



हिन्दी

भारत में COVID-19 की लहर के दौरान, मैंने देखा, बहुत लोग घर पर ऑक्सीजन के स्तर की निगरानी के लिए मेडिकल स्टोर और ऑनलाइन ऑक्सीमीटर खरीद रहे थे। मैं काफी उत्सुक था, यह जानने के लिये कि उंगली से जुड़ा यह छोटा उपकरण हृदय गति और ऑक्सीजन संतृप्ति की गणना कैसे कर सकता है? इस सवाल ने मुझे शोध करने और समझने को प्रेरित किया कि वास्तव में ऑक्सीमीटर कैसे काम करता है और क्या मैं इसे खुद पुरा बना सकता हूँ। इस प्रक्रिया में मुझे एहसास हुआ, सभी विवरणों को एक समझ दस्तावेज़ में लिखना सही होगा जो मेरे लिए एक स्मृति के रूप में काम करेगा और दूसरों के लिए भी मददगार हो सकता है। साथ ही, मैं  $\LaTeX$  सीखना शुरू करना चाहता था ताकि भविष्य की सभी परियोजनाओं के लिए सुंदर लिखित दस्तावेज़ तैयार किये जा सकें।

इस लेखन में, ऑक्सीमीटर क्या है, ऑक्सीजन संतृप्ति और हृदय गति प्राप्त करने के लिए इलेक्ट्रॉनिक सर्किट का उपयोग कैसे किया जा सकता है, इसका एक संक्षिप्त सिद्धांत प्रस्तुत करने का प्रयास किया गया है। आवश्यक सर्किट तत्वों और एलेगोरिथ्म पर भी चर्चा की गई है। यह माना गया है कि पाठक को निम्नलिखित विषयों का ज्ञान है:

- बुनियादी सर्किट विश्लेषण & इलेक्ट्रॉनिक तत्व
- ऑप एंप & ट्रांजिस्टर के नियम

मैं इलेक्ट्रॉनिक्स सीखने कि यात्रा में नौसिखिया हूँ, इसलिए इस लेख में गलतियाँ हो सकती हैं। प्रस्तुत जानकारी की सत्यता की जांच मेरे अलावा किसी अन्य व्यक्ति ने नहीं की है। यह लेख इसलिए लिखा गया था ताकि ज्ञान का स्रोत बन सके कि ऑक्सीमीटर कैसे बनाया जाता है या ऑक्सीमीटर कैसे काम करता है। प्रस्तुत डिज़ाइन का उपयोग किसी भी जीवन समर्थन प्रणाली में नहीं किया जाना है।

यह दस्तावेज़ TexStudio editor में लिखा गया है।

सभी चित्र Inkscape से तैयार किए गए हैं।

लेखाचित्र GNU Octave में बनाये गये हैं।

PCB & Schematics को Kicad में डिज़ाइन किया गया है।

एन्वेलोज़र FreeCAD में डिज़ाइन किया गया है।

परियोजना से संबंधित सभी फाइलें यहां हैं: <https://github.com/yskab/dhadak>

वीडियो श्रृंखला: [youtube.com/](https://youtube.com/)

यदि कोई गलतियाँ मिलती हैं या सुधार करना चाहते हैं तो कृपया Github पर संपर्क करें।

पोस्ट और संदेशों के लिए Twitter पर मुझ तक पहुंच सकते हैं @yskabhiijeet



## वाई एस के अभिजीत

१० अक्टूबर २०२१

## विषय सूची

<b>1</b>	<b>प्रस्तावना</b>	<b>1</b>
1.1	हृदय चक्र . . . . .	1
1.2	ओक्सिमेट्री सिद्धांत . . . . .	1
<b>2</b>	<b>मुख्य इलेक्ट्रानिक उपकरण</b>	<b>7</b>
2.1	फोटोडायोड . . . . .	7
2.2	माइक्रोकंट्रोलर . . . . .	8
2.3	दोहरी DAC . . . . .	8
2.4	Leds . . . . .	8
<b>3</b>	<b>सर्किट डिज़ाइन</b>	<b>9</b>
3.1	फ्रंट एंड . . . . .	9
3.1.1	ट्रांसड्यूसिंग भाग . . . . .	9
3.1.2	डिफ्रैस एम्पलीफायर . . . . .	11
3.1.3	प्रोग्रामेबल एम्पलीफायर . . . . .	13
3.2	LED चालक . . . . .	14
<b>4</b>	<b>ऐल्गोरिद्म</b>	<b>16</b>
4.1	IIR फ़िल्टर . . . . .	17
4.2	हृदय गति . . . . .	18
4.3	SpO <sub>2</sub> गणना . . . . .	19
<b>5</b>	<b>पीसीबी व एन्क्लोज़र</b>	<b>21</b>
5.1	पीसीबी . . . . .	21
5.2	एन्क्लोज़र . . . . .	22
<b>6</b>	<b>हवाले</b>	<b>25</b>
<b>7</b>	<b>समापन टिप्पणियाँ</b>	<b>27</b>

## 1 प्रस्तावना

रक्त में ऑक्सीजन की एकाग्रता (ऑक्सीजन संतृप्ति -  $SpO_2$ ) को मापने की प्रक्रिया ओक्सिमेट्री है।  $SpO_2$  रक्त में घुला ऑक्सीजन की मात्रा का मापन है।  $SpO_2$  का सामान्य स्तर आमतौर पर 95% से 100% होना चाहिए, स्तर के 90% से कम होने पर Hypoxemia होता है जिससे साँस की तकलीफ और सिर दर्द हो सकता है<sup>1</sup>।

### 1.1 हृदय चक्र

रक्त की लाल कोशिका में हीमोग्लोबिन नामक प्रोटीन होता है। यह फेफड़ों से निवेश ताजा ऑक्सीजन के सम्पर्क में आकर ऑक्सीहीमोग्लोबिन ( $HbO_2$ ) का उत्पाद करता है। यह रक्त फेफड़ों से दिल के बाईं ओर ले जाया जाता है, जो धमनियों के माध्यम से रक्त शरीर के चारों ओर पंप करता है। शरीर की कोशिका इस रक्त की लाल कोशिका में ऑक्सीजन अणुओं से रासायनिक ऊर्जा को एडेनोसिन ट्राइफॉस्फेट (ATP) में परिवर्तित करती है। ATP कोशिका में संग्रहीत रहता है और आवश्यकता अनुसार जीव की प्रक्रियाओं के लिए इस्तेमाल किया जा सकता है। इस ऑक्सीजन के ATP में परिवर्तित हो जाने से डीऑक्सीजेनेट हीमोग्लोबिन (Hb) बनता है।

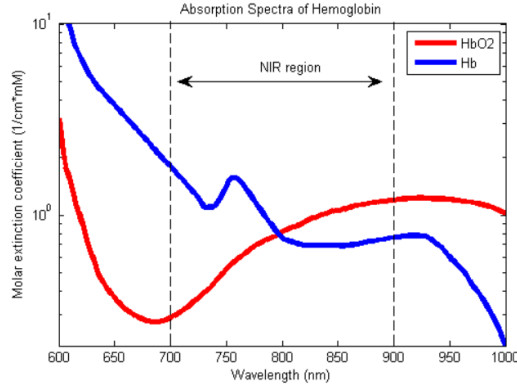
यह बिन ऑक्सीजन का रक्त दिल के दाईं ओर नसों के माध्यम से लौटता है, वहां से रक्त को फेफड़ों में पंप किया जाता है ताकि कार्बन डाइऑक्साइड को बाहर निकाल सकें, और फिर फेफड़ों के माध्यम से रक्त में ताजा ऑक्सीजन आ सके - यह एक पूर्ण हृदय चक्र है।

### 1.2 ओक्सिमेट्री सिद्धांत

पल्स ऑक्सीमीटर फोटोप्लेथिसमोग्राफी (PPG) के सिद्धांत पर काम करता है। PPG एक ऑप्टिकल तकनीक है जिसके तहत रक्त में वॉल्यूमेट्रिक परिवर्तनों का पता लगाया जा सकता है प्रकाश स्रोत के उपयोग से। हीमोग्लोबिन में ऑक्सीजन की मात्रा अनुसार प्रकाश का अवशोषण बदलता है। इस अवशोषण में बदलाव से ही ऑक्सीजन की मात्रा मापी जा सकती है। पता लगाया गया है कि  $HbO_2$  का अवशोषण इन्फ्रारेड (900nm) रोशनी के प्रति जादा है, जबकि Hb का अवशोषण लाल रोशनी (700nm) के प्रति जादा है (चित्र 1)। यदि हम ज्ञात आउटपुट को रक्त में  $Hb/HbO_2$  की सांद्रता के साथ जोड़ सकें, तो  $SpO_2$  की गणना करने के लिए एक समीकरण प्राप्त किया जा सकता है।

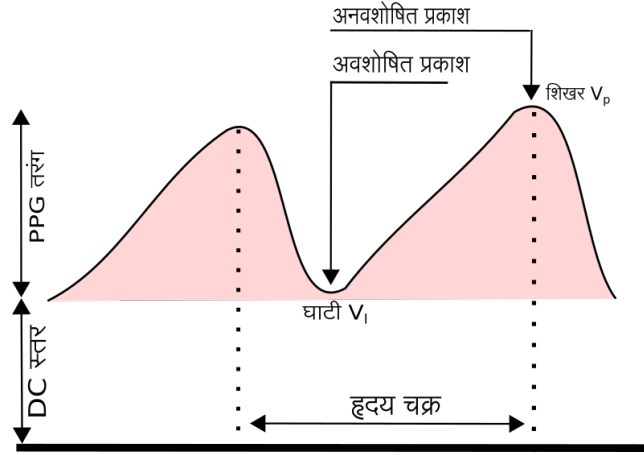
हृदय रक्त पंप करता है और इससे धमनी में रक्त की मात्रा में परिवर्तन होता है प्रत्येक हृदय चक्र के साथ। जब प्रकाश (उंगली, इयरलॉब, कलाई) से पारित करी जाती है,

<sup>1</sup><https://www.mayoclinic.org/symptoms/hypoxemia/basics/definition/sym-20050930>



©Adrian Curtin, CC BY-SA 3.0 via Wikimedia Commons

Figure 1: अवशोषण स्पेक्ट्रा - Hb व HbO<sub>2</sub>



चित्र 2: PPG तरंग - एकल प्रकाश स्रोत के प्रक्षेपित

Hb/HbO<sub>2</sub> अवशोषित हो जाएँगे और PPG सिग्नल आउटपुट के रूप में प्राप्त होता है (चित्र 2)। सिग्नल शिखर एक हृदय चक्र (दिल की धड़कन) के पूरा होने का संकेत है। त्वचा, शिरापरक रक्त और ऊतक द्वारा प्रकाश स्रोत से अवशोषण के कारण इस भिन्न संकेत में DC स्तर भी होता है।

इस समझ से, यदि हम एक परिभाषित रक्त मात्रा में Hb और HbO<sub>2</sub> की आणविक सांद्रता प्राप्त कर सके, तो SpO<sub>2</sub> की गणना ऑक्सीजन युक्त रक्त एकाग्रता व कुल एकाग्रता के अनुपात के रूप में की जा सकती है:

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{Hb + HbO_2} \quad (1)$$

बियर-लैम्बर्ट नियम के अनुसार:

$$\log_{10} \frac{I}{I_0} = \epsilon l c \quad (2)$$

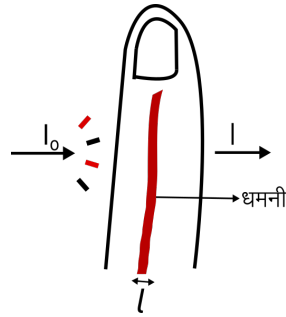
$I$ — संचारित प्रकाश की तीव्रता

$I_0$ — प्रारंभिक प्रकाश की तीव्रता

$l$ — लंबाई

$c$ — अणु कि एकाग्रता

$\epsilon$ — मोलर अवशोषण गुणांक



चित्र 3: उंगली पर प्रक्षेपित प्रकाश स्रोत

जैसा कि चित्र 3 में देखा जा सकता है, एक प्रकाश स्रोत को उंगली पर दर्शाया गया है। 2 तरीके के प्रकाश स्रोत बारी-बारी से प्रकाशित किए गये हैं। उंगली के अलावा ईयरलॉब/माथा/कलाई पर भी स्रोत दर्शाया जा सकता है। इन्फ्रारा-रेड स्रोत के लिये नियम अनुसार:

$$c_1 = \frac{\log_{10} \frac{I_1}{I_{o1}}}{\epsilon_1 l}$$

इन्फ्रारा-रेड स्रोत से  $HbO_2$  का अवशोषण जादा होता है, यह मानते हुये,

$$HbO_2 = \frac{\log_{10} \frac{I_1}{I_{o1}}}{\epsilon_1 l}$$

उसी धारणा का उपयोग करते हुए लाल स्रोत के लिये,

$$Hb = \frac{\log_{10} \frac{I_2}{I_{o2}}}{\epsilon_2 l}$$

(1) के अनुसार,

$$SpO_2 = \frac{\frac{\log_{10} \frac{I_1}{I_{o1}}}{\epsilon_1 l}}{\frac{\log_{10} \frac{I_2}{I_{o2}}}{\epsilon_2 l} + \frac{\log_{10} \frac{I_1}{I_{o1}}}{\epsilon_1 l}}$$

$$\text{यदि } R = \frac{\log_{10} \frac{I_2}{I_{o2}}}{\log_{10} \frac{I_1}{I_{o1}}},$$

$$SpO_2 = \frac{\frac{1}{\epsilon_1}}{\frac{R}{\epsilon_2} + \frac{1}{\epsilon_1}}$$

$$SpO_2 = \frac{\epsilon_2}{R\epsilon_1 + \epsilon_2} \quad (3)$$

SpO<sub>2</sub> ज्यादातर R पर निर्भर करता है, हम R की गणना कर सकते हैं और बाद में वास्तविक SpO<sub>2</sub> प्राप्त करने के लिए कैलिब्रेटेड संदर्भ के साथ तुलना कर सकते हैं।

चूंकि स्पंदित होने पर प्रारम्भिक प्रकाश की तीव्रता का स्तर स्थिर रहेगा, R केवल I<sub>1</sub> और I<sub>2</sub> पर निर्भर करेगा,

$$R \approx \frac{\log_{10} I_2}{\log_{10} I_1} \approx \frac{I_2}{I_1} \approx \frac{AC_2}{AC_1}$$

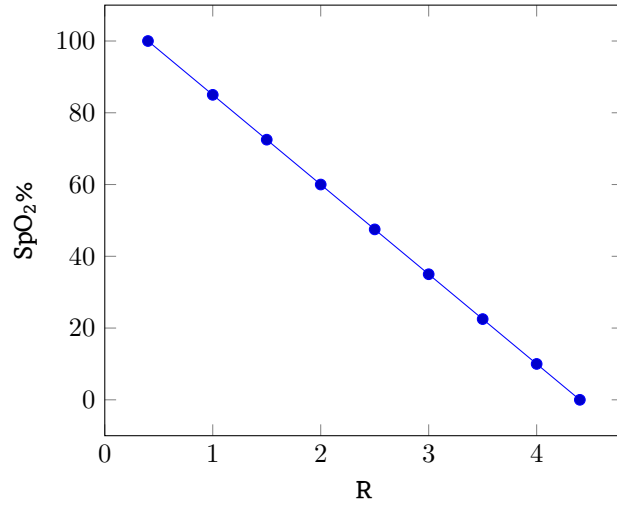
हमें लघुगणक की गणना करने की आवश्यकता नहीं है, क्योंकि वास्तविक SpO<sub>2</sub> एक लुक अप तालिका से प्राप्त की जाएगी जिसमें R व SpO<sub>2</sub> का संख्यात्मक संबंध शामिल होगा। ऑक्सीमीटर निर्माता आमतौर पर विभिन्न तरह के लोगो पर अपने ऑक्सीमीटर का परीक्षण करते हैं (R की गणना) और एक अलग कैलिब्रेटेड मीटर का उपयोग करके व्यक्ति का वास्तविक SpO<sub>2</sub> प्राप्त करते हैं। यह संख्यात्मक संबंध R व SpO<sub>2</sub> का प्राप्त हो जाने पर, किसी भी व्यक्ति के लिए SpO<sub>2</sub> की गणना तुलना करके मापी जा सकती है।

लाल और इन्फ्रा-रेड सिग्नल में DC स्तर अलग-अलग हो सकते हैं, हमें पहले DC स्तरों को विभाजित करके अनुपात को सामान्य करना होगा ताकि PPG (AC घटक) की सीधी तुलना की जा सके क्योंकि इसमें अवशोषित/अन-अवशोषित जानकारी होती है। R अब बन जाता है:

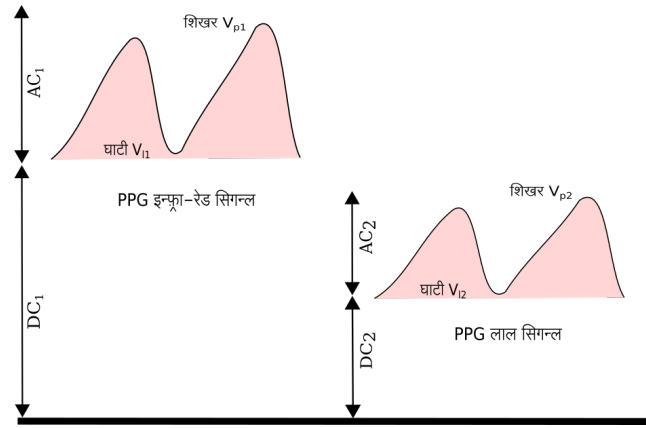
$$R = \frac{AC_2}{DC_2} \bigg/ \frac{AC_1}{DC_1}$$

$$R = \frac{V_{p2} - V_{l2}}{DC_2} \bigg/ \frac{V_{p1} - V_{l1}}{DC_1} \quad (4)$$

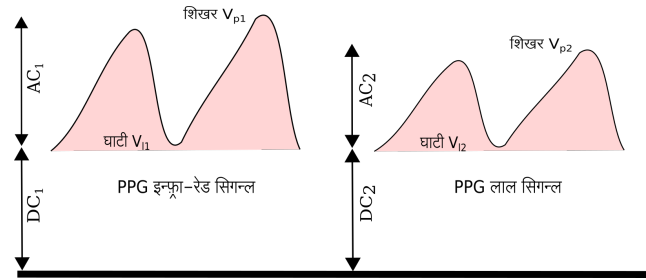
चित्र 5 के अनुसार,



चित्र 4: एक विशिष्ट संबंध वक्र R vs SpO<sub>2</sub>



(a) सामान्यीकरण से पहले



(b) सामान्यीकरण के बाद

चित्र 5: सामान्यीकरण का प्रभाव

$V_{p1}$  – इन्फ्रारेड शिखर

$V_{l1}$  – इन्फ्रारेड घाटी



$V_{p2}$  – लाल शिखर

$V_{l2}$  – लाल शिखर

$DC_1$  – इन्फ्रारेड DC स्तर

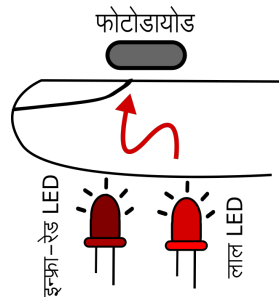
$DC_2$  – लाल DC स्तर

हम R की गणना के लिये पड़ोसी समंक बिन्दुओं का इस्तिमाल करने पर विचार कर सकते हैं और उनका औसत निकाल सकते हैं बजाए कि चोटियों और घाटियों के आने की प्रतीक्षा करे। पड़ोसी समंक बिन्दुओं के बीच एक भारित औसत [9] की गणना अंतिम मान के लिए की जाती है। इस पर आगे  $SpO_2$  ऐल्गोरिद्म अनुभाग में चर्चा की गई है।

## 2 मुख्य इलेक्ट्रॉनिक उपकरण

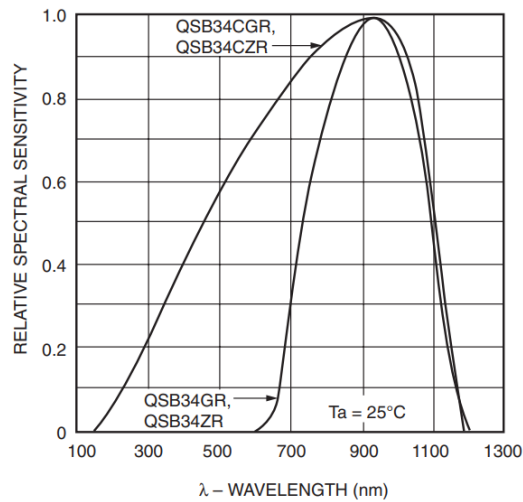
### 2.1 फोटोडायोड

फोटोडायोड का उपयोग एक परावर्तक विन्यास में एक डिटेक्टर के रूप में किया जाएगा, जिसमें LED एक छोर से प्रकाश उत्सर्जित करते हैं और फोटोडायोड विपरीत छोर पर प्रकाश को करंट में परिवर्तित कर रहा है। यह करंट LED प्रकाश की तीव्रता के समानुपाती होगा।



चित्र 6: चिंतनशील उंगली सेटअप

इस डिज़ाइन में फोटोडायोड QSB34CGR का उपयोग किया गया है। देखा जा सकता है, चयनित फोटोडायोड लाल (700nm) और इन्फ्रा-रेड (900nm) क्षेत्रों में संवेदनशील है, इसलिए दोनों स्रोतों को बारी-बारी से प्रकाशित करके विद्युत-धारा तीव्रता मापी जा सकती है।



चित्र 7: QSB34CGR स्पेक्ट्रम संवेदनशीलता

## 2.2 माइक्रोकंट्रोलर

माइक्रोकंट्रोलर( $\mu$ C) ADC के माध्यम से लाल और इन्फ्रारेड प्रवर्धित सिग्नल को पढ़कर  $\text{SpO}_2$  की गणना के ऐल्गोरिद्म के लिए जिम्मेदार है। इसके अलावा यह निम्नलिखित कार्य करता है:

- गणना की गई  $\text{SpO}_2$  और दिल की धड़कन दिखाने के लिए OLED 128x64 डिस्प्ले के साथ इंटरफेस।
- DACs के साथ इंटरफेस।

इस डिज़ाइन में Atmega4808 का उपयोग किया गया है।

## 2.3 दोहरी DAC

दोहरी डिजिटल से एनालॉग कनवर्टर (DAC) - MCP47FEB02A0 डिज़ाइन में उपयोग किया गया है।

- DAC1 की आवश्यकता है ताकि  $\mu$ C DAC को LED करंट सेट करने के लिए आवश्यक नियंत्रण वोल्टेज उत्पन्न करने का निर्देश दे सके।
- DAC2 सिग्नल से DC को हटाने के लिए डिफ़ैस एम्पलीफायर चरण के लिए एक इनपुट प्रदान करता है।

## 2.4 Leds

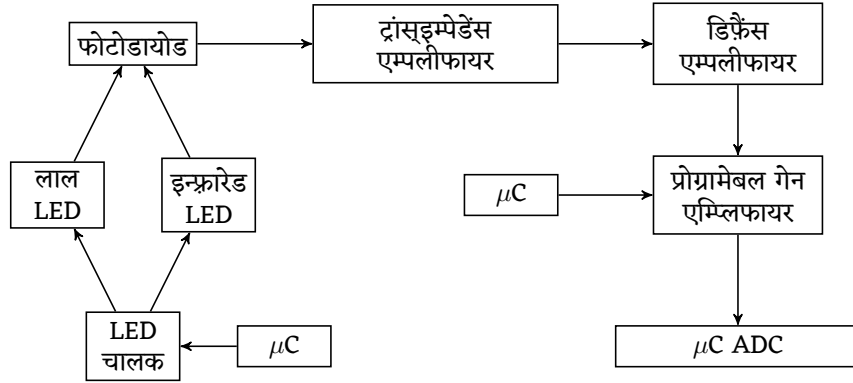
रोशनी के लिए अच्छे led का चयन करना महत्वपूर्ण है, निम्नलिखित कारण अच्छी सिग्नल प्रतिक्रिया सुनिश्चित करते हैं:

- कम फैलाव और त्वचा में गहरी प्रवेश के लिए संकीर्ण दृश्य कोण।
- क्लियर lens समकोण पैकेज - ताकि उंगली आराम से led पर बैठ सकें।
- उच्च दीप्तिमान शक्ति।

मैंने 3mm/5mm कि सामान्य leds का उपयोग किया। 5mm कि इन्फ्रारेड led सर्कुलर क्लियर पैकेज में और 5mm डिफ्यूज्ड पैकेज में लाल led का इस्तेमाल किया डिज़ाइन में। इसके कारण R अनुपात सही नहीं हो रहा था। एक स्वस्थ व्यक्ति के रूप में, मुझे R की रीडिंग 0.6 के आसपास मिल रही थी, जबकि यह 0.4 के आसपास होनी चाहिए। इसलिए मुझे ऐल्गोरिद्म को समायोजित करने के लिए स्केलिंग कारक का उपयोग करना पड़ा। इस संबंध में प्रोग्राम कोड में एक कमेंट लिखा गया है।

Vishay Semiconductor VSMD66694 एक उपयुक्त led हो सकती है आक्सीमीटर के लिये।

### 3 सर्किट डिज़ाइन



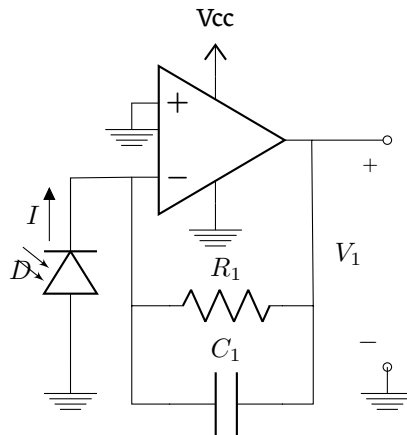
चित्र 8: सिस्टम ब्लॉक आकृति

ब्लॉक आकृति का जिक्र करते हुए, उपखंड नीचे विभाजित हैं जो सर्किट और संबंधित आसिलोस्कोप ट्रेस आउटपुट दिखाते हैं।

#### 3.1 फ्रंट एंड

##### 3.1.1 ट्रांसइम्पेडेंस भाग

फोटोडायोड के करंट को आनुपातिक वोल्टेज में बदलने की आवश्यकता होती है ताकि अंततः माइक्रोकंट्रोलर  $\text{SpO}_2$  की गणना के लिए ADC का उपयोग करके वोल्टेज को डिजिटल मान में परिवर्तित कर सके। इसे प्राप्त करने के लिए एक साधारण ट्रांजिम्पेडेंस एम्पलीफायर कॉन्फिगरेशन का उपयोग किया गया है:



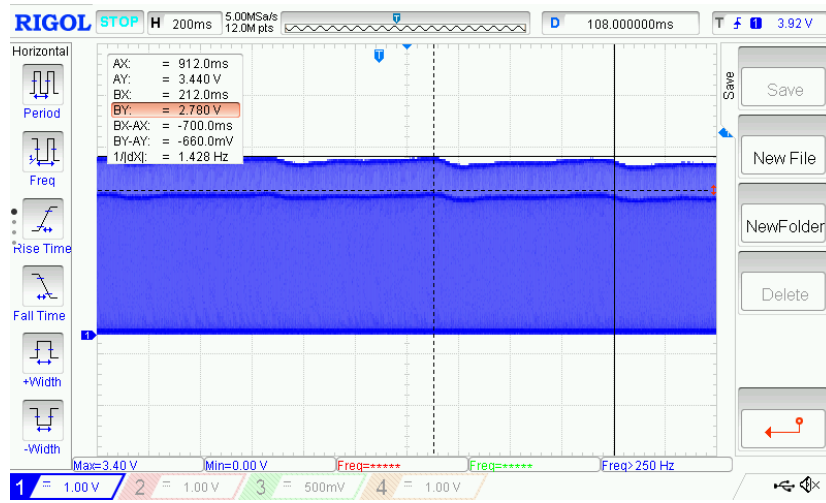
Led की तीव्रता के अनुसार, यदि फोटोडायोड में  $10\mu\text{A}$  का करंट उत्पन्न होता है, और

$R = 100\text{K}\Omega$ , ओम के नियम के अनुसार,  $V_1 = 1\text{ V}$ । कैपेसिटर का उपयोग पल्स कि लो-पास फ़िल्टरिंग के लिए किया जाता है। कट ऑफ आवृत्ति होगी:

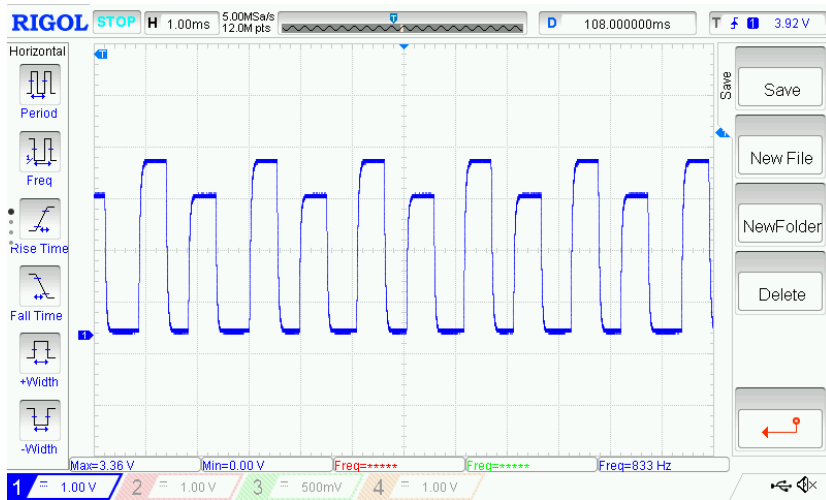
$$F_c = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (5)$$

यदि  $R_1=576\text{K}\Omega$ ,  $C_1 = 33\text{pF}$ ,

$$F_c \approx 8.3\text{ kHz}$$



(a)  $V_1$



(b)  $V_1$  ज़ूम

चित्र 9:  $V_1$  ऑसिलोस्कोप ट्रेस (लाल & इन्फ्रारेड क्रमिक रूप से स्पंदित)

चूंकि led क्रमिक रूप से तेज दर के साथ ऑन-ऑफ होते हैं, इसलिए पल्स एक वर्ग तरंग की तरह दिखाई देगा। हमें led को स्पंदित करने के लिए इस कट-ऑफ के  $1/10^{\text{th}}$  से कम पल्स फ्रीक्वेंसी का उपयोग करने होगा ताकि इसके सभी उच्च-आवृत्ति घटकों के साथ वर्ग तरंग स्पष्ट रूप से दिखाई दे और फ़िल्टर न हो।

$$F_p = 500 \text{ Hz}$$

यह ट्रेस में देखा जा सकता है, डीसी स्तर के उपर 2 PPG सिग्नल मौजूद हैं। उच्च आयाम इन्फ्रारेड स्पंदन का परिणाम है, जबकि निचला आयाम लाल का है। चूंकि चोटियाँ हृदय गति के अनुरूप होती हैं, ट्रेस अनुसार यह 1.42/सेकंड या 85BPM है। सिग्नल का निर्माण करने वाली व्यक्तिगत स्पंद को चित्र 9b में देखा जा सकता है। ज्ञात रेड सिग्नल का आयाम इन्फ्रारेड से कम है, इसके कारण है:

- इन्फ्रारेड कि जादा तीव्रता उच्च इन्फ्रारेड करंट के कारण।
- फोटोडायोड की लाल संवेदनशीलता इन्फ्रारेड संवेदनशीलता का 80% है।
- इन्फ्रारेड त्वचा में लाल से अधिक गहराई तक प्रवेश करता है, इसलिए फोटो-डायोड पर बेहतर इन्फ्रारेड प्रतिक्रिया दिखाई देती है[2]।

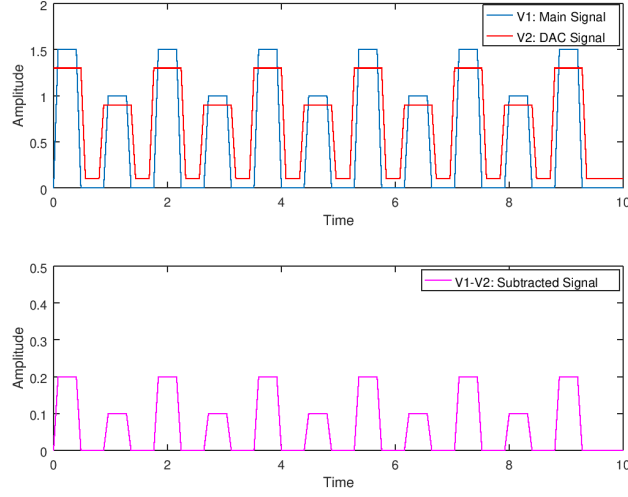
इसलिए एक उपयुक्त सिग्नल प्राप्त करने के लिए आवश्यक है led की तीव्रता को बढ़ाना ताकि PPG सिग्नल का आयाम उच्च हो सके।

### 3.1.2 डिफ़ैस एम्प्लीफायर

PPG सिग्नल को उपयुक्त स्तर तक बढ़ाने की जरूरत है ताकि सिग्नल को बेहतर ढंग से डिजिटाइज करने के लिए पूर्ण पैमाने पर ADC रेंज का उपयोग किया जा सके। अभी, PPG सिग्नल का आयाम काफी कम है और डीसी स्तर अधिक है।  $\mu\text{C}$  DC को पढ़ सकता है और आर मूल्य गणना के लिए स्टोर कर सकता है, हमें केवल AC भाग को बढ़ाना होगा जो सिग्नल का एक आवरण है। प्रत्यक्ष बढ़ोतरी से डीसी स्तर भी प्राप्त होगा, क्योंकि आवश्यक संकेत इसके ऊपर सवार है। यह ऑप एंप को संतृप्त करेगा और बढ़ोतरी स्तर की सीमा काफी कम होगी।

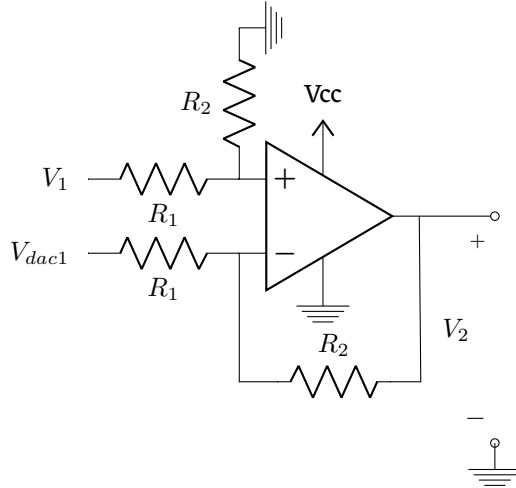
यदि हम DC स्तर को पूरे सिग्नल से घटा सकें, तो केवल AC ही रहेगा जिसके स्तर को आसानी से आगे बढ़ाया जा सकता है। यह DC संकेत उत्पन्न करने के लिए 8 बिट डिजिटल से एनालॉग कनवर्टर (DAC) के साथ एक डिफ़ैस एम्प्लीफायर का उपयोग यहां किया गया है। चूंकि लाल और इन्फ्रारेड के अलग-अलग स्तर होते हैं, इसलिए DAC द्वारा स्पंदित आवृत्ति के अनुसार अलग-अलग डीसी स्तर उत्पन्न होते हैं।

जैसा कि चित्र 10 में दिखाया गया है, Octave में उत्पन्न एक प्लॉट आवश्यक सिग्नल और डिफ़ैस सिग्नल के घटाव को दर्शाता है। अब इस अंतर को और आगे बढ़ाया जा



चित्र 10: डिफरेंस एम्पलीफायर का प्रभाव

सकता है। डिफरेंस सिग्नल की पल्स चौड़ाई आवश्यक सिग्नल से थोड़ी बड़ी होती है ताकि आउटपुट सिग्नल में किनारों पर कोई स्पाइक न हो। डिफरेंस सिग्नल का निचला स्तर 0V से थोड़ा ऊपर है, जिससे अंतर हमेशा आवश्यक सिग्नल के 0V क्षेत्र में नकारात्मक हो और चूंकि ओप-अम्प एकल आपूर्ति पर परिचालन कर रहा है, इसलिए आउटपुट यहां 0V होगा।



$$V_2 = \frac{R_1}{R_1} (V_1 - V_{dac1})$$

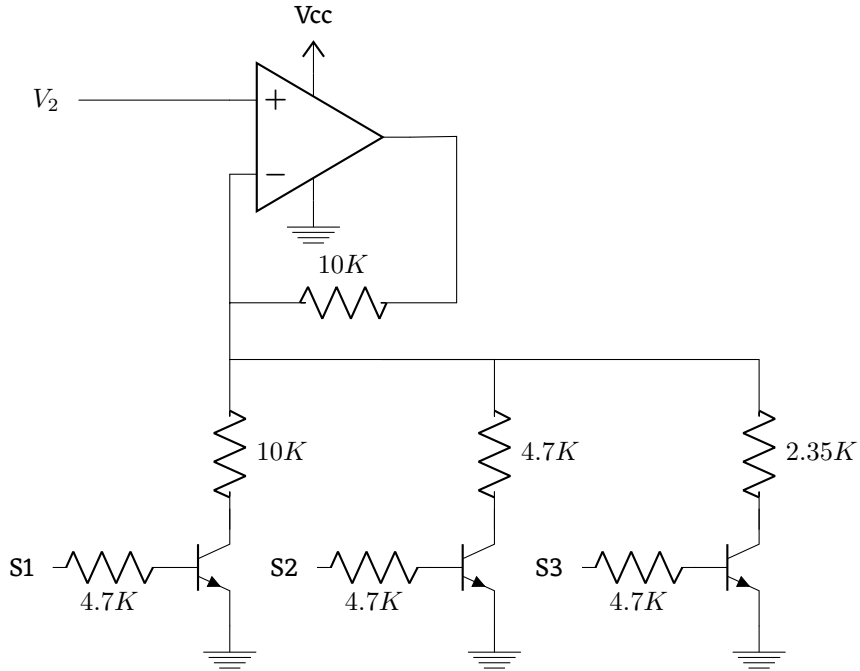
यदि,  $R_1 = 10K$ ,

$$V_2 \approx V_1 - V_{dac1}$$

### 3.1.3 प्रोग्रामेबल एम्पलीफायर

सिगनल को बढ़ाना आवश्यक हो जाता है क्योंकि त्वचा की टोन, सेंसर के साथ अनुचित उंगली संपर्क या किसी भी त्वचा रंजकता[3] से सिगनल में क्षीणन होता है। यह चरण चयन योग्य परिवर्तनीय लाभ प्रदान करता है जिसे माइक्रोकंट्रोलर द्वारा निर्धारित किया जा सकता है।

$\mu C$  निर्धारित करेगा कि किस स्तर के प्रवर्धन की आवश्यकता है और संबंधित सिगनल पिन को उच्च ड्राइव करेगा ताकि संबंधित अवरोध चयनित हो जाए।

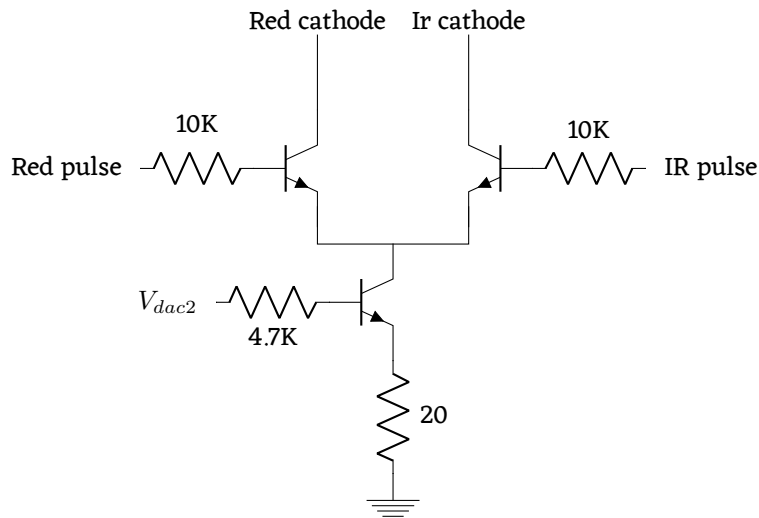


स्विच	बढ़त
सभी बंद	1
S1	2
S2	3
S1+S2	4
S3	5
S1+S3	6
S2+S3	7



### 3.2 LED चालक

जैसा कि पहले चर्चा की गई थी, ट्रांसड्यूसर्स चरण के बाद सिगनल स्तर बहुत कम हो सकता है। led ड्राइवर को आवश्यकतानुसार led के करंट बढ़ाना की जरूरत है। निम्नलिखित सर्किट का उपयोग वोल्टेज नियंत्रित करंट स्रोत के रूप में किया गया है, वोल्टेज को DAC सेट करता है  $\mu C$  के निर्देशन पे।



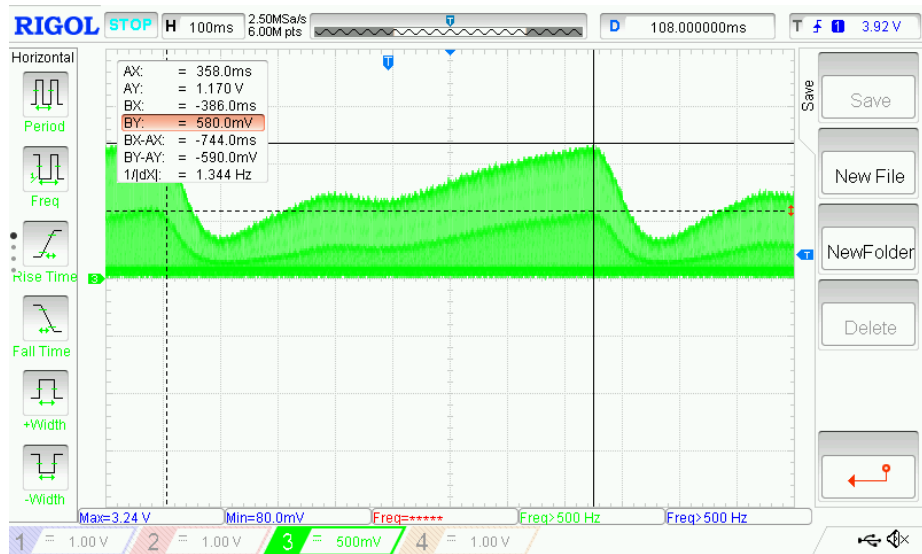
जब भी लाल/इन्फ्रारेड पल्स सक्रिय होता है, तो led एकल पुल विन्यास द्वारा सक्रिय हो जाते हैं, संबंधित लाल/इन्फ्रारेड led सक्रिय हो जाते हैं ( $V_{cc}$  से जुड़े led एनोड)। करंट की मात्रा  $V_{dac2}$  &  $R_{L1}$  पर निर्भर करेगी।

$V_{dac2}$  भी स्पंदित आवृत्ति के अनुसार लाल और इन्फ्रारेड के लिए अलग-अलग सेट किया जायेगा। यदि सिग्नल का पता लगाने के लिए तीव्रता पर्याप्त नहीं हो, तो  $V_{dac2}$  को बढ़ाना आवश्यक है।  $\mu C$  थ्रेसहोल्ड का निर्धारण करेगा और उसके अनुसार नियंत्रण वोल्टेज को संशोधित करेगा।

प्रोग्रामेबल एम्पलीफायर चरण के बाद अंतिम आउटपुट नीचे दिखाया गया है। प्राप्त PPG सिग्नल - लाल और इन्फ्रारेड स्पष्ट रूप से दिखाई दे रहे हैं और एक उपयुक्त स्तर पर है जिसे ADC को भेजा जा सकता है ऐल्गोरिद्म में उपयोग के लिये।



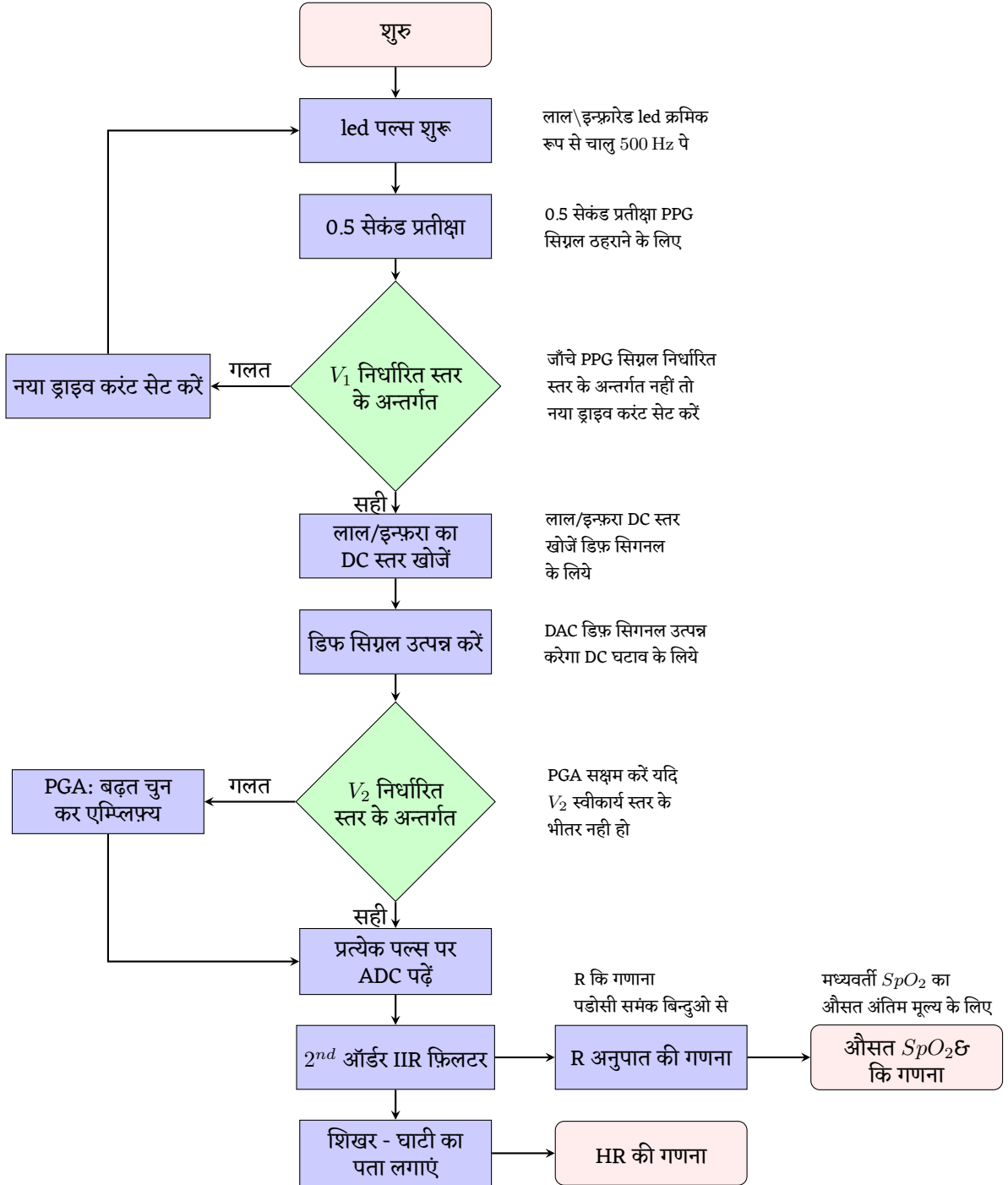
(a) अंतिम आउटपुट - हरा,  $V_1$  - नीला



(b) अंतिम आउटपुट का माप

चित्र 11: अंतिम आउटपुट

## 4 ऐलोरिद्ध



चित्र 12: योजना प्रवाह

## 4.1 IIR फ़िल्टर

ADC से पड़े सिगनल में शोर हो सकता है, यदि यह सिगनल सीधे शिखर - घाटी की खोज में प्रयोग कर दिया गया, तो बहुत सारी शिखर - घाटी सटीक रूप से नहीं मिलेगा शोर के कारण। इसलिये यह ज़रूरी है कि शोर को न्यूनतम करा जा सके। एक 2<sup>nd</sup> ऑर्डर IIR फ़िल्टर सिगनल को सुचारु करने के लिए पर्याप्त है। अंतर समीकरण के रूप में 2<sup>nd</sup> ऑर्डर IIR ट्रांसफर फ़ंक्शन नीचे दिया गया है:

$$y_i = b_1 * x_i + b_2 * x_{i-2} - a_2 * y_{i-1} + b_3 * x_{i-1} - a_3 * y_{i-2}$$

जाहा,

$y_i$ : मौजूदा आउटपुट

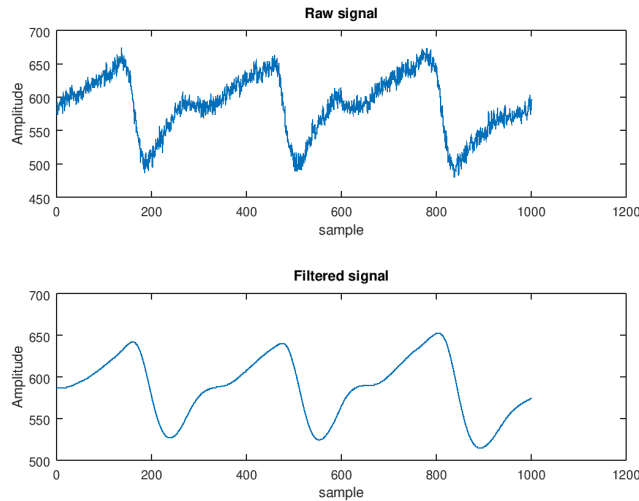
$y_{i-1}$ : पिछला आउटपुट

$y_{i-2}$ :  $y_{i-1}$  का पिछला आउटपुट

$x_i$ : मौजूदा इनपुट

$x_{i-1}$ : पिछला इनपुट

$x_{i-2}$ :  $x_{i-1}$  का पिछला इनपुट



चित्र 13: 2<sup>nd</sup> ऑर्डर बटरवर्थ IIR फ़िल्टर

Octave's *butter* function<sup>2</sup> का प्रयोग लो पास कॉन्फ़िगरेशन के लिए स्थानांतरण फ़ंक्शन गुणांक प्राप्त करने के लिए किया गया था। Sampling आवृत्ति 500Hz और cut-off 3.3Hz (अधिकतम HR 200 के लिये) दिया गया था। गुणांक मान:

<sup>2</sup><https://octave.sourceforge.io/signal/function/butter.html>

$$a_2 = -1.94137, a_3 = 0.94304$$

$$b_1 = b_3 = 4.1762e - 04$$

$$b_2 = 8.3523e - 04$$

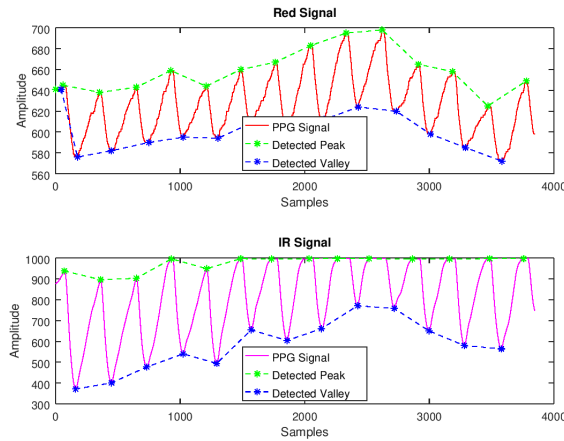
फ़िल्टर के प्रदर्शन को स्पष्ट करने के लिए, ADC से लाल सिग्नल लिया गया था, फ़िल्टर समीकरण लागू किया गया था Octave में। जैसा कि चित्र 13 में देखा गया है, फ़िल्टर शोर को दबाने में काफ़ी प्रभावी है और एक सहज आउटपुट<sup>3</sup> उत्पन्न करता है।

## 4.2 हृदय गति

हृदय गति गणना mountaineer's method for peak detection (MMPD)[4] ऐल्गोरिद्म से करी गयी है।

इस पद्धति में, प्रत्येक बिन्दु के लिए ढलान की गणना की जाती है और जैसे-जैसे ढलान सकारात्मक से ऋणात्मक में बदलता है, बिन्दु एक शिखर के अनुरूप होगा। इसी तरह एक ढलान का ऋणात्मक से सकारात्मक में परिवर्तन एक घाटी होगा। सकारात्मक या ऋणात्मक लगातार ढलानों के लिए एक गिनती भी ली जाती है और एक पूर्व निर्धारित मूल्य के साथ तुलना की जाती है जो ऐल्गोरिद्म की सुधार करने के लिए प्रत्येक ज्ञात शिखर के साथ अद्यतन होता है।

एक टाइमर शिखर टाइमिंग को स्टोर करेगा और लगातार चोटियों के बीच समय का अंतर हृदय गति (HR) के अनुरूप होगा।



चित्र 14: डेटा पर लागू ऐल्गोरिद्म

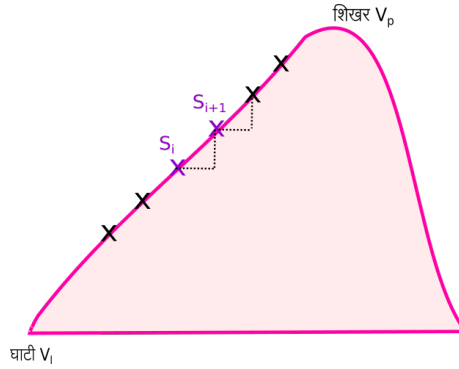
<sup>3</sup>वास्तविक प्रोग्राम में केवल 1<sup>st</sup> ऑर्डर फ़िल्टर लागू किया गया था क्योंकि वह अच्छा काम कर रहा था, लेकिन उपयुक्त फ़िल्टरिंग प्रदर्शन के लिए 2<sup>nd</sup> ऑर्डर फ़िल्टर होना बहुत बेहतर है।

### 4.3 SpO<sub>2</sub> गणना

जैसा कि पहले समीकरण (4) में देखा गया है:

$$R = \frac{V_{p2} - V_{l2}}{DC_2} / \frac{V_{p1} - V_{l1}}{DC_1}$$

हम R की गणना के लिए सिग्नल के वास्तविक शिखर और घाटियों का उपयोग नहीं करना चाहते हैं क्योंकि यह हृदय गति पर निर्भर है और यदि औसत निकाला जाये इस गणना से विभिन्न बिंदुओं के लिए तो अंतिम SpO<sub>2</sub>% प्रपात करने में देरी होगी। इसलिए एक वजन औसत विधि[9] का उपयोग किया जाता है, जहां तात्कालिक SpO<sub>2</sub>% की गणना पड़ोसी बिंदुओं के लिए की जाती है और एक साथ औसत करी जाती है। यह सुनिश्चित करता है कि कई तात्कालिक मूल्य प्राप्त होते हैं जिन्हें अंतिम मूल्य प्राप्त करने के लिए औसत किया जा सकता है। इस विधि में निम्नलिखित चरणों को क्रम में किया जाता है:



चित्र 15: तात्कालिक SpO<sub>2</sub> के लिये चयनित बिन्दु

1. लाल और इन्फ्रारेड बिन्दुओं के क्रमागत नमूनों के बीच R प्राप्त करना होगा:  $S_{i+1}$  &  $S_i$ .

$$R = \frac{S_{i+1} - S_i}{DC_2} / \frac{S_{i+1} - S_{i-1}}{DC_1}$$

इस R मान के साथ SpO<sub>2</sub> खोजें, जो एक विशिष्ट संबंध वक्र समीकरण का उपयोग करके प्राप्त किया जा सकता है जैसा कि चित्र 4 में देखा गया था:

$$SpO_2 = -25 * R + 110;$$

2. वर्तमान औसत के आधार पर इस SpO<sub>2</sub> को भार दें। यदि यह तात्कालिक SpO<sub>2</sub> औसत से कम है, तो कम भार निर्दिष्ट करें। यदि औसत के करीब है, तो अधिक भार निर्दिष्ट करें।

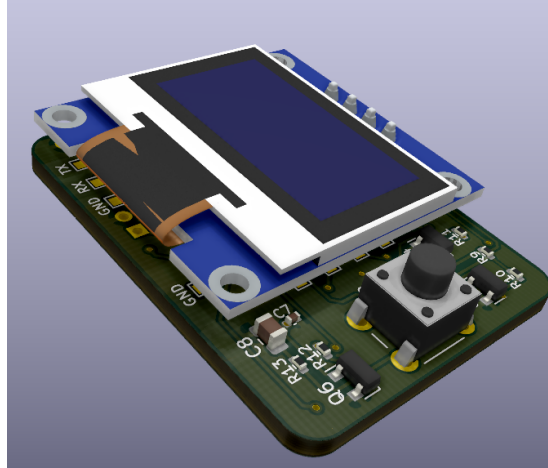
3. 20 बिन्दुओं के लिए भार सौंपे जाने के बाद, एक भारित औसत की गणना करें। इस भारित औसत को स्टोर करें।
4. चरण 1 पर पुनराारंभ करें और ऐसे 10 पुनरावृत्तियों को निष्पादित करें।
5. 10 पुनरावृत्तियों के बाद, प्रत्येक पुनरावृत्ति में परिकलित भारित औसत का औसत करें। यह अंतिम  $SpO_2$  बन जाता है। इस मान को वर्तमान  $SpO_2$  औसत से अपडेट करें जिसका उपयोग भार निर्दिष्ट करने के लिए किया जाता है।

इस एल्गोरिथम का विस्तृत विवरण में मौजूद है - Pulse Oximetry: Analysis of Theory, Technology and Practise[9]

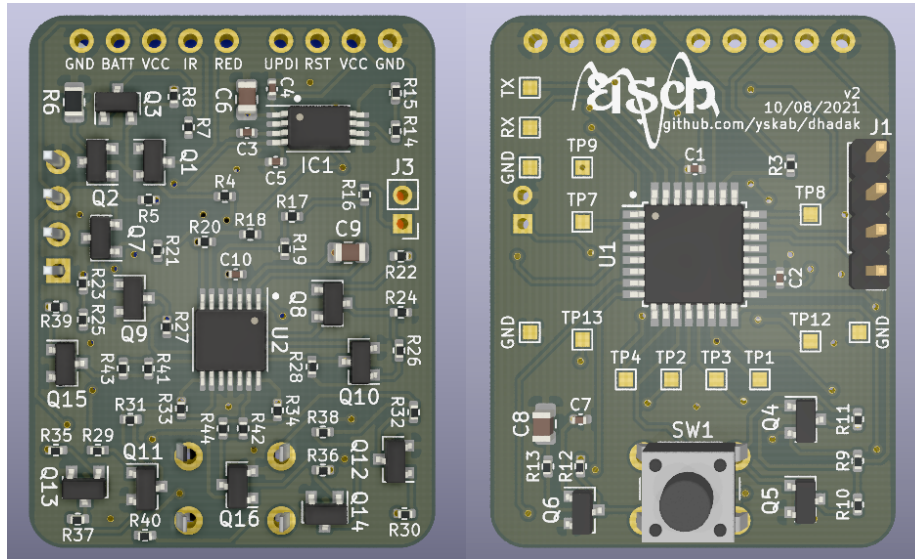
अंत में, प्रत्येक 5 सेकंड में एक OLED डिस्प्ले पर  $SpO_2\%$  और HR का मान प्रदर्शित किया जाता है।

## 5 पीसीबी व एन्क्लोज़र

### 5.1 पीसीबी



चित्र 16: पूर्ण पीसीबी



(a) पीसीबी पिछला भाग

(b) पीसीबी अग्र भाग

चित्र 17: पीसीबी के चित्र

पीसीबी डिजाइन को 2 परतों पर पूरा किया गया था जिसमें अधिकांश अंशों को पीछे की तरफ रखा गया था ताकि उन्हें डोसा पैन पर आसानी से री-फ्लो किया जा सके। सामने की तरफ के सभी अंशों को हाथ से सोल्डर किया जाना है।



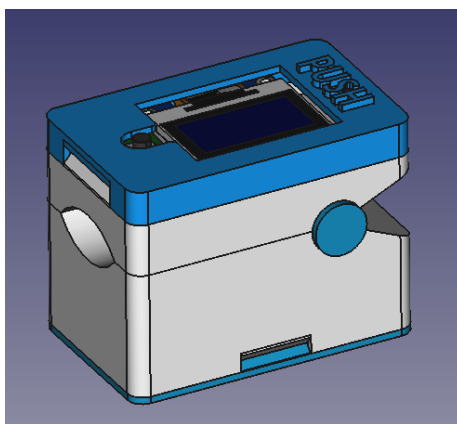
- डिवाइस को संचालित करने के लिए एक सॉफ्ट लैच पावर ऑन/ऑफ स्विच सर्किट भी शामिल है।
- UPDI इंटरफ़ेस के माध्यम से  $\mu C$  को प्रोग्राम करने के लिए एक प्रोग्रामिंग हेडर भी लगाया गया था।
- Led, बैटरी और फोटोडायोड को जोड़ने के लिए कनेक्शन हेडर बनाये गए हैं जो एन्क्लोज़र के निचले हिस्से पर मौजूद होंगे।
- OLED डिस्प्ले के लिये हेडर।

जांच के लिए आसान पहुंच और ऑसिलोस्कोप पर संकेतों को देखने के लिए सामने की तरफ पर्याप्त परीक्षण बिंदु जोड़े गए थे।

पीसीबी साइज को OLED डिस्प्ले मॉड्यूल के बराबर रखने के लिए 0402 साइज रेसिस्टर्स/कैपेसिटर का इस्तेमाल किया गया।

## 5.2 एन्क्लोज़र

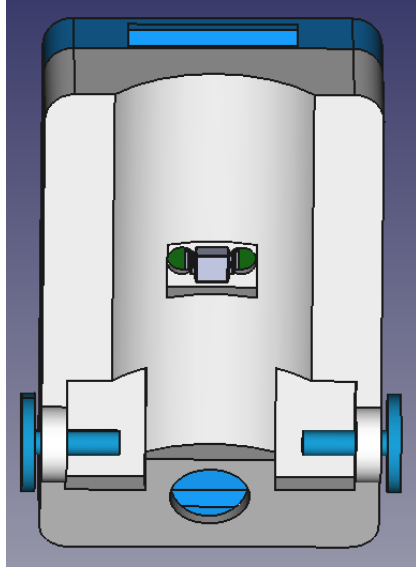
एन्क्लोज़र को एक सरल ऑक्सीमीटर से संदर्भ लेते हुए डिज़ाइन किया गया था जिसमें शीर्ष पर डिस्प्ले & PCB, निचला भाग पर फिंगर इंसर्ट और बैटरी कंपार्टमेंट है।



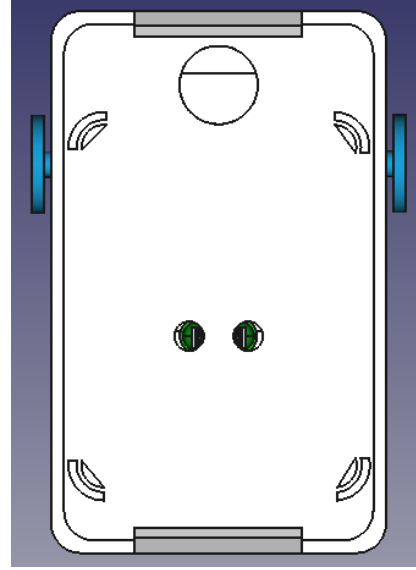
चित्र 18: पूर्ण एन्क्लोज़र

उपरि भाग पर फोटोडायोड और निचले में led एक चिंतनशील सेट अप में मौजूद है।

उंगली को सुरक्षित करना एक महत्वपूर्ण हिस्सा है क्योंकि किसी भी तरह के डगमगाने या अनुचित संपर्क से सिग्नल की गुणवत्ता और गणना किए गए मापदंडों में गिरावट आ सकती है। उंगली पर एक मजबूत दबाव प्राप्त करना जरूरी है जो इसे स्थिर रखेगा, इसीलिये रोटेशन तंत्र में एक सेफ्टीपिन (क्लिप भाग को हटाकर) का उपयोग किया गया है।

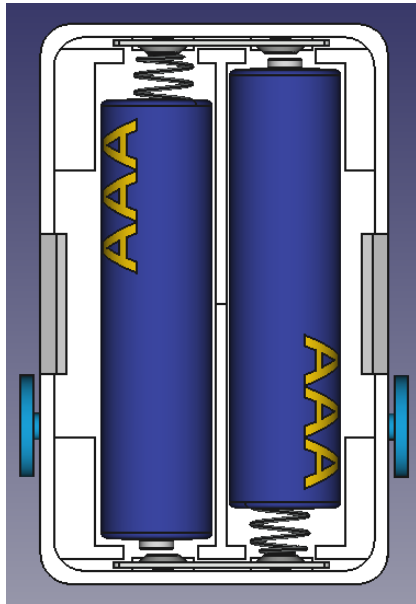


(a) फोटोडायोड कम्पार्टमेंट

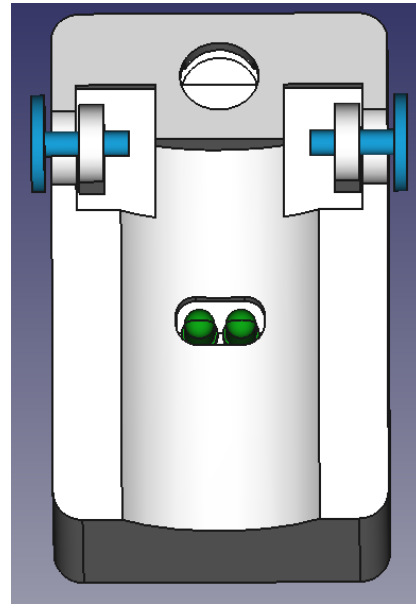


(b) पीसीबी के लिए स्पेसर

चित्र 19: उपरि भाग



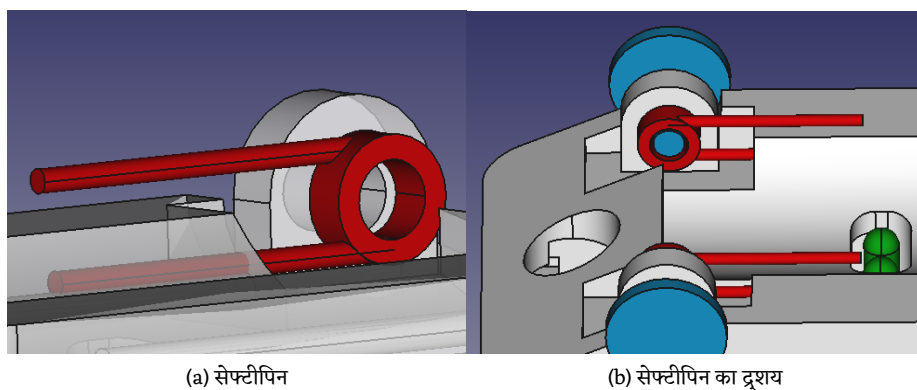
(a) बैटरी कम्पार्टमेंट



(b) Led कम्पार्टमेंट

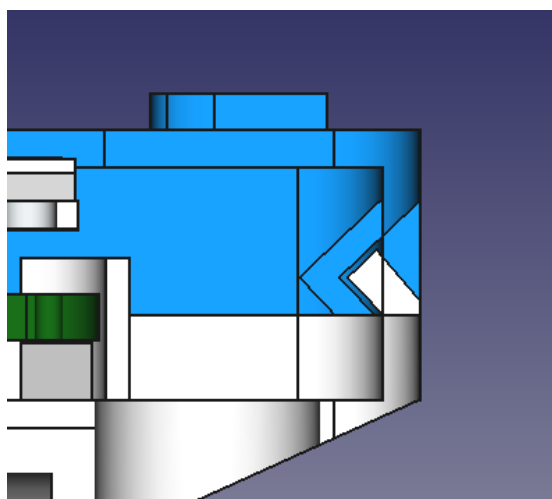
चित्र 20: निचला भाग

निष्क्रिय स्थिति में, सेफ्टीपिन (पिन) प्राकृतिक गैर-विस्तारित अवस्था में होगा इसलिए दोनों भाग बंद हो जाएंगे। जब उंगली डाली जायेगी, उपरि हिस्से को उठना होगा रोटेशन



चित्र 21: सेफ्टीपिन निचले भाग में

तंत्र के माध्यम से जभी उंगली अंदर जाएगी। इस से पिन उपरी भाग को उंगली पर नीचे धकेलेगा जिससे फोटोडायोड के साथ अच्छा संपर्क सुनिश्चित होगा और एक मजबूत पकड़ बनेगी।



चित्र 22: स्ट्रैप फिट क्रॉस-सेक्शन

स्ट्रैप फिट तत्वों को लागू किया गया है जिससे जब भी आवश्यक हो कवर भागों को फिट करना और निकालना आसान हो सके।

## 6 हवाले

- [1] Hartmann Vera, Liu Haipeng. *Quantitative Comparison of Photoplethysmographic Waveform Characteristics: Effect of Measurement Site* Frontiers in Physiology , vol 10 (2019) <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2019.00198>
- [2] Ash, Caerwyn et al. *Effect of wavelength and beam width on penetration in light-tissue interaction using computational methods*. Lasers in medical science vol. 32,8 (2017): 1909-1918. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5653719/>
- [3] Feiner, John R. MD, Severinghaus. *Dark Skin Decreases the Accuracy of Pulse Oximeters at Low Oxygen Saturation* December 2007 - Volume 105 - Issue 6 - p S18-S23 [https://journals.lww.com/anesthesia-analgesia/Fulltext/2007/12001/Dark\\_Skin\\_Decreases\\_the\\_Accuracy\\_of\\_Pulse.4.aspx](https://journals.lww.com/anesthesia-analgesia/Fulltext/2007/12001/Dark_Skin_Decreases_the_Accuracy_of_Pulse.4.aspx)
- [4] Argüello-Prada, Erick Javier. *The mountaineer's method for peak detection in photoplethysmographic signals*. Revista Facultad De Ingenieria-universidad De Antioquia 2018 (2019): 42-50 <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:116767900>
- [5] Santiago Lopez, Freescale Semiconductor. *Pulse Oximeter Fundamentals and Design* Document Number: AN4327, Rev. 2, 11/2012 <https://www.nxp.com/docs/en/application-note/AN4327.pdf>
- [6] Praveen Aroul, Texas Instruments. *Miniaturized Pulse Oximeter Reference Design* User's Guide and Test Report TIDA-00311 <https://www.ti.com/lit/pdf/tidu542>
- [7] Zhang Feng, Microchip Technology Inc. *Pulse Oximeter Design Using Microchip's Analog Devices and dsPIC® Digital Signal Controllers (DSCs)* AN1525, 04/28/2015 <http://ww1.microchip.com/downloads/en/Appnotes/00001525B.pdf>
- [8] Dr. Neil Townsend, Department of Engineering Science, University of Oxford. *C3B Medical Electronics Lecture Notes* [https://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med\\_elec/notes6.pdf](https://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med_elec/notes6.pdf)

- [9] Michael W. Wukitsch, BA, Michael T. Petterson. *Pulse Oximetry: Analysis of Theory, Technology and Practice* <https://doi.org/10.1007/BF01617328>

## 7 समापन टिप्पणियाँ

मैंने पूरी प्रक्रिया के दौरान विशेष रूप से [5], [6], [7], [8], [9] दस्तावेजों का व्यापक रूप से अध्ययन किया था कमियों को दूर करने और डिजाइन में सुधार/पुनरीक्षण करने के लिए।

इस प्रोजेक्ट को पूरा करने से मुझे एक डिजाइन के नज़रिए से बहुत सी चीज़ें सीखने को मिली और साथ ही उन उत्पादों के लिए बहुत सम्मान बड़ा जिनका मैं रोज उपयोग करता हूँ, जाहा बड़ी संख्या में मापदंडों को जाँचा जाता है और यह सुनिश्चित किया जाता है कि प्रोडक्ट सही काम करता हो।

ग्रह प्रोजेक्ट बनाने में मुझे 7 महिने लगे और औसत 20 घंटे प्रति हफ्ता काम किया इस पर। इस दौरान मेने 3 वर्जन बनाये, यह लेख तीसरे वर्जन पर आधारित है। इस वर्जन में और भी सुधार किया जा सकता है इसीलिये प्रोजेक्ट डायरेक्टरी में एक लिखन मौजूद है जाहा सारे सुधारो और मौजूदा कमियों को लिखा गया है। मे इन पर आगे काम नही करना चाहूंगा क्योंकि जिन कारणों से इस प्रोजेक्ट को शुरू किया था, उनकी पुरती हो गई है:

- एक प्रोजेक्ट सम्भालना और उसे शुरू से अंत तक खत्म करना। साथ ही 2 भाशाओ में इसका लेखन करना।
- प्रोजेक्ट का एक YouTube ब्लॉग।

मैंने अतीत में इनमें से कुछ भी नहीं किया था इसलिए इस परियोजना को पूरा करने के लिए मुझे खुद को बदलने की आवश्यकता थी। इस यात्रा से मैंने जो सबसे महत्वपूर्ण सबक सीखे हैं वे हैं:

- कभी भी किसी ऐसी चीज़ को जो मुश्किल या पहुंच से बाहर लगती है, उस पर काम करने के अपने निर्णय पर विचार न करना। आप कुछ भी नहीं जानते हैं, इसलिए सब कुछ मुश्किल होगा, लेकिन यह मुश्किल, किसी काम को करने के चुनाव का आधार नहीं बननी चाहिये।
- संगतता। डिज़ाइन के साथ कई मुद्दे थे जो मुझे सप्ताहांत पर मिले, जो बाद में अगले सप्ताहांत में हल हो गए, क्योंकि इसमें निरंतरता थी और मैं हर दिन उस समस्या से जुड़ा था।

मैं अब इस दस्तावेज़ को समाप्त करता हूँ। यदि आपके पास कोई सुझाव या टिप्पणी है, तो आप मुझसे Twitter @yskabhijeet पर संपर्क कर सकते हैं।