eingabeschleife
60
61     while (flag == 0)                   // Schleife, solange das Flag
62     kleiner als 1 ist
63     {
64         if (Serial.available())          // Lesen des offenen seriellen
65         Ports
66         {
67             delay(100);                // Verz gerung 100ms.
68             int i = 0;                 // Hilfsvariable für den
69             Vektoraufbau
70             while (Serial.available() > 0) // Lesen, solange der Puffer
71             Werte enth lt.
72             {
73                 char inByte = Serial.read(); // Variable zum Speichern der
74                 Dateneingabe
75                 vektor[i] = inByte;       // Speichervektor für den
76                 Datenauflbau
77                 i+=1;                  // Erh hen der Variablen um
78                 eins.
79                 flag=1;                // Setzen des Flags auf 1.
80             }
81
82             floatDaten = atof(vektor);    // Umwandlung des char-Vektors
83             in float
84             memset(vektor, 0, sizeof(vektor)); // Eingegebene Daten im Vektor
85             l schen
86         }
87     }
88 }
89
90
91
92
93
94
95
96
97
98
99
100
101
102
103
104
105
106
107
108
109
110
111
112
113
114
115
116
117
118
119
120
121
122
123
124
125
126
127
128
129
130
131
132
133
134
135
136
137
138
139
140
141
142
143
144
145
146
147
148
149
150
151
152
153
154
155
156
157
158
159
160
161
162
163
164
165
166
167
168
169

```

```
70     return floatDaten; // Gibt den aufbereiteten Wert  
71     zur ck  
71 }
```

Listing B.2: Code -ESP32 C6 EMPFANGSMODUS UND WIFI