



SENAI CIMATEC

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MODELAGEM

COMPUTACIONAL E TECNOLOGIA INDUSTRIAL

Mestrado em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial

Dissertação de mestrado

**Desenvolvimento de um Protótipo de Oxímetria de
Pulso de Baixo Custo com Tecnologia Open Source**

Apresentada por: Elton Borges de Sena Barreto

Orientador: Marcelo Albano Moret Simões Gonçalves

Co-orientador:

Novembro de 2014

Elton Borges de Sena Barreto

Desenvolvimento de um Protótipo de Oxímetria de Pulso de Baixo Custo com Tecnologia Open Source

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial, Curso de Mestrado em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial do SENAI CIMATEC, como requisito parcial para a obtenção do título de **Mestre em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial**.

Área de conhecimento: Sistemas Complexos

Orientador: Marcelo Albano Moret Simões Gonçalves

Salvador
SENAI CIMATEC
2014

Nota sobre o estilo do PPGMCTI

Esta dissertação de mestrado foi elaborada considerando as normas de estilo (i.e. estéticas e estruturais) propostas aprovadas pelo colegiado do Programa de Pós-graduação em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial e estão disponíveis em formato eletrônico (*download* na Página Web http://ead.fieb.org.br/portal_faculdades/dissertacoes-e-teses-mcti.html ou solicitação via e-mail à secretaria do programa) e em formato impresso somente para consulta.

Ressalta-se que o formato proposto considera diversos itens das normas da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), entretanto opta-se, em alguns aspectos, seguir um estilo próprio elaborado e amadurecido pelos professores do programa de pós-graduação supracitado.

SENAI CIMATEC

Programa de Pós-graduação em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial

Mestrado em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial

A Banca Examinadora, constituída pelos professores abaixo listados, leu e recomendou a aprovação [com distinção] da Dissertação de mestrado, intitulada “Desenvolvimento de um Protótipo de Oxímetria de Pulso de Baixo Custo com Tecnologia Open Source”, apresentada no dia 24 de novembro de 2014, como requisito parcial para a obtenção do título de **Mestre em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial**.

Orientador:

Prof. Dr. Marcelo Albano Moret Simões Gonçalves
SENAI CIMATEC

Membro interno da Banca:

Prof. Dr. Gilney Figueira Zebende
SENAI CIMATEC

Membro externo da Banca:

Prof^a. Dr^a Zilma Silveira Nogueira Reis
Universidade Federal de Minas Gerais

Dedico este trabalho a Deus, que permitiu que tudo pudesse ser realizado.

A minha mãe, Teresinha, pelo apoio incondicional em todos os momentos.

Ao meu pai, Celso, pela compreensão e incentivo ao longo da minha trajetória.

A minha esposa, Sureia, que me apoiou de diversas maneiras durante esta importante etapa da minha vida.

A minha tia Divane, pelo apoio em vários momentos importantes.

Agradecimentos

Ao meu orientador, Prof. Rodney Nascimento Guimarães, por seu grande estímulo, paciência, apoio e franqueza durante todo o processo de realização deste trabalho. O Prof. Rodney estimulou muito meu aprendizado através do seu ensino, uma das grandes lições que aprendi, além de ser um grande pesquisador. Meu respeito e minha admiração.

Ao Prof. Marcelo Moret, que deu o grande apoio para a finalização deste trabalho.

A FAPESB, pelo auxílio financeiro que fez dessa jornada algo mais possível.

Ao pessoal do laboratório de Micro Eletrônica, pelos vários modos de contribuição.

Aos professores e colegas das disciplinas que eu cursei no Senai Cimatec, pela boa acolhida recebida. Muitas pessoas colaboraram para que fosse possível se realizar esse trabalho. A todas meu reconhecimento e gratidão.

Salvador, Brasil
24 de novembro de 2014

Elton Borges de Sena Barreto

Resumo

A monitorização contínua de sinais vitais, como a frequência cardíaca e o nível de saturação de oxigênio no sangue é de suma importância para o paciente em situações que envolvam risco a seu estado de saúde. A alteração do grau potencialmente perigoso de hipóxia se dá a partir de situações em que a saturação de oxigênio atinge níveis inferiores durante um período longo, podendo evoluir para casos de dessaturação mais graves. As causas mais comuns da hipóxia são as anormalidades de ventilação e perfusão. O Oxímetro de Pulso desenvolvido neste trabalho apresenta características não-invasivas, para o processo de monitorização contínua, associadas a tecnologia de baixo custo, baseada em Hardware Livre para que todos os interessados tenha a liberdade de usá-lo e aproveitar-se dos benefícios do uso dessa tecnologia. O hardware e software foram embarcados em plataforma Arduino por apresentar tanto o software quanto o hardware livre, com uma prototipagem eletrônica acessível e flexível. A modelagem do protótipo do suporte do sensor e LEDs foi realizada em uma impressora 3D, Prusa Mendel V2, reproduzindo fielmente a sua forma e textura previamente modelada. Os sinais recolhidos e os estudos realizados provam a potencialidade da instrumentação desenvolvida no âmbito deste trabalho. Os sistemas desenvolvidos são capazes de obter sinais biológicos de fotopletismografia através do dedo, permitindo a determinação da frequência cardíaca e do nível de saturação de oxigênio no sangue.

Palavras-chave: Oximetria, Hemoglobina, Arduino.

Abstract

The continuous monitoring of vital signs such as heart rate and the level of oxygen saturation in the blood is of crucial importance to the patient in situations involving risk for your health. Changing the potentially dangerous degree of hypoxia occurs from situations where the lower oxygen saturation reaches levels over a long period, may progress to more severe cases of desaturation. The most common causes of hypoxia are the ventilation and perfusion abnormalities. The Pulse Oximeter developed in this dissertation presents non-invasive characteristics, the process of continuous monitoring, associated with low-cost technology, based in an open-source Hardware and software for all stakeholders to have the freedom to use it and take advantage of their benefits. The hardware and software had been shipped in Arduino platform for presenting both free software and hardware, with an accessible and flexible electronics prototyping. The modeling of the prototype sensor bracket leds and was completed on a 3D printer, Prusa Mendel V2, faithfully reproducing the shape and texture previously modeled. The signals collected and studies prove the capability of the instrumentation developed in this work. The developed systems are able to collect biological signals via finger photoplethysmography, allowing determination of the heart rate and level of oxygen saturation in the blood.

Keywords: Oximetry, Hemoglobin, Arduino.

Sumário

1	Introdução	1
1.1	Motivação	1
1.2	Objetivo	2
1.3	Definição do Problema da Pesquisa	2
1.3.1	Problema do Ponto de Vista do Profissional de Saúde	2
1.3.2	Problema do Ponto de Vista Técnico	3
1.4	Organização da Dissertação de Mestrado	3
2	Fundamentação Teórica - O Caminho do Oxigênio no Corpo Humano	4
2.1	Fisiologia da Respiração	4
2.1.1	A captação do Ar - Mecânica da Respiração	4
2.1.1.1	Ventilação Pulmonar	5
2.1.1.2	Ventilação Alveolar	6
2.1.2	As Trocas Gasosas	7
2.1.2.1	Princípios Físicos	7
2.1.2.2	Princípios Biológicos	9
2.1.3	Fluxo Sanguíneo	10
2.1.3.1	Circulação Sanguínea Pulmonar	10
2.1.4	O Papel da Hemoglobina	10
2.1.4.1	Formação da Hemoglobina	10
2.1.4.2	Combinação da Hemoglobina com Oxigênio	12
2.1.4.3	Destruição da Hemoglobina	13
2.1.4.4	Transporte do Oxigênio no Sangue Arterial	13
3	Métodos de determinação da quantidade de oxigênio	15
3.1	Espirometria - Medindo a ventilação pulmonar	15
3.2	Métodos Invasivos de Medida da Quantidade de Oxigênio no Sangue	16
3.2.1	Gasometria Arterial	16
3.2.1.1	Medidas da Oxigenação Arterial	18
3.3	Métodos não Invasivos de Medida da Quantidade de Oxigênio no Sangue	19
3.3.1	Oximetria	19
3.3.1.1	Propriedades Óticas dos Tecidos	19
3.3.1.2	Lei de Lambert-Beer	19
3.3.2	Oximetria de Pulso em Crianças	25
4	Hardware	26
4.1	Dispositivos Optoeletrônicos	27
4.1.1	LED	27
4.1.2	Fotodiodo	29
4.1.3	Unidades Óticas	30
4.1.4	Resposta Espectral	31
4.2	Sensor	32
4.3	Hardware Livre	33
4.4	Arduino	34
4.5	Comunicação Bluetooth	37

5	Desenvolvimento Experimental	40
5.1	Densenvolvimento do Módulo de Amplificação e Filtros	40
5.1.1	Confecção da Placa de Circuito Impresso	40
5.2	Densenvolvimento do Molde do Sensor	43
5.2.1	Modelagem no SolidWorks	44
5.2.2	Modelagem no SketchUp	45
5.2.3	Impressão do Molde do Sensor em 3D	46
5.3	Módulo do Fotodetector	49
5.3.1	Módulo Bluetooth	50
5.4	Ajustes dos Parâmetros Eletrônicos	51
5.4.1	Ajuste das Intensidade dos LEDs	51
5.4.2	Ajuste do Ganho do Amplificador	53
5.5	Desenvolvimento do Software no Arduino	53
5.5.1	Detecção do Batimento Cardíaco	56
5.5.2	Determinação da Saturação de Oxigênio no Sangue	57
5.6	Testes e Resultados	58
6	Considerações finais	61
6.1	Atividades Futuras de Pesquisa	62
	Referências	62
7	Anexo 1: Datasheets	65

Lista de Figuras

2.1	Vias Respiratórias.Fonte:(GUYTON; HALL, 2011)	5
2.2	Função do Diafragma na Ventilação Pulmonar. Fonte:(GUYTON; HALL, 2011)	6
2.3	Espiromêtro - Aparelho Utilizado para Medição Ventilatória. Fonte:(GUYTON; HALL, 2011)	7
2.4	Difusão de oxigênio através da câmara gasosa. Fonte:(GUYTON; HALL, 2011)	8
2.5	Ultraestrutura da membrana respiratória alveolar, mostrada em corte transversal. Fonte:(GUYTON; HALL, 2011)	9
2.6	Estrutura Oligomérica da Hemoglobina.Fonte: Adaptada (MEANS, 2011)	11
2.7	Modelo da molécula de hemoglobina, mostrando o relativo alinhamento das cadeias alfa (azul claro) e das cadeias beta (azul escuro). Fonte: Adptada (MEANS, 2011)	12
2.8	Alterações morfológicas em eritrócitos de pessoa com anemia falciforme, por microscopia eletrônica. O eritrócito não falcizado apresenta várias lesões morfológicas de membrana devido à falcizações e desfalcizações ao longo do seu período de vida. Fonte:(NAOUM; NAOUM, 2013)	13
3.1	Espirograma dos volumes e capacidades pulmonares (valores médios para um adulto saudável) (TORTORA; DERRICKSON, 2010).	16
3.2	Coleta de Material para a Realização da Gasometria (ADAM, 2009). . . .	18
3.3	Representação da Lei de Lambert-Beer. Fonte:(WEBSTER, 1997)	20
3.4	Representação da Lei de Lambert-Beer. Fonte: (WEBSTER, 1997)	23
4.1	Diagrama de Blocos do Sistema de Oximetria de Pulso	26
4.2	Circuitos com LEDs. Fonte: (MALVINO, 1995)	28
4.3	Representação SMDs dos LEDs Vermelho e Infravermelho. (DIGI-KEY, 2014)	28
4.4	Fotodiodo TSL250R-LF Adaptada:(MOUSER, 2014)	30
4.5	Resposta Espectral do Fotodiodo TSL250R-LF Datasheet:(TAOS, 2007) . .	31
4.6	Ilustração das formas de energia de um sensor. Fonte: (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2011)	32
4.7	Voltagem de Sáida versus Irradiância do Fotodiodo TSL250R-LF Datasheet: (TAOS, 2007)	33
4.8	Arduino Uno (Uno significa um em italiano).Fonte:(ARDUINO, 2014)	35
4.9	Resumo da Placa Arduino Uno. Fonte: Adaptada (SOUZA, 2013)	36
4.10	IDE - Ambiente de Desenvolvimento do Arduino - Versão 1.0.5-R2	37
4.11	Módulo Bluetooth RN-42	38
5.1	Esquema eletrônico do Módulo de Amplificação do Sinal e Filtro	41
5.2	Layouts para a confecção das Placas: a - LEDs, b - Módulo de Amplificação e c- Módulo Bluetooth de Circuito Impresso.	41
5.3	Layout impresso no papel fotográfico	42
5.4	Placa após a transferência das trilhas.	42
5.5	Placa após a corrosão da camada de cobre.	42
5.6	Placa após limpeza completa.	43
5.7	Placa principal após a soldagem dos componentes.	43
5.8	Modelagem desenvolvida no SolidWorks.	44

5.9	Perspectiva lateral do sensor.	46
5.10	Vista frontal do sensor.	46
5.11	Vista superior do Sensor.	47
5.12	Impressora Prusa Mendel V2 utilizada para Impressão 3D do Sensor.(JR, 2013)	47
5.13	Geração do G-Code através do Software Slic3r.	48
5.14	Pronterface - Software de gerenciamento da impressora Prusa Mendel V2.	49
5.15	Molde do sensor ao fim da impressão 3D.	50
5.16	Diagrama de bloco funcional do TSL250R-LF Datasheet: (TAOS, 2007)	50
5.17	Conjunto optoeletrônico - Sensor.	51
5.18	Placa final do módulo bluetooth.	51
5.19	Potenciômetros para ajuste: a - LED infravermelho, b - LED vermelho e c - ganho do amplificador.	52
5.20	Gráfico entre as resistências ajustadas nos potenciômetros e a voltagem observada no sensor.	53
5.21	Voltagem observada no sensor em relação a corrente de alimentação dos LEDs.	54
5.22	Comparação da Voltagem observada no sensor em relação a corrente de alimentação dos LEDs.	55
5.23	Voltagem observada no sensor em relação ao ajuste dos potenciômetros.	56
5.24	Voltagem observada no sensor em relação a corrente de alimentação dos LEDs.	59
5.25	Algoritmo de implementação das rotinas do Arduino	60
5.26	Esquema de ligação no microcontrolador arduino	60

Lista de Siglas

PPGMCTI ..	Programa de Pós-graduação em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial
AC	Corrente Alternada
BPM	Batimentos Por Minuto
DC	Corrente Contínua
Hb	Hemoglobina
HbO ₂	Hemoglobina Oxigenada
mm	Milímetro (Unidade de Comprimento)
nm	Nanômetro (Unidade de Comprimento)
pH	Potencial de Hidrogênio
R	RED (Vermelho)
IR	IREN (Infravermelho)
ROS	Razão dos Raios
SpO ₂	Oximetria de Pulso
USB	Universal Serial Bus
FAPESB	Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado da Bahia
LED	Diodo Emissor de Luz
O ₂	Gás Oxigênio
Co ₂	Gás Carbônico

Introdução

Nos últimos anos uma área de inovação em saúde vêm se consolidando, trata-se da tecnologia da informação e comunicação a serviço da saúde também conhecida como tecnologia e-Health (WAN, 2008). A sua expansão está diretamente relacionada a forte mobilização cooperativista dos diferentes seguimentos como: governos, hospitais, universidades e profissionais de diversas áreas. Um dos pontos importantes dessa inovação é a capacidade de intervenção social através da aplicação efetiva de soluções tecnológicas relacionadas a educação, saúde e pesquisa para fins de otimização da qualidade de vida das pessoas.

As mudanças na vida das pessoas está cada vez mais evidenciada diante da acessibilidade à essas novas tecnologias, entretanto ainda existe certa carência em algumas parcelas da população. A oximetria de pulso, parte constituinte deste universo, que auxilia no acompanhamento da quantidade de oxigênio no sangue através de sua monitorização, é vital para a melhoria da qualidade do atendimento prestado.

1.1 Motivação

A necessidade da monitorização contínua de alguns parâmetros biológicos, como a quantidade de oxigênio transportada pela hemoglobina e a frequência cardíaca associada é vital para os seres vivos em situações de risco. A medida da saturação de oxigênio de um paciente em algumas partes do sistema circulatório pode mostrar informações importantes sobre o estado atual dos órgãos vitais como o coração, os pulmões e possíveis alterações, devido a agente externos como hemorragias e outros. Assim o processo de monitorização, através da oximetria de pulso permite revelar informações sobre o funcionamento do organismo alertando para possíveis alterações.

Os valores normais da saturação de oxigênio no sangue estão em torno de 97 % (WEBSTER, 1997) e alterações bruscas sobre esse valor podem representar situações de atenção. Portanto, o monitoramento contínuo da saturação de oxigênio no sangue representa uma ampla gama de aplicações médicas; em particular, em pacientes com risco de insuficiência respiratória, causada por traumas ou doenças crônicas, onde é importante ter um monitoramento da eficiência do trabalho realizado pelos pulmões e que pode ser feito através da análise de como o sangue arterial é oxigenado.

O desenvolvimento de dispositivos não-invasivos torna-se bastante importante devido a

algumas limitações associadas a medidas invasivas diretamente em artérias, tal como a necessidade de um aparato laboratorial mínimo, a impossibilidade de um acompanhamento contínuo, a perda de sangue e outros fatores. Assim, o foco do nosso trabalho será a técnica da oximetria de pulso baseada na transmissão da luz em tecidos como uma maneira óptica não-invasiva de monitorização da SpO_2 .

1.2 Objetivo

A principal proposta deste projeto é desenvolver um oxímetro de pulso que permita a monitorização da saturação de oxigênio de uma maneira não-invasiva em seres humanos. Para isso, pretende-se desenvolver um protótipo do sensor do oxímetro para adquirir os sinais biológicos e, em seguida, a aquisição dessas informações através de um microcontrolador arduino desenvolvendo o processamento dos dados (através da implementação de algoritmos), a fim de estimar a saturação de oxigênio, juntamente com a frequência cardíaca.

Os princípios de oximetria são bem estruturados e descritos na literatura e seu uso já completamente difundido na saúde moderna, com uma alta credibilidade. Assim, a solução apresentada nesse projeto não vai com certeza revolucionar o mundo: o que está em estudo não é criar todo um dispositivo novo, mas otimizar dentro da idéia de popularização. O objetivo é desenvolver um dispositivo, de baixo custo e confiável, portátil e pronta para uso clínico e doméstico.

1.3 Definição do Problema da Pesquisa

O problema da pesquisa é formulado sob duas ópticas distintas porém interconectadas, são eles:

1.3.1 Problema do Ponto de Vista do Profissional de Saúde

A monitorização da saturação de oxigênio é de extrema importância para o desenvolvimento do cuidado prestado pelo profissional de saúde, devido situações que podem apresentar um grau potencialmente perigoso de hipóxia (baixa concentração de oxigênio no sangue) e também hiperóxia (alta concentração de oxigênio no sangue).

As causas de hipóxia mais frequentes estão relacionadas diretamente a anormalidades de

ventilação, perfusão e variação de altitude, já as causas de hiperóxia está associada a assistência mecânica ventilatória prolongada.

1.3.2 Problema do Ponto de Vista Técnico

Do ponto de vista técnico tem-se a necessidade de medir a quantidade de hemoglobina associada ao oxigênio e sua quantidade total de forma contínua, prática e precisa.

1.4 Organização da Dissertação de Mestrado

Esta dissertação de mestrado foi desenvolvida em seis capítulos:

- Capítulo 1 - Introduziu a contextualização, objetivos, motivações e o problema da pesquisa.
- Capítulo 2 - Apresenta o caminho do Oxigênio no corpo humano.
- Capítulo 3 - Define os métodos de determinação da quantidade de oxigênio no sangue.
- Capítulo 4 - Descreve os hardwares envolvidos no projeto.
- Capítulo 5 - Apresenta todo o desenvolvimento experimental do protótipo de oximetria de pulso.
- Capítulo 6 - Expõe as considerações finais e as atividades futuras.

Fundamentação Teórica - O Caminho do Oxigênio no Corpo Humano

Os fundamentos da fisiologia da respiração serão descritos ao longo deste capítulo para a composição dos subsídios necessários ao desenvolvimento da oximetria de pulso. Será abordado todo o processo de oxigenação presente no corpo humano, desde a captação do ar atmosférico até suas diversas transformações durante o processo respiratório. A respiração em nosso organismo ocorre em diferentes etapas, são elas: ventilação pulmonar, difusão do oxigênio e troca nos alvéolos, transporte de oxigênio e a respiração celular (TORTORA; DERRICKSON, 2010). Neste capítulo, analisaremos a respiração do ponto de vista dos sistemas respiratório e circulatório sem incluir os processos intracelulares (respiração celular), que engloba desde a captura do oxigênio pelo pulmão, a sua perfusão até o fluxo sanguíneo, que facilita o seu transporte até as células e a posterior eliminação do gás carbônico pelas mesmas.

2.1 Fisiologia da Respiração

A Fisiologia da Respiração será descrita abaixo a partir de suas etapas, desde a captação do ar atmosférico através das vias respiratórias, o processo de ventilação, passando pelas trocas gasosas com o sangue e pelos diversos processos químicos, físicos e biológicos para o transporte de Oxigênio e Dióxido de Carbono pelo fluxo sanguíneo e pelos líquidos teciduais ao longo de todo o corpo humano.

2.1.1 A captação do Ar - Mecânica da Respiração

Na figura 2.1 abaixo, podemos ver o Sistema Respiratório como um todo, apresentando em especial as vias respiratórias. O ar atmosférico ao penetrar no nosso corpo é distribuído nos pulmões pela Traquéia, Brônquios e Bronquíolos. Um dos mais importantes problemas em todas as vias respiratórias é mantê-las abertas e permitir o fluxo livre e contínuo de ar para os alvéolos e a partir deles.

Para evitar o colapso (fechamento total ou parcial) da traquéia, múltiplos anéis cartilagosos entendem-se por cinco sextos do diâmetro traqueal. Nas paredes brônquias, placas encurvadas menos extensas mantêm de forma razoável a rigidez, embora são do-

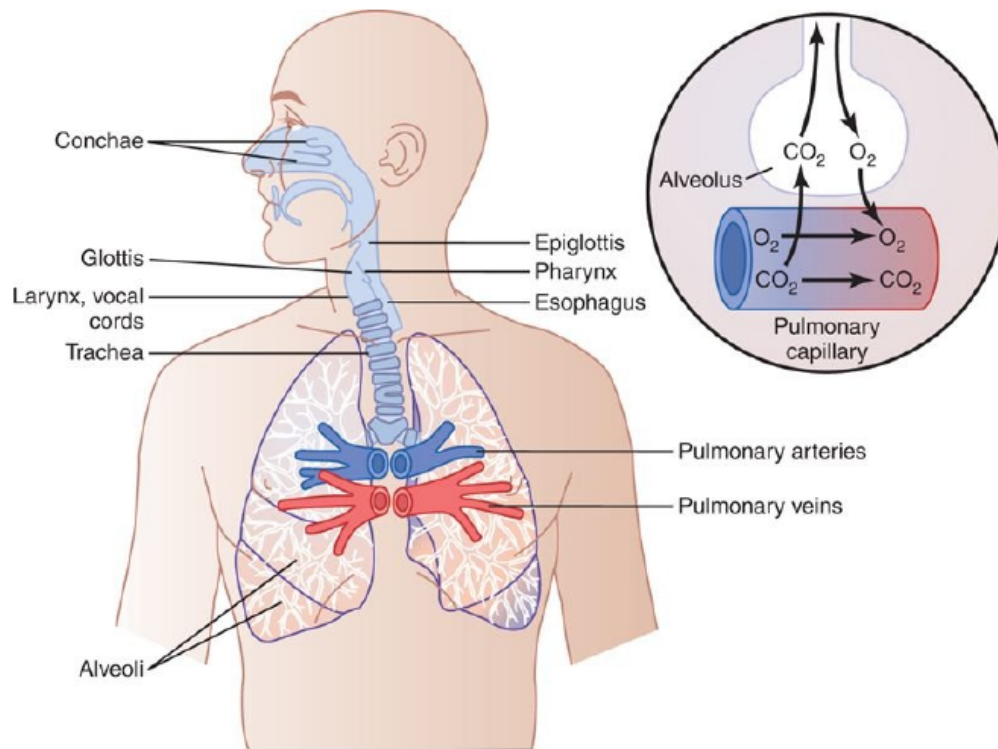


Figura 2.1: Vias Respiratórias. Fonte: (GUYTON; HALL, 2011)

tadas de mobilidade suficiente para a expansão e contração dos pulmões. Essas placas tornam-se progressivamente menos extensas nas últimas gerações de brônquios e não estão presentes nos bronquíolos. Os bronquíolos não estão isentos de colaborar com a rigidez de suas paredes. Em vez disso, eles são matinhos expandidos pelas mesmas pressões transpulmonares que expandem os alvéolos. Isto é, conforme os alvéolos dilatam, os bronquíolos também dilatam, mas não na mesma intensidade. (GUYTON; HALL, 2011)

Nesta seção discutiremos brevemente a fisiologia da ventilação, onde enfatizaremos uma das funções dos pulmões.

2.1.1.1 Ventilação Pulmonar

Os mecanismos de ventilação pulmonar são baseados no princípio de que o fluxo de ar se move de maneira completamente involuntária, de dentro para fora dos pulmões, da região de maior pressão para a região de menor pressão e vice-versa.

Os pulmões podem ser contraídos e expandidos pelo movimento de subida e descida do diafragma, que alarga ou encurta a cavidade torácica, e pela elevação e abaixamento das costelas para aumentar e diminuir o diâmetro antero-posterior da cavidade torácica.

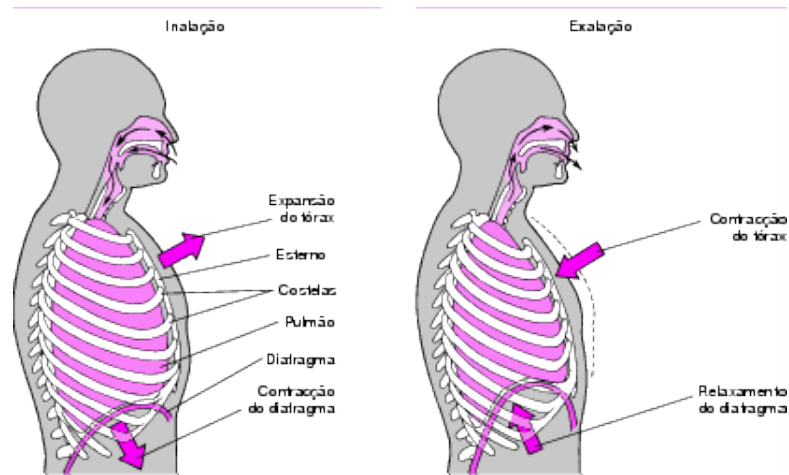


Figura 2.2: Função do Diafragma na Ventilação Pulmonar. Fonte:([GUYTON; HALL, 2011](#))

Os movimentos respiratórios em situação de repouso ocorrem quase que completamente pelo movimento do diafragma. Durante a inspiração, a contração do diafragma traciona as superfícies inferiores dos pulmões para baixo, enquanto que, durante a expiração, o diafragma simplesmente relaxa e a retração elástica dos pulmões, da parede torácica e das estruturas abdominais comprimem os pulmões.

O segundo mecanismo de expansão dos pulmões está associado aos músculos que elevam e tracionam para baixo o gradil costal, sendo que os músculos mais importantes que participam desse processo são os intercostais externos e músculos intercostais internos. Na figura 2.2, é ilustrado todo o mecanismo da ventilação pulmonar.

Segundo ([GUYTON; HALL, 2011](#)) o pulmão é uma estrutura visco-elástico que se colapsa como um balão e expele quase todo o seu ar através da traquéia mesmo que não exista qualquer força para mantê-lo inflado.

Pode-se medir a capacidade ventilatória de um pulmão através de um aparelho conhecido como espirômetro, veja figura 2.3.

2.1.1.2 Ventilação Alveolar

O ar capturado na ventilação pulmonar chega aos pulmões, que são compostos por algumas centenas de milhões de alveolos pulmonares

A ventilação alveolar define a velocidade com que o ar novo alcança essas áreas (alvéolos, sacos alveolares, ductos alveolares e bronquíolos respiratórios), sua fundamental importância é renovar continuamente o ar nessas áreas de trocas gasosas dos pulmões onde o ar

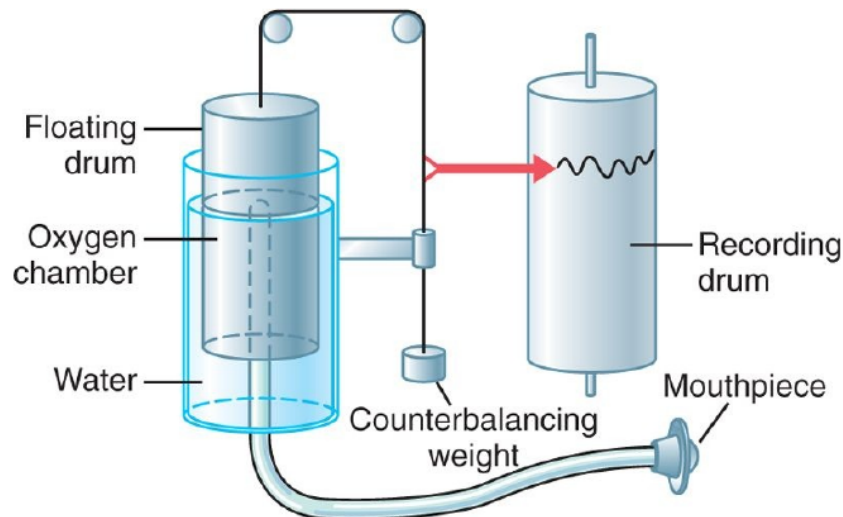


Figura 2.3: Espirometro - Aparelho Utilizado para Medição Ventilatória. Fonte:(GUYTON; HALL, 2011)

estará em contato direto com a circulação sanguínea pulmonar.

O ar alveolar é o que efetivamente é utilizado para as trocas gasosas, das regiões de maior pressão para as regiões de menor pressão, através da difusão gasosa simples. O restante do ar proveniente da respiração pulmonar não efetua as trocas gasosas com o sangue pois se situam em regiões dos pulmões onde as paredes impedem tais trocas, essas regiões são conhecidas como regiões mortas.(GUYTON; HALL, 2011)

2.1.2 As Trocas Gasosas

As trocas gasosas, pode ser estudada sob dois pontos de vista: os princípios físicos e biológicos.

2.1.2.1 Princípios Físicos

Depois que os alvéolos são ventilados com ar atmosférico, a próxima etapa no processo respiratório é a difusão do oxigênio dos alvéolos para o sangue pulmonar na direção oposta a difusão do dióxido de carbono para fora do sangue. O processo de difusão é simplesmente o movimento aleatório de moléculas em todas as direções através da membrana respiratória e líquidos adjacentes.

Portanto, na fisiologia respiratória, enfatiza-se não só o mecanismo básico pelo qual a

difusão ocorre, mas também a taxa em que ela ocorre. Os principais gases (O_2 e CO_2) envolvidos na fisiologia respiratória são moléculas simples, que se movimentam livremente entre si, baseado no princípio comum da difusão, isto também é verdadeiro para os gases dissolvidos nos líquidos e tecidos do corpo.

Do ponto de vista microscópico na difusão as moléculas gasosas movem-se através das paredes porosas dos alvéolos ou em um outro meio, sendo a velocidade de difusão proporcional à velocidade molecular média. Para que ocorra a difusão, é preciso haver uma fonte de energia, que é provida pela energia adquirida pelo movimento cinético das próprias moléculas. Vale lembrar que exceto na temperatura do zero absoluto, prevista por Kelvin, na qual todas moléculas estão em repouso, em temperaturas diferentes desta todas as moléculas se movem providenciando essa energia necessária para a troca gasosa. No caso de moléculas livres que não estão fisicamente interligadas a outras, podemos considerar um movimento linear em alta velocidade até que elas se choquem contra outras moléculas. Então estas mesmas moléculas saltam em novas direções, de acordo com seu grau de liberdade, e continuam até colidir constantemente com outras moléculas. Desta forma, as moléculas movimentam-se rápida e aleatoriamente entre si, conforme Bernoulli descreve em sua obra Hidrodinâmica no ano de 1738. É esse movimento caótico que permite a troca gasosa sob o ponto de vista microscópico. (HEWITT, 2002)

Do ponto de vista macroscópico dizemos simplesmente que há um movimento do gás, difusão simples, de regiões de maior pressão para regiões de menor pressão, sendo possível exemplificar isso usando uma câmara gasosa. Se uma câmara gasosa ou uma solução tem uma concentração elevada de um determinado gás em uma extremidade da câmara e uma concentração baixa em outra extremidade, a difusão resultante do gás ocorrerá da área de alta concentração para a área de baixa concentração, a razão é direta, há muito mais moléculas na região do lado de alta concentração da câmara para difundir-se em direção a lado de baixa concentração do que na direção oposta. Portanto, as taxas de difusão em cada uma das duas direções são proporcionalmente diferentes, conforme podemos observar na figura 2.4 abaixo.

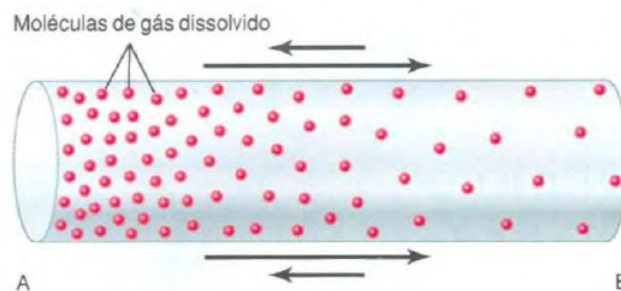


Figura 2.4: Difusão de oxigênio através da câmara gasosa. Fonte: (GUYTON; HALL, 2011)

2.1.2.2 Princípios Biológicos

Os gases de importância respiratória são todos altamente solúveis nos lipídios e, conseqüentemente, são solúveis nas membranas celulares. Por conseguinte, a principal limitação ao movimento dos gases nos tecidos é a taxa com que esses gases conseguem difundir-se através do líquido intersicial em vez de através das membranas celulares. Portanto, a difusão dos gases através dos tecidos, incluindo a membrana respiratória, é quase igual à difusão dos gases na água.

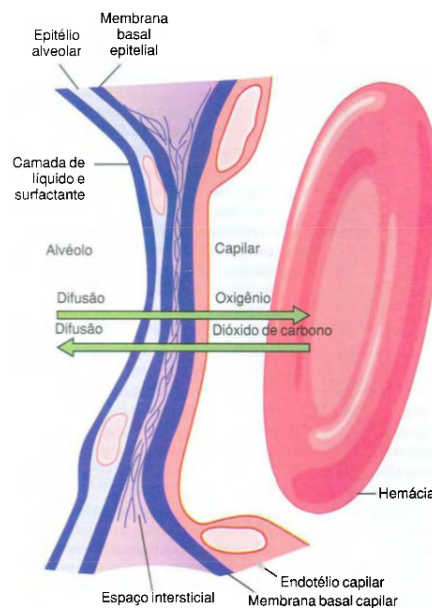


Figura 2.5: Ultraestrutura da membrana respiratória alveolar, mostrada em corte transversal. Fonte:(GUYTON; HALL, 2011)

A difusão de gases através da membrana respiratória é compreendida a partir da sua disposição de ultra estrutura conforme mostra a figura 2.5. Em um corte transversal à esquerda aparece a membrana com uma hemácia à direita, a figura mostra ainda a difusão de oxigênio dos alvéolos para a hemácia e a difusão de dióxido de carbono ocorrendo na direção oposta. Observe as diferentes camadas da membrana respiratória, que podemos ressaltar:

1. Uma camada de líquido revestindo o alvéolo e contendo surfactante que reduz a tensão superficial do líquido alveolar.
2. O epitélio alveolar composto de células epiteliais finas.
3. Uma membrana basal epitelial.
4. Um espaço interfacial fino entre o epitélio alveolar e a membrana capilar.

5. Uma membrana basal capilar que em muitos locais funde-se com a membrana basal de epitélio alveolar.
6. A membrana endotelial capilar.

A membrana das hemácias geralmente toca a parede capilar, de maneira que é preciso que o oxigênio e o dióxido de carbono atravessem quantidades significativas de plasma, enquanto se difundem entre o alvéolo e a hemácia, o que também aumenta a rapidez da difusão.

2.1.3 Fluxo Sanguíneo

2.1.3.1 Circulação Sanguínea Pulmonar

O coração é dotado de mecanismo para bombear o sangue, atuando como uma bomba de fluido hidráulico, este por sua vez apresentando uma quantidade de oxigênio diminuída é bombeado do ventrículo direito do coração para os pulmões. Após essa passagem, o sangue retorna via capilares pulmonares e, eventualmente, pelas veias pulmonares. Finalmente, as veias dos pulmões retornam o sangue oxigenado para o atrium esquerdo do coração e o mesmo é bombeado do ventrículo esquerdo, via artérias sistêmicas, para o corpo (TORTORA; DERRICKSON, 2010).

2.1.4 O Papel da Hemoglobina

O transporte do gás oxigênio desde as hemácias até as células é executado por uma proteína molecular, conhecida como hemoglobina que se liga ao oxigênio ou ao gás carbônico, conforme a figura 2.6 mostra a combinação com quatro moléculas do gás oxigênio formando o que chamamos de oxi-hemoglobina, personagem central desta dissertação, e cuja sua quantidade no sangue queremos estimar.

2.1.4.1 Formação da Hemoglobina

A formação da hemoglobina começa nos proeritroblastos e prossegue até mesmo no estágio de reticulócitos. Conseqüentemente, quando os reticulócitos deixam a medula óssea e penetram na corrente sanguínea, continuam formando quantidades diminutas de he-

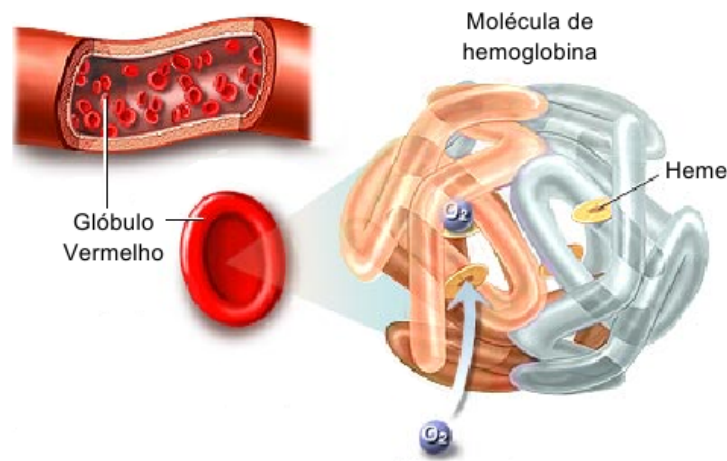


Figura 2.6: Estrutura Oligomérica da Hemoglobina. Fonte: Adaptada (MEANS, 2011)

moglobina, até que, após um período de 24 horas ou mais, se transformem em hemácias maduras. (GUYTON; HALL, 2011).

A figura 2.7, mostra a estrutura básica da molécula de hemoglobina após as etapas químicas básicas da sua formação. Por fim, são formadas as cadeias de hemoglobina, onde cada uma dessas cadeias peptídicas se ligam fracamente entre si, no total de quatro, para formar a molécula completa de hemoglobina.

Os diferentes tipos de cadeias de hemoglobina são designadas como cadeia Alfa, Beta, Gama e Delta, sendo oriundas das diferentes composição em aminoácidos da porção polipeptídica provocando variações sutis nas diferentes subunidades da cadeia de hemoglobina. Entretanto, a forma mais comum de hemoglobina no humano adulto, a Hemoglobina A, é a combinação de duas cadeias alpha e duas cadeias beta. Pelo fato de cada cadeia de hemoglobina apresentar um grupo protético heme contendo um átomo de ferro, e como existem quatro cadeias de hemoglobina em cada molécula de hemoglobina, são encontrados quatro átomos de ferro em cada molécula de hemoglobina. Cada um desses átomos pode se ligar a uma molécula de oxigênio (ou oito átomos de oxigênio), que podem ser transportados por cada molécula de hemoglobina. (GUYTON; HALL, 2011)

A natureza das cadeias de hemoglobina determina a afinidade de ligação da hemoglobina com o oxigênio. A ocorrência de anormalidades nas cadeias também pode alterar as características físicas da molécula de hemoglobina. Por exemplo, na anemia falciforme, o aminoácido valina é substituído pelo ácido glutâmico em um ponto em cada uma das duas cadeias beta. Quando esse tipo de hemoglobina é exposto a baixos teores de oxigênio, forma-se cristais alongados no interior das hemácias que, por vezes, chegam a 15 micrômetros de comprimento, esse tipo de hemoglobina é denominada de hemoglobina anormal (hemoglobina S). Como consequência, essas células são incapazes de passar por capilares

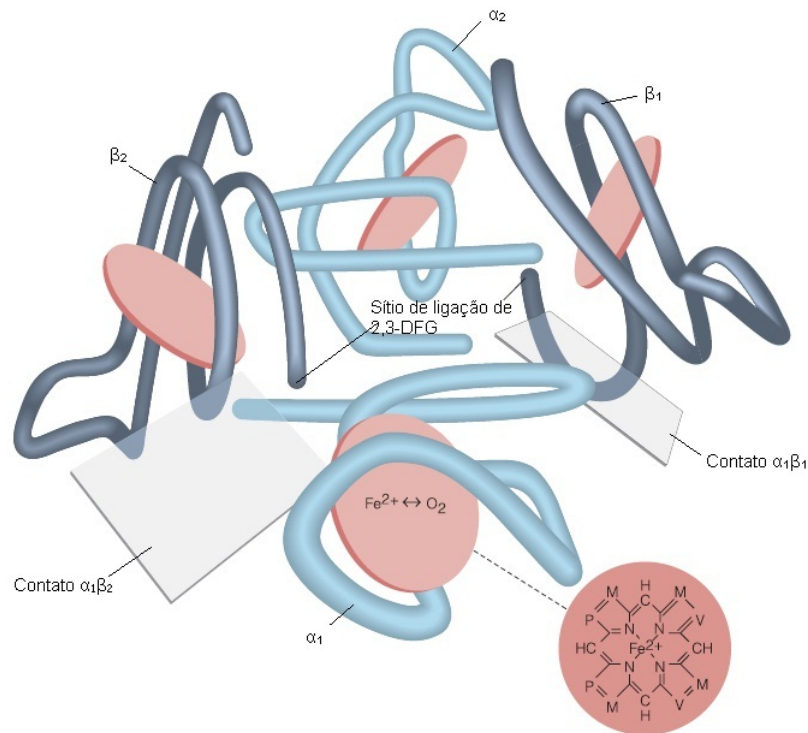


Figura 2.7: Modelo da molécula de hemoglobina, mostrando o relativo alinhamento das cadeias alfa (azul claro) e das cadeias beta (azul escuro). Fonte: Adptada (MEANS, 2011)

pequenos, e as extremidades pontiagudas dos cristais podem romper a membrana celular, causando anemia falciforme, conforme podemos observar na figura 2.8. (ZAGO; PINTO, 2007)

2.1.4.2 Combinação da Hemoglobina com Oxigênio

A principal característica da molécula de hemoglobina consiste em sua capacidade de combinação, fraca e reversível, com o oxigênio. Essa capacidade se deve ao fato de que a função primária da hemoglobina no organismo reside em sua capacidade de se combinar com o oxigênio nos pulmões e, depois, liberá-lo imediatamente nos capilares teciduais periféricos, onde a tensão gasosa do oxigênio é muito mais baixa que nos pulmões. O oxigênio não se combina com as duas valências positivas do ferro na molécula de hemoglobina. Na verdade, ele se liga fracamente a uma das chamadas ligações de coordenação do átomo de ferro. São ligações extremamente fraca, de modo que essa combinação é com grande facilidade, reversível. Além disso, o oxigênio não se transforma em oxigênio iônico, mas é transportado na forma de oxigênio molecular (composto de dois átomos de oxigênio) para os tecidos, onde, devido à sua fraca ligação prontamente reversível, é liberado nos líquidos teciduais ainda na forma de oxigênio molecular, e não como oxigênio iônico.

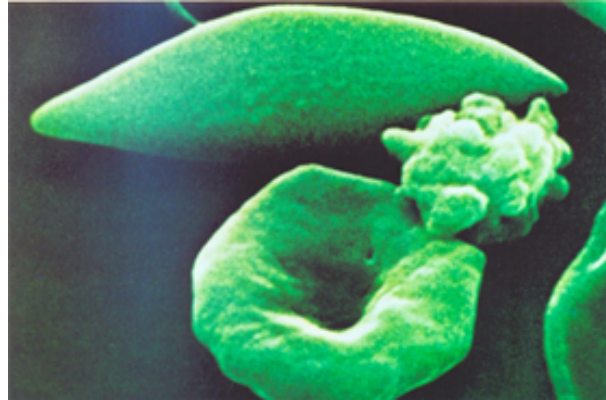


Figura 2.8: Alterações morfológicas em eritrócitos de pessoa com anemia falciforme, por microscopia eletrônica. O eritrócito não falcizado apresenta várias lesões morfológicas de membrana devido à falcizações e desfalcizações ao longo do seu período de vida. Fonte:([NAOUM; NAOUM, 2013](#))

2.1.4.3 *Destruição da Hemoglobina*

O ciclo de vida médio das hemácias na corrente sanguínea dura cerca de 120 dias ([SOUZA; DERRICKSON, 2006](#)). A final desse período, as hemácias ao se romperem liberam a hemoglobina, esta é fagocitada praticamente de forma imediata pelos macrófagos em muitas partes do organismos, mas de modo especial pelas Células de Kupffer, no fígado, e pelos macrófagos, no baço e na medula óssea. Ao longo das próximas horas a dias, os macrófagos liberam o ferro da hemoglobina de volta para o sangue, para ser transportado pela transferrina até a medula óssea, para a produção de novas hemácias, ou para o fígado e outros tecidos, para armazenamento sob a forma de ferritina. A porção de porfirina da molécula de hemoglobina é convertida, pelos macrófagos, por meios de diversas etapas, no pigmento biliar chamado bilirrubina, que, em seguida é secretada pelo fígado na bile. ([SOUZA; DERRICKSON, 2006](#))

2.1.4.4 *Transporte do Oxigênio no Sangue Arterial*

O líquido, denominado sangue flui ao longo do sistema circulatório, entre os diversos órgãos, transportando diferentes substâncias como: hormônios, água, nutrientes, eletrólitos, gases e entre outras substância. ([SOUZA; DERRICKSON, 2006](#))

Normalmente, cerca de 97% do oxigênio transportado dos pulmões para os tecidos é transportado quimicamente combinado com a hemoglobina nas hemácias. Os 3% restantes são transportados dissolvidos nas moléculas de água presentes no plasma e outras células. Assim sob condições normais, o oxigênio é transportado para os tecidos quase inteiramente pela hemoglobina.

Quando o oxigênio se difunde dos alvéolos para o sangue pulmonar, ele é transportado para os capilares dos tecidos periféricos quase que integralmente em combinação com a hemoglobina. A presença da hemoglobina nas hemácias permite que o sangue transporte 30 a 100 vezes mais oxigênio do que seria transportado na forma de oxigênio dissolvido na água do sangue. Nas células dos tecidos corporais, o oxigênio reage com diversos nutrientes formando grandes quantidades de dióxido de carbono. Quando o oxigênio é utilizado no metabolismo celular, o que resulta em grandes quantidades de dióxido de carbono. Este dióxido de carbono penetra nos capilares dos tecidos e é transportado de volta aos pulmões. O dióxido de carbono, assim como o oxigênio, também se combina com sangue que aumentam o transporte do dióxido de carbono em 15 a 20 vezes. (SOUZA; DERRICKSON, 2006)

Métodos de determinação da quantidade de oxigênio

Como foi visto no capítulo anterior o oxigênio percorre um longo caminho entre as vias respiratórias até ser entregue nas células. Nos concentraremos aqui no percurso do oxigênio desde o ar ambiente, passando pelos sistemas respiratório e circulatório até ser difundido pelo organismo, continuando com a mesma abordagem do capítulo 2 sem abordarmos a respiração celular.

Dividiremos esse capítulo em duas seções distintas, a medida do ar capturado pelo pulmão e sua posterior medida enquanto presente no sistema circulatório.

Apesar de citarmos como são feitas as medidas da captura do ar pelo pulmão, esta dissertação tem como objetivo a segunda parte, ou seja, a medida de oxigênio no fluxo sanguíneo.

3.1 Espirometria - Medindo a ventilação pulmonar

O processo de medida da quantidade de ar que se movimenta para dentro e para fora dos pulmões é conhecido como espirometria. Na figura 2.3 podemos observar o aparelho chamado espirômetro. Neste aparelho um cilindro se move dentro de uma câmara de água, estando o cilindro contrabalançado por um peso. No cilindro existe uma mistura de gases respiratórios, geralmente oxigênio; um tubo conecta a boca do indivíduo com o cilindro. Ao respirar para dentro e para fora da câmara, o cilindro se move para cima e para baixo devido a mudança de sua densidade, sendo o movimento registrado sobre um rolo de papel. (COSTA; JARNARNI, 2001)

O espirograma é nome dado ao conjunto de resultados gerados no espirômetro. A figura 3.1 mostra as capacidades pulmonares que são combinações de vários volumes pulmonares que, quando somados, correspondem ao volume máximo de expansão dos pulmões, aproximadamente 6.000 ml. O significado de cada um desses volumes é o seguinte: A - O volume corrente que é o volume de ar inspirado ou expirado em cada incursão respiratória normal, equivalendo a cerca de 500 ml no homem adulto jovem saudável; B - O volume de reserva inspiratório é o volume adicional de ar que pode ser inspirado além do volume corrente normal; em geral, equivale a cerca de 3.100 ml; C - O volume de reserva expiratório refere-se à quantidade adicional de ar que pode ser expirada por expiração forçada após o término da expiração corrente normal, normalmente, equivale a cerca de

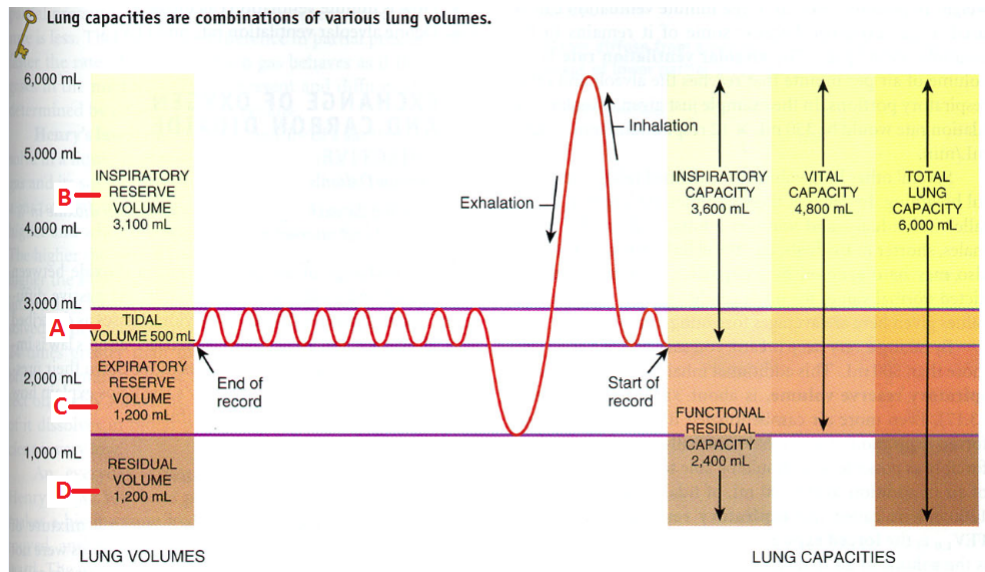


Figura 3.1: Espiograma dos volumes e capacidades pulmonares (valores médios para um adulto saudável) (TORTORA; DERRICKSON, 2010).

1.200 ml; D - O volume residual é o volume de ar que ainda permanece nos pulmões após a expiração forçada. Esse volume corresponde, em média, a cerca de 1.200 ml. (TORTORA; DERRICKSON, 2010)

3.2 Métodos Invasivos de Medida da Quantidade de Oxigênio no Sangue

3.2.1 Gasometria Arterial

O principal método invasivo para a determinação da saturação de oxigênio é a gasometria arterial

A gasometria arterial é um exame invasivo que mede as concentrações de gases sanguíneos, a ventilação e o estado ácido básico. A amostra é coletada na artéria radial, no punho, mas também pode ser coletada pela artéria braquial ou femoral. O transporte de oxigênio na forma gasosa O_2 é desenvolvido a partir de dois mecanismos em série, da captação externa através da boca até os tecidos do nosso organismo, são eles: por convecção e difusão molecular. O processo convectivo do fluxo gasoso requer uma fonte de energia para desenvolver uma diferença de pressão, sendo que em um sistema termodinâmico em equilíbrio, naturalmente o fluxo do fluido (gases ou sangue) envolvido nesse processo fluem em direção à região de menor pressão, conforme é descrito no princípio de Bernoulli. Em um sistema de tubos (vias aéreas ou vasos sanguíneos), a quantidade de fluido é

proporcional à diferença de pressão entre os extremos e a geometria dos tubos, de tal forma que a diminuição da pressão é causada por resistência friccional e pela necessidade do aumento do fluxo molecular nas regiões de estreitamento. (VEIGAS, 2002).

A energia para o fluxo convectivo de O_2 para a troca gasosa é oriunda dos dois conjuntos de bombas existentes no nosso organismo: os músculos respiratórios (em especial o diafragma para a ventilação pulmonar) e o coração (para o fluxo sanguíneo). A interoperabilidade entre esses dois sistemas se dá a partir da difusão molecular, onde as moléculas se movimentam em direção aos locais de menor pressão parcial por fluxo difusivo, sem a necessidade de uma fonte externa de energia. No fluxo convectivo todas as moléculas (O_2 , CO_2 , N_2) se movimentam conjuntamente, direcionadas através da pressão total (pressão sanguínea para a circulação e pressão alveolar para a ventilação). Já no fluxo difusivo o movimento das moléculas de O_2 em uma direção é comandada pela diferença de pressão parcial (em um sistema fechado), sendo balanceado por igual número de moléculas de outra espécie, movendo em direção contrária, esse movimento é descrito através da Lei de Dalton, também conhecida como lei das pressões parciais e baseia-se no postulado que, a soma das pressões parciais dos diferentes componentes de uma mistura gasosa, é igual à pressão total da mistura. Após atravessarem a membrana das células vermelhas, as moléculas de O_2 , por difusão molecular, se combinam quimicamente com a hemoglobina (Hb), e posteriormente acontece o processo reverso nos tecidos corporais, ou seja, se desligando da Hb e se difundindo para fora das células vermelhas.

A pressão parcial de um gás é equivalente à sua concentração apenas em meio gasoso ou quando dissolvido no plasma ou tecidos, e pode apresentar um valor estabilizado somente quando a pressão externa barométrica se mantém constante, a exemplo, a concentração de O_2 em elevadas altitudes é a mesma que ao nível do mar, sendo a pressão barométrica muito menor, o que leva diretamente a uma menor pressão parcial de O_2 naquelas altitudes.

(VEIGAS, 2002) descreve que a visão convencional da troca gasosa pulmonar enfatiza o fluxo convectivo do gás e sangue, e em suas relações através dos pulmões, negligenciando a difusão alvéolo-capilar (nas fases gasosas e teciduais), que é a conjectura entre ambos. Em pulmões normais a difusão não é fator limitante para a troca gasosa, exceto para indivíduos nas regiões de grandes altitudes, porque a anatomia do sistema respiratório em suas respectivas unidades de trocas é favorável a este transporte, em que o movimento gasoso se faz predominantemente por difusão molecular e não por convecção.

A curva de dissociação da oxi-hemoglobina é a relação entre a capacidade de transporte e a pressão parcial para o O_2 . Os gases de grande interesse clínico (O_2 , CO_2 , CO) formam ligações químicas no sangue, principalmente com a Hemoglobina (Hb), definindo assim a grande variação da capacidade do sangue em transportar diferentes gases.

O coeficiente de capacitância (Beta) quantifica a capacidade do sangue em transportar gases, esse coeficiente corresponde à inclinação da curva de dissociação e que para o O_2 , (Beta) é maior no intervalo de PO_2 entre zero e 50 mm Hg. (VEIGAS, 2002). Quimicamente o coeficiente de capacitância para o O_2 representa a solubilidade efetiva no sangue, para uma pressão parcial. Já os gases que não combinam quimicamente, e que portanto são dissolvidos fisicamente, apresenta um comportamento linear entre sua concentração e pressão e, portanto, um único valor de (Beta)

3.2.1.1 Medidas da Oxigenação Arterial

As medidas da PaO_2 , têm sido cada vez mais precisa através da gasometria arterial, apesar de se tratar de um procedimento invasivo, pois também é possível obter comitadamente as medidas da $PaCO_2$ e do Ph. Esses parâmetros, podem apresenta uma forte influência na definição da curva de dissociação.

A gasometria arterial, pode ser obtida a partir de diferentes métodos, mas se destacam apenas dois: a medida da PaO_2 a partir de sangue capilar arterializado e a medida através de eletrodos transcutâneos. A técnica empregada na medida da PaO_2 a partir de sangue capilar arterializado, consiste em fazer um pequeno corte no lóbulo da orelha após um rápido aquecimento prévio com creme vasodilatador



Figura 3.2: Coleta de Material para a Realização da Gasometria (ADAM, 2009).

3.3 Métodos não Invasivos de Medida da Quantidade de Oxigênio no Sangue

3.3.1 Oximetria

3.3.1.1 Propriedades Óticas dos Tecidos

Na oximetria de pulso, a saturação de oxigênio no sangue (SpO_2) pode ser definida como sendo a razão entre a concentração da hemoglobina oxigenada e a hemoglobina total presente no sangue (WEBSTER, 1997). Conforme a equação 3.1 abaixo:

$$SpO_2 = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} \times 100\% \quad (3.1)$$

onde SpO_2 é a quantidade da hemoglobina oxigenada e Hb é a quantidade da hemoglobina desoxigenada.

3.3.1.2 Lei de Lambert-Beer

A detecção da saturação de oxigênio da hemoglobina é feita através da espectrofotometria e baseia-se na lei de Lambert-Beer, que relaciona a concentração de um soluto para a intensidade de luz monocromática transmitida através de uma solução homogênea não dispersora (WEBSTER, 1997):

$$I = I_0 \cdot e^{-\epsilon(\lambda)cd} \quad (3.2)$$

onde:

- I é a intensidade da luz transmitida.
- I_0 é a intensidade de luz incidente.
- $\epsilon(\lambda)$ é o coeficiente de extinção de soluto (o que depende do soluto e o comprimento de onda usado).
- d é a distância do caminho óptico.

- c é a concentração do soluto.

A lei de Lambert-Beer descreve atenuação da luz que passa através de um meio contendo um soluto absorvente: uma vez que a intensidade I_0 da fonte de luz focada no centro, parte da luz é absorvida e outra parte transmitida, de modo que a intensidade I da luz transmitida decai exponencialmente com a distância percorrida pela luz no meio, conforme podemos observar na figura 3.3.

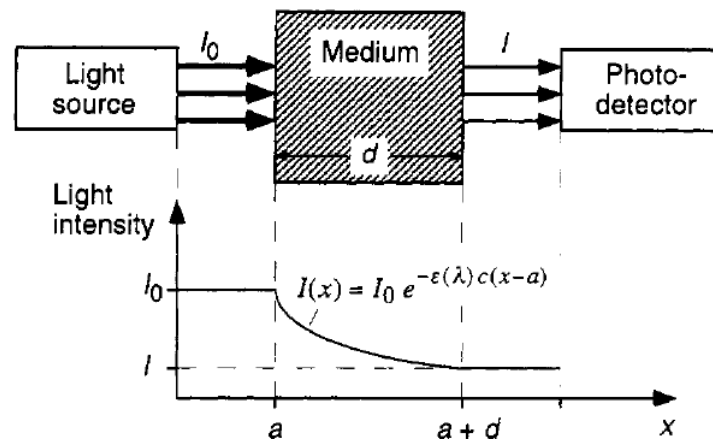


Figura 3.3: Representação da Lei de Lambert-Beer. Fonte:(WEBSTER, 1997)

Na utilização da Lei de Lambert-Beer para medir a saturação de oxigênio no sangue, é necessário levar em consideração dois fatores:

- Devido a reflexão e espalhamento da luz, não é fácil determinar a intensidade exata da luz incidente aplicada.
- Como o volume de sangue na região onde se localiza o sensor varia de acordo com o "pulso arterial"(devido a sístole e a diástole), a espessura do local também varia ligeiramente a cada pulso, porque o diâmetro físico das artérias aumenta e diminui periodicamente devido a pressão arterial, portanto, haverá flutuação na distância percorrida pela luz que é transmitida.

Assim a Lei de Beer-Lambert precisa sofrer uma pequena alteração para eliminar os fatores mencionados acima e tornar-la possível a estimativa da saturação de oxigênio.(WEBSTER, 1997)

A flutuação da espessura causada pelo pulso arterial pode ser visto como uma variação da distância d da Equação 3.2 de Beer-Lambert.

O corpo humano não é composto por apenas um componente com uma concentração c em uma absorvidade ε e a intensidade da luz transmitida é uma função do coeficiente de absorvância não só dos elementos permanentes (tecido, osso, pele e cabelo) bem como os variáveis (volume do sangue). Assim, o termo $\varepsilon(\lambda)$ e o termo c podem ser agrupados em um só termo $\alpha(\lambda)$ como uma função de onda:

$$\alpha(\lambda) = \varepsilon(\lambda).c \quad (3.3)$$

Assumindo-se que um mínimo de pulsação fornece uma linha base, intensidade componente I_1 , sendo assim a lei de Beer-Lambert pode ser escrita da seguinte forma:

$$I = I_0.e^{-\alpha_1(\lambda).d} \quad (3.4)$$

Da mesma forma, a máxima pulsação fornece a intensidade da luz I_2 que emerge a partir da componente pulsátil e é uma função da sua intensidade de luz I_1 , assim Equação 3.1 pode ser escrita como uma variação dos componentes de linha base definida na equação 3.4:

$$I_2 = I_1.e^{-\alpha_2(\lambda).\Delta d} = I_0.e^{-(\alpha_1(\lambda).d+\alpha_2(\lambda).\Delta d)} \quad (3.5)$$

onde Δd é a variação da espessura do local de medição.

Uma alteração na transmissão (ΔT) pode ser definida tomando a relação entre I_1 e I_2 da seguinte forma:

$$\Delta T = \frac{I_2}{I_1} = \frac{I_0.e^{-(\alpha_1(\lambda).d+\alpha_2(\lambda).\Delta d)}}{I_0.e^{-\alpha_1(\lambda).d}} = e^{-\alpha_2(\lambda).\Delta d} \quad (3.6)$$

Com a Equação 3.6 foi possível eliminar a entrada da intensidade da luz como uma variável. Entretanto, a equação é ainda uma função de Δd , que é impossível medir. Para simplificar a equação, o logaritmo natural é aplicado em ambos os lados da Equação 3.6 obtendo a seguinte relação:

$$-\ln(\Delta T) = -\ln.e^{-\alpha_2.\Delta d} = \alpha_2(\lambda).\Delta d \quad (3.7)$$

O termo Δd pode ser eliminado medindo a transmissão arterial a partir de dois comprimentos de ondas diferentes. Em um oxímetro de pulso, é selecionado um comprimento de onda vermelho (R) e um infravermelho (IR) (λ_R, λ_{IR}), que estão dentro de uma faixa de comprimento aproximado do (isobestic) comprimento de onda que é suficiente para permitir que os dois sinais sejam facilmente distinguidos:

$$\ln(\Delta T_R) = -\alpha_2(\lambda_R) \cdot \Delta d \quad (3.8)$$

$$\ln(\Delta T_{IR}) = -\alpha_2(\lambda_{IR}) \cdot \Delta d \quad (3.9)$$

Assumindo que as duas fontes são posicionadas a aproximadamente a mesma distância do fotodetector, o termo Δd são os mesmos nas Equação 3.8 e 3.9. Por esta razão, Δd pode ser eliminado através da seguinte razão:

$$\frac{\ln(\Delta T_R)}{\ln(\Delta T_{IR})} = \frac{-\alpha_2(\lambda_R) \cdot \Delta d}{-\alpha_2(\lambda_{IR}) \cdot \Delta d} = \frac{\alpha_2(\lambda_R)}{\alpha_2(\lambda_{IR})} \quad (3.10)$$

A Equação 3.10 é independente do termo Δd , mas não dá uma medida exata da saturação de oxigênio no sangue, portanto é levado em consideração para adicionar uma variável para calcular a saturação de oxigênio. Se a razão da absorbância arterial nos comprimentos de onda vermelho e infravermelho pode ser determinada, a saturação de oxigênio do sangue pode ser calculada usando as curvas de calibração derivadas experimentalmente que independe de I_0 e Δd .

Assim, a partir da Equação 3.10 é definida a Razão dos Raios (R_{OS})

$$R_{OS} = \frac{\ln(\Delta T_R)}{\ln(\Delta T_{IR})} = \frac{\alpha_2(\lambda_R)}{\alpha_2(\lambda_{IR})} \quad (3.11)$$

A razão da Equação 3.11 é utilizada para calcular a saturação de oxigênio do sangue do paciente.

No lado oposto aos dois leds existe um fotodetector que recebe a luz transmitida no local de medição. Este fotodetector detecta dois sinais, um para o vermelho (R) e o outro para o infravermelho (IR), como está esquematicamente representado no seguinte gráfico na figura 3.4:

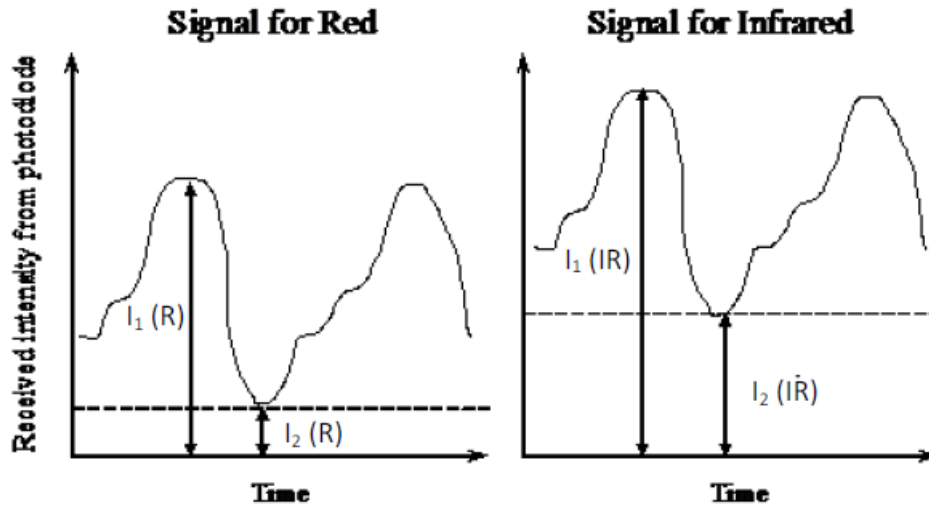


Figura 3.4: Representação da Lei de Lambert-Beer. Fonte: (WEBSTER, 1997)

O comprimento de onda vermelho recebido varia de acordo com cada pulso e tem valores alto e baixo de $I_1(R)$ e $I_2(R)$, respectivamente. O mesmo ocorre com a luz infravermelha de $I_1(IR)$ e $I_2(IR)$.

Assim utilizando a Equação 3.6, uma mudança na transmissão pode ser calculada em cada um dos dois comprimentos de onda:

$$\Delta T_R = \frac{I_2(\lambda_R)}{I_1(\lambda_R)} \quad (3.12)$$

$$\Delta T_{IR} = \frac{I_2(\lambda_{IR})}{I_1(\lambda_{IR})} \quad (3.13)$$

O logaritmo é aplicado para os dois lados da Equação 3.12 e 3.13 obtendo-se as seguintes equações:

$$\ln(\Delta T_R) = \ln\left(\frac{I_2(\lambda_R)}{I_1(\lambda_R)}\right) \quad (3.14)$$

$$\ln(\Delta T_{IR}) = \ln\left(\frac{I_2(\lambda_{IR})}{I_1(\lambda_{IR})}\right) \quad (3.15)$$

Comparando a Equação 3.11 com as Equações 3.14 e 3.15, a razão dos raios pode se escrita

em termos dos quatros parâmetros obtidos a partir dos sinais fornecidos pelo fotodetector, e que são representados na figura 3.4:

$$R_{OS} = \frac{\ln(\Delta T_R)}{\ln(\Delta T_{IR})} = \frac{\ln\left(\frac{I_2(\lambda_R)}{I_1(\lambda_R)}\right)}{\ln\left(\frac{I_2(\lambda_{IR})}{I_1(\lambda_{IR})}\right)} \quad (3.16)$$

Depois, as curvas de calibração obtidas empiricamente são utilizadas para determinar a saturação de oxigênio baseada na Razão dos Raios (R_{OS})

3.3.2 Oximetria de Pulso em Crianças

A grande maioria dos oxímetros de pulso foram desenvolvidos exclusivamente para o uso em adultos, entretanto existe uma grande aplicabilidade em crianças e neonatal. A acurácia dos oxímetros de pulso são colocadas em xeque quando aplicadas em situações não comuns, como casos de crianças com cardiopatia congênita cianótica ou aguda insuficiência respiratória hipoxêmica (PATRICK; CHRISTOPHER; ROBINDER, 2014), pois é frequentemente necessária a tomada de decisões baseada em oximetria de pulso importantes para a intervenção em casos de carência de um gás do sangue arterial. Os parâmetros definidos como normais para os adultos como cerca de 97% (WEBSTER, 1997) de SpO₂ interferem diretamente nos ajustes desses instrumentos, ocasionando uma perda de precisão consequentemente uma baixa aceitabilidade por partes dos profissionais de saúde, porém existe uma adequação e desenvolvimento desses novos equipamentos para o uso em crianças e neonatais melhorando a sua ergonomia e precisão.

(EWER; ETC, 2012) conclui que a oximetria de pulso é um exame seguro, razoavelmente preciso e altamente viável devido ao fato de ser não-invasivo tornando-o aceitável para os pais e equipe clínica. Outro fator interessante é que a oximetria de pulso, pode ajudar na detecção de outras patologias, pois a simples monitorização contínua em um pequeno intervalo de tempo apresentará sinais vitais importantes com a saturação de oxigênio e a frequência cardíaca.

Hardware

O sistema de computação é a integração do hardware com software que contém funções capazes de analisar, interpretar e transformar conjuntos de dados, interfaciando com elementos do mundo exterior.

O sistema a ser desenvolvido segue no diagrama 4.1, que será encarregado da aquisição dos sinais para determinação da SpO_2 e a frequência cardíaca, além do processo de digitalização e transmissão dos sinais para que estes possam ser interpretado por um agente externo.

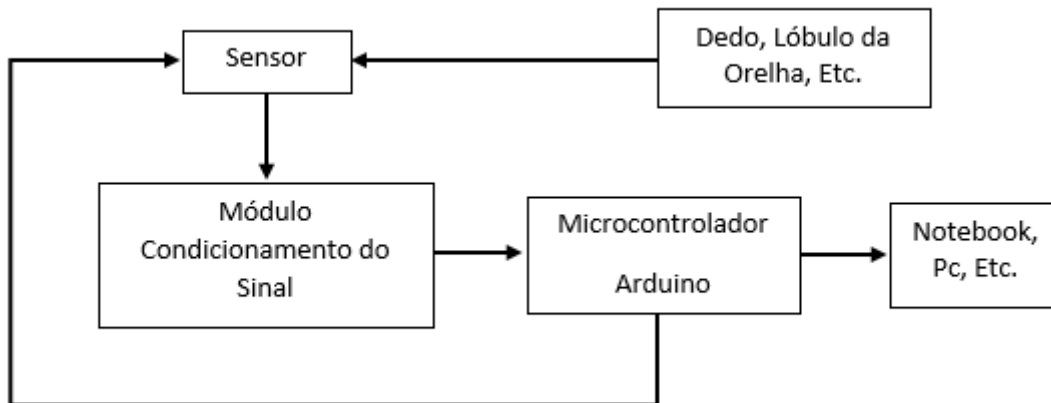


Figura 4.1: Diagrama de Blocos do Sistema de Oximetria de Pulso

A adoção de uma política Open Source e baixo custo nosso sistema define claramente as diretrizes a serem seguidas. A moldelagem inicia na busca de um sistema optoeletrônico, que possa suprir nossas necessidades técnicas.

A análise do estudo da viabilidade técnica dos sensores, baseia-se grupo óptico dotado de um fotodiodo que contemple os comprimentos de ondas que interagem com os diferentes coeficientes de extinção da hemoglobina oxigenada e desoxigenada no nosso sangue, que variam nesta faixa e os dois LEDS associados as esses coeficientes de extinção o vermelho (660 nm) e o infravermelho (940 nm), respectivamente.

4.1 Dispositivos Optoeletrônicos

A optoeletrônica abrangem dispositivos que contempla a óptica comitantemente com a eletrônica, a grande maioria desses dispositivos são baseados na ação da junção $p-n$. Fotoplestimografia envolvida no nosso projeto necessita do estudo dos dispositivos emissores e receptores de luz.

- **Dispositivos Emissores:** Estes dispositivos convertem a energia elétrica em energia luminosa, não necessariamente *luz visível*, pois podem abranger grande parte do espectro eletromagnético, desde o infravermelho até o ultravioleta. Neste grupo utilizaremos em especial o LED (Light Emitter Diode) como fonte de luz.
- **Dispositivos Receptores:** Antagonicamente aos emissores, estes dispositivos produzem um estímulo elétrico ao serem iluminados, convertendo, assim, a energia luminosa em energia elétrica. O dispositivo receptor que atendem o nosso requisito é o fotodiodo.

4.1.1 LED

Nos LEDs, os elétrons livres atravessa junção $p-n$ e caem nas lacunas ao ser polarizado. Ao cair de um nível de energia mais alto para um mais baixo, eles irradiam energia. Diferentemente dos diodos comuns, que a sua energia é dissipada na forma de calor, nos LEDs a grande parte dessa energia é irradiada na forma de luz (MALVINO, 1995).

Os diodos comuns são feitos de silício, um material opaco a luz. Já os LEDs são diferentes, são feitos de elementos como o gálio, arsênio e fósforo. Dessa forma pode se produzir LEDs que irradiam todos os comprimentos de luz visível ou até mesmo a invisível (infravermelho) (MALVINO, 1995). A grande particularidade dos LEDs além de baixo consumo de energia, é o fato de que ao serem produzidos podem dispor de um comprimento de onda bem definido ao longo de sua vida útil, tornando-o essencial para projetos que requerem um altíssimo grau de repetibilidade.

A cor da luz emitida pelo LED é definida através da escolha do material e do processo aplicado durante a sua fabricação conhecido como dopagem de impurezas.

O circuito disposto na figura 4.2 mostra um LED ligado a um resistor limitador de corrente e uma fonte de energia, as setas apontada para fora junto do símbolo convencional do diodo simboliza a irradiação de luz.

A escolha dos LEDs levou em consideração basicamente o seu comprimento de onda e o

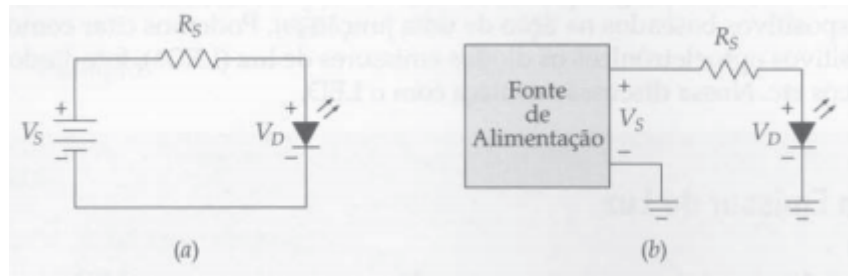


Figura 4.2: Circuitos com LEDs. Fonte: (MALVINO, 1995)

empacotamento na forma de SMD (*SemiMetalicDisc*) para que o conjunto sensor apresente tamanho reduzido e ergonomia adequada ao dedo humano. A tabela 4.1 mostra as especificações técnicas para os LEDs vermelho e infravermelho, diferentemente da definição do fotodiodo, que requer todo um cuidado técnico e financeiro, pois os oxímetro de pulso existentes no mercado são dotados de patentes, e os sensores utilizados na maioria das vezes são adquiridos em regime de propriedade intelectual com os fabricantes.

Led	Comprimento de Onda de Pico (nm)	Luminosidade	Corrente de Operação (mA)	Voltagem Típica (V)	Custo Unitário (\$)
SML-LX0603SRW	660 nm	45mcd	20 mA	1,7 V	\$ 0,06
APT1608F3C	940 nm	81.2mW/sr	20 mA	1,2V	\$ 0,31

Tabela 4.1: Especificações técnicas dos LEDs. Datasheet:(DIGI-KEY, 2014)

O encapsulamento dos LEDs em SMD na figura 4.3 é de suma importância para a contemplação dos requisitos do nosso projeto, como ergonomia do sensor e as especificações eletrônicas do microcontrolador utilizado.

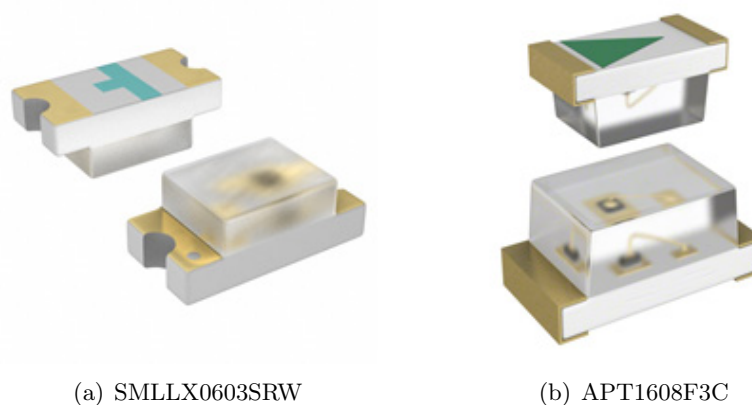


Figura 4.3: Representação SMDs dos LEDs Vermelho e Infravermelho. (DIGI-KEY, 2014)

As informações mais detalhadas podem ser observadas nos Datasheets disposto no Anexo 1.

4.1.2 Fotodiodo

São diodos de junção $p-n$. Contrário ao diodo comum os fotodiodos necessitam que os raios luminosos incidam diretamente sobre a junção. Por este motivo é dotado de uma janela transparente ao comprimento de onda que se deseja detectar, para que os raios luminosos possam incidir sobre esta junção $p-n$.

A corrente escura (*dark current*) é uma das características físicas mais importantes no funcionamento do fotodiodo, pois é a corrente mínima que o fotodiodo gera quando nenhuma luz está incidindo sobre a junção.

A tabela 4.2 dispõe-se de diferentes fotodiodos que tivemos acesso ao longo do projeto, o fator determinante para escolha do TSL250R é o seu intervalo espectral, associado outros fatores como amplificador de transimpedância interno facilitando interface com o módulo de amplificação e tratamento do sinal e posteriormente o microcontrolador Arduino.

Fotodiodo	Comprimento de Onda de Pico (nm)	Intervalo Espectral (nm)	Corrente Máxima de Operação (mA)	Voltagem Típica (V)	Custo (\$) Dolar
TSL250R	635 nm	400 nm - 1000 nm	50 mA	2,7 V	\$ 2,34
QEE122	880 nm	850nm - 940 nm	100 mA	1,7 V	\$ 0,67
BPW34FA	880 nm	730 nm - 1100 nm	50 mA	1,7 V	\$ 0,85
SEP8706	880 nm	Não Disponível	50 mA	1,7 V	\$ 1,84
SFH 5712-2/3	500 nm	400 nm - 680 nm	50 mA	2,7 V	\$ 1,62
ADBS-A320	870 nm	660nm - 1100 nm	50 mA	2,8 V	\$ 3,74
TCS3414FN	640 nm	400 nm - 1000 nm	100 mA	3,6 V	\$ 3,38
TCS3413FN	470 nm	400 nm - 1000 nm	100 mA	3,6 V	\$ 3,38
TCS34717FN	625 nm	400 nm - 1000 nm	100 mA	3,6 V	\$ 2,55
QSE159-ND	880 nm	Não Disponível	50 mA	5,0 V	\$ 1,06
PT5529B/L2-F	940 nm	700 nm - 1100 nm	100 mA	5,0 V	\$ 0,49

Tabela 4.2: Diferentes tipos de fotodiodos disponíveis.

Com a escolha do TSL250R foi descartada a possibilidade do uso de mais de um fotodiodo, pois seria necessário uma eletrônica embarcada muito mais sofisticada, devido a fato da aquisição dos dados através de dispositivos distintos.

As definições teóricas a seguir toma como exemplo em sua maioria o fotodiodo TSL250R mostrado na figura 4.4 abaixo.

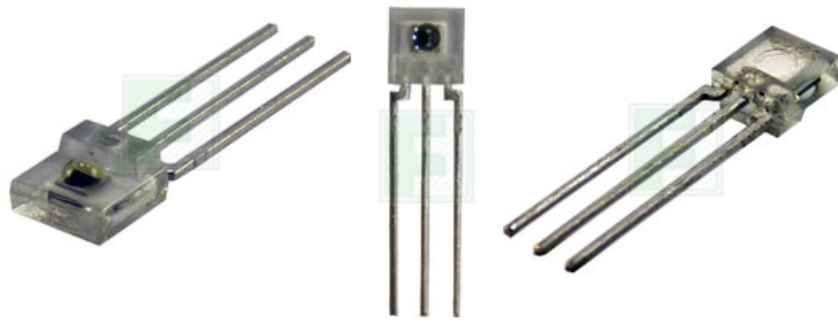


Figura 4.4: Fotodiodo TSL250R-LF Adaptada:([MOUSER](#), 2014)

4.1.3 Unidades Ópticas

A tabela 4.3 mostra algumas das diferentes unidades ópticas dispostas no Sistema Internacional de Unidades (SI), traduzido pelo órgão brasileiro, Instituto Nacional de Metrologia Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO)

Grandeza	Nome	Símbolo	Definição
Intensidade Luminosa	candela	cd	Intensidade luminosa, numa direção dada e de uma fonte que emite uma radiação monocromática de frequência 540×10^{12} hertz e cuja intensidade energética naquela direção é $1/683$ watt por esterradiano.
Fluxo luminoso	lúmen	lm	Fluxo luminoso emitido por uma fonte puntiforme em invariável de uma candela, de mesmo valor em todas direções, no interior de um ângulo sólido de 1 esterradiano.
Iluminamento	lux	lx	Iluminamento de uma superfície plana de 1 metro quadrado de área, sobre a qual incide perpendicularmente um fluxo luminoso de 1 lúmen, uniformemente distribuído.
Luminância	candela por metro quadrado	cd/m ²	Luminância de uma fonte com 1 metro quadrado de área e com intensidade luminosa de 1 candela.
Eficiência luminosa	Lúmen por watt	lm/W	Eficiência luminosa de uma fonte que consome 1 watt para cada lúmen emitido.

Tabela 4.3: Unidades Ópticas . Adaptada: ([INMETRO](#), 2003)

4.1.4 Resposta Espectral

Um fluxo luminoso ao incidir sobre um dispositivo fotosensível promove uma alteração no seu comportamento conhecido com resposta espectral. Essa informações são fornecidas pelo fabricantes em seus datasheets relacionando o comportamento do dispositivos com a energia radiante de diferentes frequências ou comprimentos de onda. A resposta espectral do fotodiodo TSL250R, na figura 4.5 mostra claramente o seu comportamento ao ser instimulado por fontes luminosas nos comprimentos de ondas 660nm e 940 nm, respectivamente ao vermelho e infravermelho utilizado em nosso sistema.

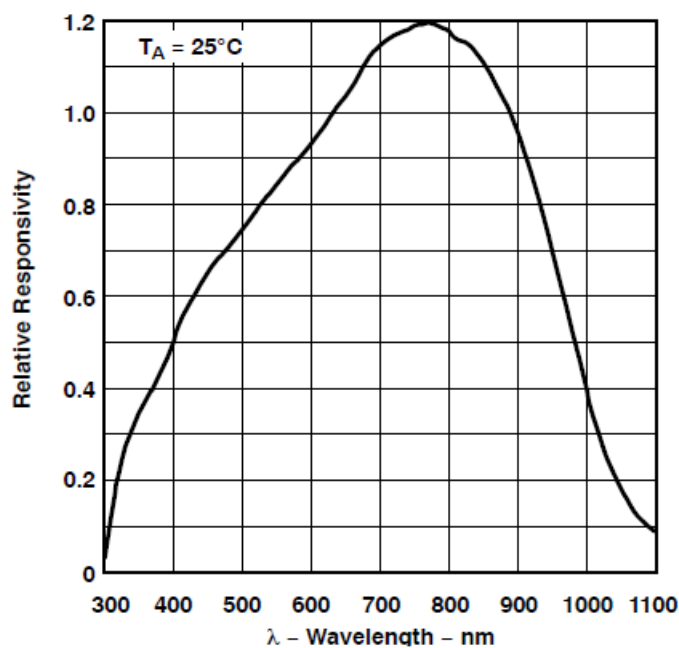


Figura 4.5: Resposta Espectral do Fotodiodo TSL250R-LF Datasheet:([TAOS, 2007](#))

A sensibilidade de um dispositivo fotosensível relaciona a quantidade de fluxo luminoso que este recebe com a variação de corrente produzida. Os fotodiodos eles apresentam uma ótima sensibilidade ao comprimento de onda específicos que fora definido durante o seu processo de fabricação.

No nosso caso particular, a sensibilidade do fotodiodo TSL250 mostra a relação entre o fluxo luminoso, que chega até ele, e a voltagem obtida como saída, lembrando que a voltagem é porque esse dispositivo óptico está acoplado diretamente a um amplificador de transimpedância.

4.2 Sensor

O sensor é definido como dispositivos sensíveis a alguma das diferentes formas de energia que podemos encontrar na natureza, que pode ser: luminosa, térmica, cinética, etc. Entretanto, relacionando essas informações sobre uma determinada grandeza ou um conjunto de grandezas que precisam ser medidos, como: temperatura, pressão, velocidade, corrente, aceleração, posição, etc (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2011). Conforme indica a figura 4.6 abaixo:

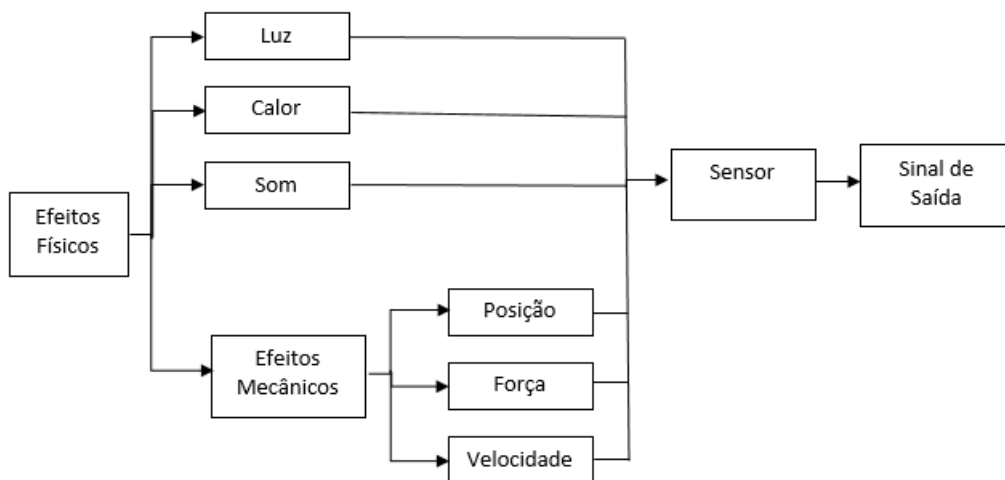


Figura 4.6: Ilustração das formas de energia de um sensor. Fonte: (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2011)

Um sensor nem sempre tem como saída, as características elétricas ideais para ser utilizado em um sistema de controle, neste caso é necessário a manipulação desse sinal de saída antes da sua leitura no sistema de controle. Isso, na maioria das vezes é realizado por um circuito ou módulo independente para que o sinal de fato possa ser lido pelo controlador empregado. A exemplo, temos quando ao ser sensibilizado por uma fonte de energia externa, ao apresentar um nível de tensão muito baixo, neste casos é necessária algum método de amplificação desta resposta do sensor, aplicando um amplificador capaz de elevar o nível do sinal para sua efetiva utilização. Em situações análogas, podem apresentar casos que é necessário aplicação de procedimentos de atenuação deste sinal para que não ocorra processo de saturação da leitura pelo controlador empregado.

Os sensores analógicos podem assumir qualquer valor no seu sinal de saída ao longo do tempo, desde que esteja dentro da sua faixa de operação. Algumas dessas grandezas físicas podem assumir qualquer valor ao longo do tempo como: temperatura, pressão, velocidade, distância, vazão, força, ângulo, torque, luminosidade, etc. Entretanto, essas grandezas são mensuradas por dispositivos sensíveis com circuitos eletrônicos analógicos.

A exemplo, essa ilustração na figura 4.7 da variação sinal de entrada (irradiância) com o sinal de saída (tensão) do fotodiodo Tsl250R-LF deste dispositivo analógico.

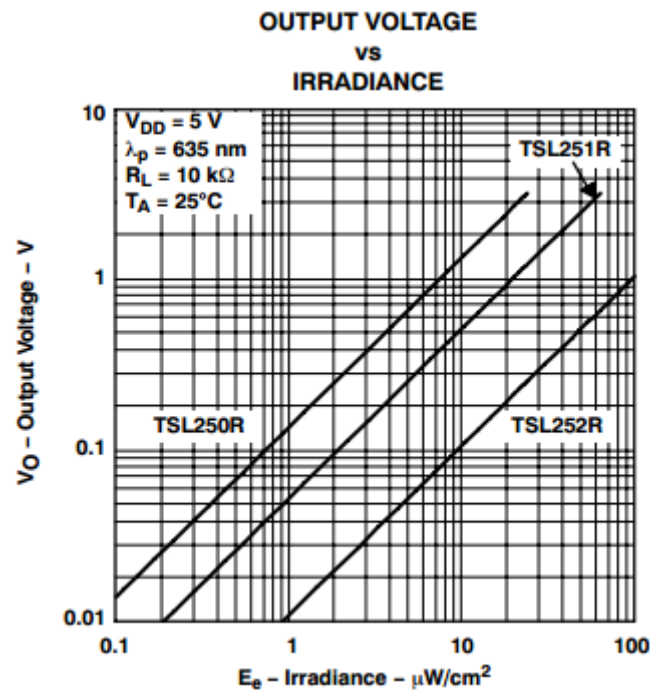


Figura 4.7: Voltagem de Sáida versus Irradiância do Fotodiodo TSL250R-LF Datasheet: (TAOS, 2007)

O transdutor é um dispositivo completo, que obrigatoriamente contém no mínimo um sensor, sua função é transformar uma grandeza física (temperatura, pressão, etc.) qualquer em outra em um sinal de tensão ou corrente que pode ser interpretada facilmente pelos dispositivos de controle. A grande distinção do “transdutor” e “sensor” é que o transdutor além de possuir o sensor ele engloba também todos os circuitos eletroeletrônicos necessários para sua aplicação final.

4.3 Hardware Livre

Iniciado na década de 80 o movimento do software livre com objetivo central a idéia de permissão de uso, cópia, adequação as necessidades e de redistribuição de software, vem evoluindo para o núcleo da vida digital, o hardware apoderando-se do novo conceito de hardware livre pela sua liberdade de utilizar, modificar, construir e distribuir de acordo com suas necessidade e objetivos. Com essas características juntamente com a popularização da internet favorecendo a distribuição da informação e o expansão do comercio global dos dispositivos de hardware, surge o paradigma do hardware livre acolhido por adeptos em todas as partes do mundo. O termo “hardware livre” tradução direta do “(open souce hardware – OSHW)” é definida e discutida nos fóruns do Open Hardware Sumitt (OHS,

2013), esta definição atual está na versão 1.1 ainda em processo de tradução para língua portuguesa, conforme a definição 1.0 disponível na comunidade Freedom Defined ([OSHW, 2013](#)),

Open Source Hardware (OSHW) é um termo para artefatos tangíveis – máquinas, dispositivos ou outros objetos físicos – cujo projeto foi disponibilizado ao público de modo que qualquer um pode construir, modificar, distribuir e utilizar estes artefatos. É intenção desta definição auxiliar no desenvolvimento de guias gerais para o desenvolvimento e validação de licenças para Open Source Hardware.

Essa cultura livre apresenta como pilares para a garantia do funcionamento deste ecossistemas os seguintes ideais de liberdades:

- A liberdade de usar o trabalho e aproveitar os benefícios do seu uso;
- A liberdade de estudar o trabalho e de aplicar o conhecimento dele adquirido;
- A liberdade de fazer cópias e distribuí-las, em todo ou em parte, da informação ou expressão;
- A liberdade de fazer mudanças e melhoramentos, e de distribuir trabalhos derivados;

Dentro da prerrogativa da utilização de hardware livre, escolhemos como opção de controlador o Arduino, além de ser acessível do ponto de vista financeiro é possível encontrar uma vasta documentação sobre as suas características e aplicabilidade.

4.4 *Arduino*

O projeto Arduino, teve sua origem no *InteractionDesignInstitute* na cidade de Ivrea, na Itália, em 2005. Ele surgiu a partir da necessidade do professor Massimo Banzi procurava um meio barato de seus estudante iniciarem os trabalhos com tecnologia, esse seu problema foi compartilhado com um pesquisador visitante da Universidade de Malmo, na Suécia o professor David Cuartielles, que também estava procurando uma solução parecida então decidiram desenvolver um microcontrolador que poderia ser utilizado pelos seus estudantes de arte e design. Por se tratar de um produto para superar o difícil acesso as tecnologia existentes, custo elevado, esse projeto surgiu com o principal objetivo vencer a barreira do preço, portanto este produto exigia que fosse barato e o seu preço deveria ser acessível



Figura 4.8: Arduino Uno (Uno significa um em italiano).Fonte:([ARDUINO, 2014](#))

a qualquer estudante, logo em seguida foi reunido um grupo e inicial fora produzida uma tiragem inicial de duzentas placas.([EVANS; NOBLE; HOCHENBAUM, 2013](#))

O nome Arduino tem origem ao nome do bar frequentado pelos professores e alunos do instituto. Inicialmente as placas eram vendidas em kits (placa arduino e alguns componentes eletrônicos) para que o próprio aluno montasse seu projeto. A alta demanda obrigou que novas unidades fossem produzidas alcançando imediatamente a grande popularização mundial quando os estudantes e os entusiastas de diversas áreas descobriu a facilidade, o baixo custo a possibilidade de grande aplicação, além do cunho educacional que proporcionou o estudante uma indispensável ferramenta de introdução a programação de microcontroladores, juntamente com o desenvolvimento de software e hardware a partir da plataforma Arduino. Atualmente existe diversas versões e derivações que podem ser adquiridas no site oficial do projeto Arduino e distribuidores em todo o mundo.([EVANS; NOBLE; HOCHENBAUM, 2013](#))

A placa escolhida para o desenvolvimento do nosso projeto foi a Arduino R3 (Terceira Versão), por atender a nossa demanda em termo do número de entrada e saídas analógicas e digitais. As suas especificações técnicas estão descrita na tabela [4.4](#) abaixo.

O Arduino uno é uma placa cujo seu cérebro é o microcontrolador ATmega328. Apresentando 14 pinos digitais de entrada ou saída (dos quais 6 podem ser usados como saídas PWM), também apresenta outras 6 entradas analógicas, um cristal cerâmico de 16 Mhz,

Microcontrolador	ATmega328P
Voltagem operacional	5V
Voltagem de alimentação (recomendada)	7-12V
Voltagem de alimentação (limites)	6-20V
Pinos I/O digitais	14 (dos quais 6 podem ser saídas PWM)
Pinos de entrada analógica	6
Corrente contínua por pino I/O	40 mA
Corrente contínua para o pino 3.3V	50 mA
Memória flash	32 KB
Memória flash para o bootloader	2KB
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Velocidade de clock	16 MHz
Comprimento	68,6 mm
Largura	53,4 mm

Tabela 4.4: Especificações Técnicas Arduino Uno R3. Traduzida: (ARDUINO, 2014)

uma conexão USB que pode servir como alimentação além da transferência de dados, a alimentação externa é feita através do conector Jack, onde o valor de tensão suportado deve estar entre os limites de 6V a 20V, entretanto recomenda-se uma alimentação em torno de 12 volts para uma melhor estabilização. Nessa placa também estão conectados dois leds (TX,RX), controlados pelo software do microcontrolador, que mostra a comunicação dos dados da placa com o computador. Outras informações acerca da estrutura do hardware Arduino podem ser observadas na figura 4.9 abaixo:

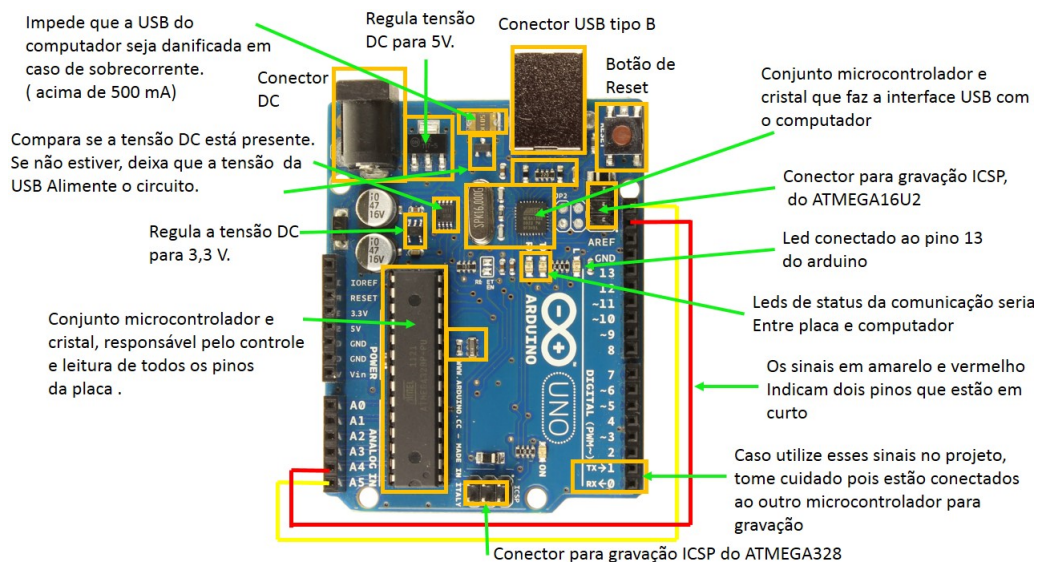
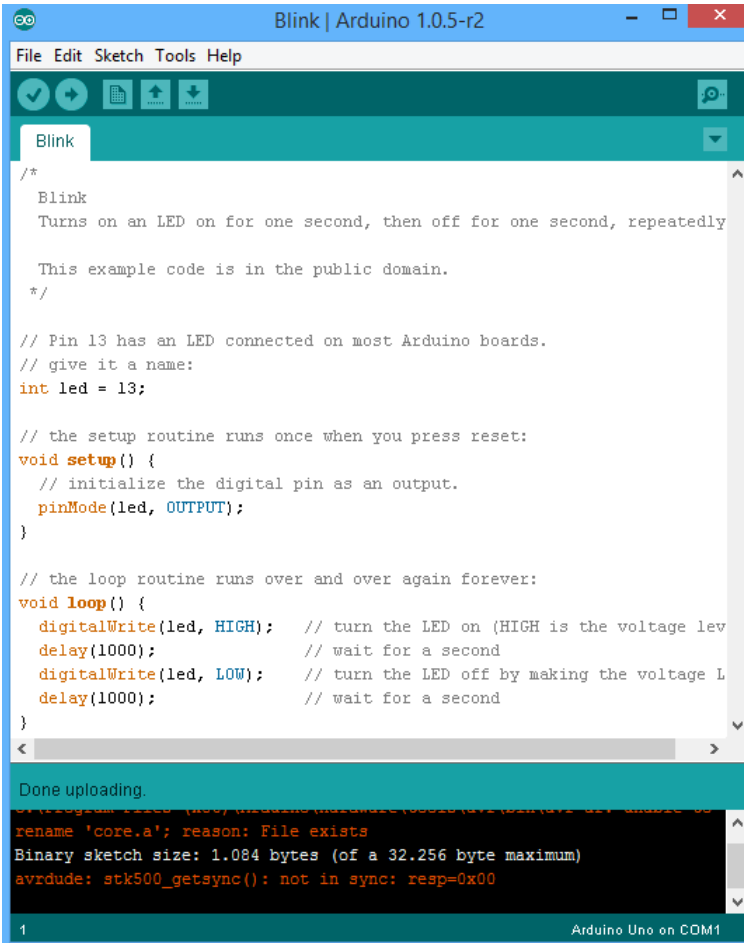


Figura 4.9: Resumo da Placa Arduino Uno. Fonte: Adaptada (SOUZA, 2013)

A plataforma Arduino também apresenta um ambiente de desenvolvimento integrado ao hardware (IDE – Integrated Development Environment) para a criação das linhas de códigos, os programas, que serão embarcados na a plataforma Arduino. O IDE da plata-

forma Arduino foi desenvolvido em linguagem Java com base no projeto Processing, na biblioteca AVR-gcc e em outros software livre (ARDUINO, 2014). O ambiente de desenvolvimento é multiplataforma para os diferentes sistemas operacionais existentes atualmente, Windows, Mac Os e Linux, além da disponibilização completa de todo código fonte para atender todas as necessidades dos diferentes tipos de usuário.

O ambiente de desenvolvimento, apresentado na figura 4.10 abaixo, dispõe-se de uma área de texto para digitação das linhas do código do programa (sketch), botões de controle, menus, além de um espaço de visualização de “logs” para a comunicação com o desenvolvedor.



```
Arduino IDE 1.0.5-r2 - Blink | Arduino 1.0.5-r2
File Edit Sketch Tools Help
Blink
/*
 * Blink
 * Turns on an LED on for one second, then off for one second, repeatedly
 *
 * This example code is in the public domain.
 */
// Pin 13 has an LED connected on most Arduino boards.
// give it a name:
int led = 13;
// the setup routine runs once when you press reset:
void setup() {
  // initialize the digital pin as an output.
  pinMode(led, OUTPUT);
}
// the loop routine runs over and over again forever:
void loop() {
  digitalWrite(led, HIGH); // turn the LED on (HIGH is the voltage level)
  delay(1000); // wait for a second
  digitalWrite(led, LOW); // turn the LED off by making the voltage LOW
  delay(1000); // wait for a second
}
Done uploading.
Binary sketch size: 1.084 bytes (of a 32.256 byte maximum)
avrdude: stk500_getsync(): not in sync: resp=0x00
1 Arduino Uno on COM1
```

Figura 4.10: IDE - Ambiente de Desenvolvimento do Arduino - Versão 1.0.5-R2

4.5 Comunicação Bluetooth

A companhia Ericsson começa a desenvolver em 1994, uma nova tecnologia que mais tarde foi nomeada de Bluetooth, essa tecnologia tinha como objetivo a comunicação entre telefones celulares e acessórios utilizando sinais de rádio de baixo custo, semelhante ao

mesmo processo de comunicação do celular, para substituir os tradicionais cabos. Entretanto, esse estudo resultou em um sistema de rádio de curto alcance que recebeu o nome MC-LINK. Por volta de 1997, o projeto começou a despertar o interesse de outras empresas de tecnologia e no ano seguinte foi criado o consórcio Bluetooth SIG (Bluetooth Special Interest Group), formado pelas grandes companhias da época como a Ericsson, Intel, IBM, Toshiba, Nokia e entre outras.([RUFINO, 2011](#))

O funcionamento da tecnologia Bluetooth tem carácter mundial, devido a fato de ser desenvolvida a partir de uma frequência de rádio aberta e aceita em qualquer lugar do mundo. A frequência de operação é de 2,45 GHz podendo variar entre 2,4GHz a 2,5GHz pode ser de curto alcance isso garante a grande diversidade de aplicação em diferentes sistemas de comunicação.

O modelo escolhido para o nosso projeto foi o RN 42 Bluetooth mostrado no conjunto de figuras [4.11](#), devido o baixo custo e a grande disponibilidade.



Figura 4.11: Módulo Bluetooth RN-42

A tabela [4.5](#) abaixo apresenta as especificações técnicas disponibilizada no site do distribuidor ([MOUSER, 2014](#)).

Fabricante	Roving Networks
Categoria de produto	Módulo Bluetooth
RoHS	Em conformidade com a RoHS Detalhes
Banda de frequência	2.4 GHz
Sensibilidade	- 80 dBm
Taxa de dados	3 Mbps
Tensão de alimentação operacional	3.3 V
Potência de saída	2 dBm
Tipo de interface	SPI, UART
Temperatura operacional máxima	+ 85° C
Tipo de conector de antena	Chip
Marca	Roving Networks
Classe	2
Temperatura operacional mínima	- 40° C
Técnica de modulação	FHSS, GFSK
Embalagem	Tray
Quantidade do pacote de fábrica	64
Version	2.1

Tabela 4.5: Especificações Técnicas Bluetooth RN-42 Traduzida: ([MOUSER, 2014](#))

Desenvolvimento Experimental

5.1 *Desenvolvimento do Módulo de Amplificação e Filtros*

Os principais componentes do módulo de fotodeteção são: o fotodiodo e amp-op (amplificador operacional) usado como conversor de corrente-tensão. Apesar do fotodiodo TSL250 apresentar o amplificador de transimpedância integrado, faz-se necessário a adição de um módulo para amplificação do sinal e filtragem devido a saída do fotodiodo TSL250 apresentar uma variação de tensão de até 1 *Volt*, entretanto o Arduino faz uma leitura de até 5 *Volts* distribuido em 10 *bits* logo poderá assumir valores digitais entre 0 a 1023 a partir da leitura da entrada analógica.

O amplificador de transimpedância é o mais utilizado nas aplicações de oximetria de pulso, pois ele transforma a fotocorrente de entrada do fotodiodo em tensão de saída, o fotodiodo TSL250 escolhido já é dotado do amplificador de transimpedância, mas tem uma série de restrições multidimensionais de modo algum considerações importantes devem ser levados em conta na escolha dos componentes.

Os filtros são projetados para permitir, ou não, a passagem de um sinal, cujo espectro esteja dentro do valor preestabelecido no circuito desenvolvido.

O circuito apresentado na figura 5.1 contempla um amplificador associado a outros filtros e um circuito adicional dos LEDs (para fixação no sensor), também sendo necessário adição de uma fonte geradora de tensão simétrica para alimentar este circuito através da porta usb (5V) sem que houvesse a inversão da tensão na saída deste amplificador.

Os componentes eletrônicos do circuito principal foram distribuido ao longo de uma placa de 50mm x 50mm e os LEDs SMDs foram dispostos em uma placa de 8mm x 10mm conforme podemos observar no layout na figura 5.2 abaixo.

5.1.1 *Confecção da Placa de Circuito Impresso*

A placa de circuito impresso contempla a placa do módulo amplificador, dos LEDs e do módulo bluetooth. A modelagem do Layout desenvolvido no software EAGLE (Easily Applicable Graphical Layout Editor) foi impresso com impressora Laser em um papel fotográfico 5.3 e transferido para o para a placa de circuito impresso aplicando uma fonte

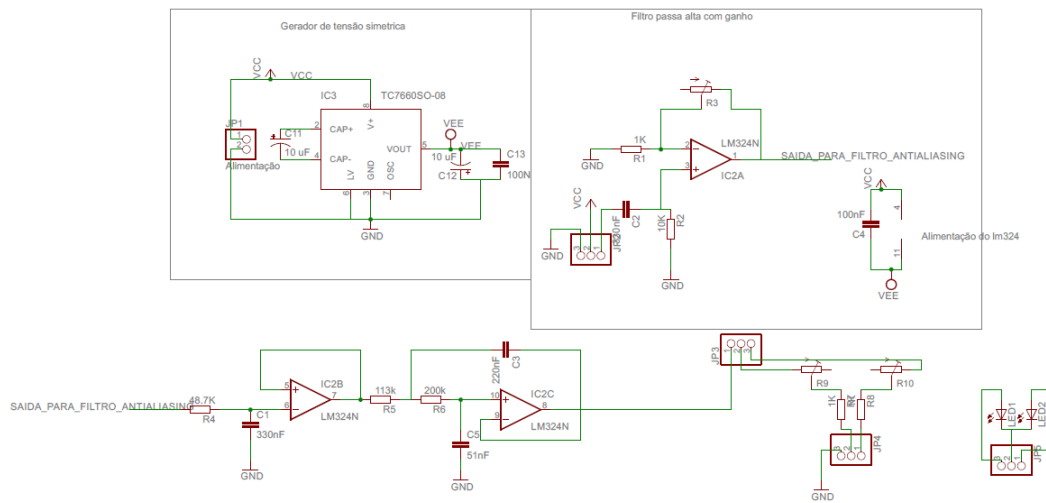


Figura 5.1: Esquema eletrônico do Módulo de Amplificação do Sinal e Filtro

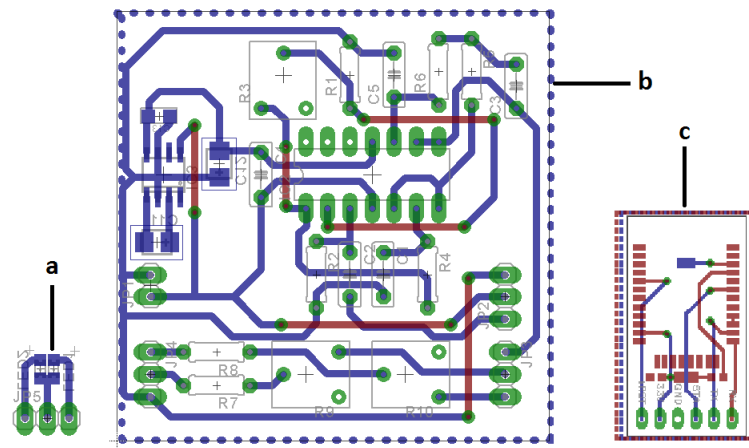


Figura 5.2: Layouts para a confecção das Placas: a - LEDs, b - Módulo de Amplificação e c - Módulo Bluetooth de Circuito Impresso.

de calor (prensa elétrica), logo em seguida foi colocada em banho com solução (água oxigenada + hidróxido de sódio) para corroer a camada de cobre desprotegida.

Em seguida as trilhas impressas no papel fotográfico foram transferidas para a placa de circuito impresso.

Posteriormente a placa foi imersa em solução (água oxigenada + hidróxido de sódio) para corroer a camada de cobre desprotegida.

Após a retirada da placa do banho, esta foi lavada em água corrente, seca e realizamos a furação dos terminais na placa, para seguidamente aplicar um fina camada de verniz para proteção contra a oxidação do cobre.

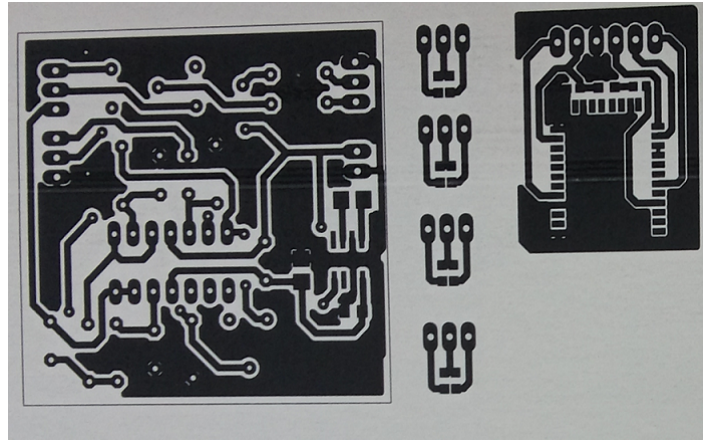


Figura 5.3: Layout impresso no papel fotográfico

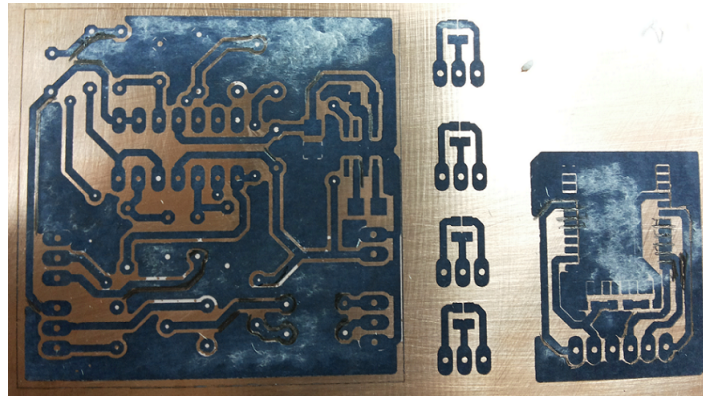


Figura 5.4: Placa após a transferência das trilhas.

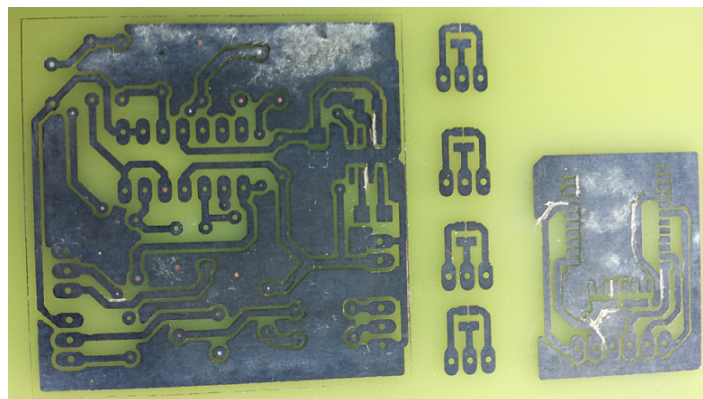


Figura 5.5: Placa após a corrosão da camada de cobre.

Finalmente após esse processo soldamos todos os componentes fixos na placa.

Ao observarmos essa placa podemos identificar três resistores variáveis, os dois que estão próximos funcionam como limitadores de corrente para os LEDs definindo assim a intensidade dos mesmos, já o que está no lado oposto aos outros dois é o responsável pelo ajuste

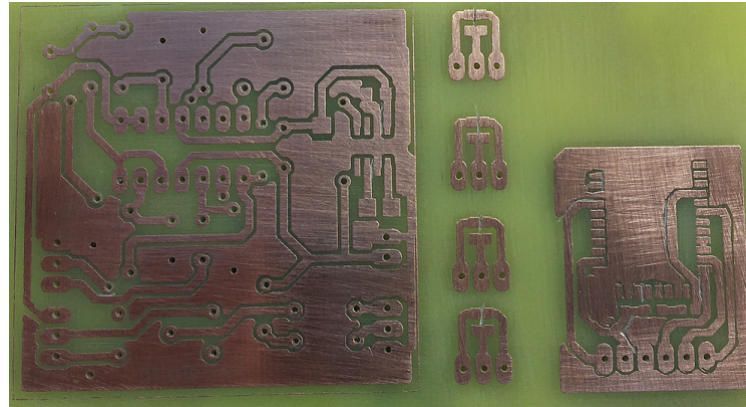


Figura 5.6: Placa após limpeza completa.

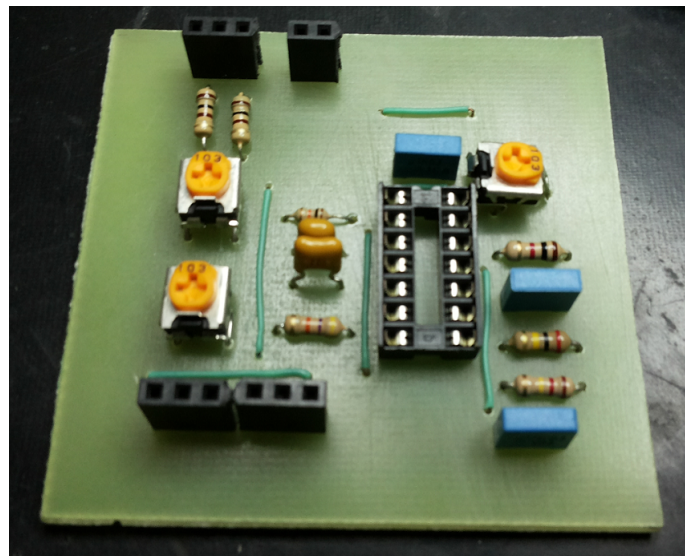


Figura 5.7: Placa principal após a soldagem dos componentes.

do ganho do amplificador.

5.2 *Desenvolvimento do Molde do Sensor*

O suporte para fixação do fotodiodo e dos dois LEDs define o nosso sensor de oximetria foi elaborado para atender a necessidade ergonômica do usuário de modo a proporcionar conforto e perfeita fixação, além de atender a necessidades técnicas. Inicialmente o layout do sensor foi desenvolvido no software SolidWorks, conforme descrito na seção abaixo, porém devido a necessidade transferência para a impressora 3D fez-se necessário a utilização de tecnologia open source. O SketchUp foi utilizado para o desenvolvimento do layout final devido ao fato de ser open source e o arquivo final ser totalmente compatível com a impressora 3d Prusa Mendel V2 que realizou a impressão do suporte sensor em

plástico abs.

5.2.1 Modelagem no SolidWorks

O SolidWorks é um software de modelagem 3D e projetos de produtos CAD (computer-aided design) de propriedade da Dassault Systèmes SOLIDWORKS Corporation, essa ferramenta de projeto utiliza a modelagem paramétrica de sólidos, baseada nas características e propriedades de cada elemento e ação, sendo possível alterá-las em qualquer altura do processo de modelagem.(SOLIDWORKS, 2014).

A figura 5.8 mostra o esboço obtido a partir diferentes perspectivas da modelagem no solidworks.

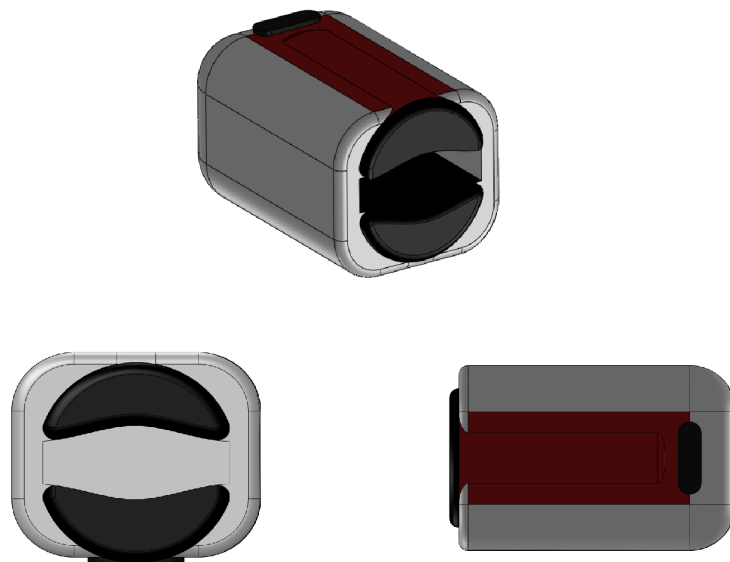


Figura 5.8: Modelagem desenvolvida no SolidWorks.

A modelagem inicial apresentou aspectos complexos para um primeiro protótipo como a necessidade de grau de liberdade para ajustes a diferentes tamanhos de dedo, neste caso foi pensado um material flexível, necessitado o uso de diferentes materias na construção do protótipo, porém o custo da prototipagem seria muito alto devido a necessidade de maquinario especiais para a realização dessa tarefa e que seja compatível com o software Solidworks. Diante dessas limitações foi pensado outros meios alternativos de baixo custo e disponibilidade de tecnologias, como o uso do software Schetchup, através da sua versão opensource e a grande possibilidade da modelagem final ser prototipada em plástico ABS(Acrylonitrile Butadiene Styrene) ser executada com as impressoras 3Ds opensource já então disponíveis.

5.2.2 Modelagem no SketchUp

O SketchUp é concebido a partir de uma política de acesso fácil a ferramentas de modelagem 3D da forma mais simples possível. A facilidade do uso juntamente com a possibilidade de compatibilidade a diferentes plugins de código aberto como o STL (Stereo Lithographic Language) usada praticamente por todas as impressoras open source, transformou em uma ferramenta de uso obrigatório para a modelagem em impressoras 3Ds.

A ferramenta SketchUp dispõe de atributos para desenhos de linhas e formas que facilmente são transformadas em superfícies, que ao serem puxadas ou empurradas tornam-se 3Ds, podendo ser alargadas, copiadas, rotacionadas da forma que você necessitar (SKETCHUP, 2013).

Outro fator relevante é a grande disponibilidade de modelos já desenvolvidos por outros usuários e compartilhados por todo o mundo, tornando uma ferramenta extremamente acessível e adaptável às suas diferentes necessidades.

A nossa modelagem no SketchUp foi desenvolvida a partir da ideia inicial da modelagem anterior, apresentada nas figuras abaixo, podemos observar a combinação da simplicidade com a funcionalidade dentro das nossas limitações.

O nosso conjunto sensor apresenta as seguintes dimensões:

- Altura de 21,00 mm.
- Largura de 30,00 mm.
- Comprimento de 42,50 mm

A figura 5.9 é apresentada através de uma perspectiva que claramente podemos identificar na parte superior o local que será fixada a placa de dimensão 10 mm x 10 mm com os dois LEDs (vermelho e infravermelho) e abaixo será fixado o fotodiodo TSL250 R de dimensão 5 mm x 5 mm.

Ao observarmos a modelagem do sensor podemos observar a sua ergonomia adequada para um dedo de espessura média de 14 mm.

Frontalmente podemos visualizar a profundidade de 39,00 mm para inserirmos o dedo, lembrando que esta profundidade foi definida para que os LEDs e o fotodiodo fiquem alinhados com a unha do indivíduo.

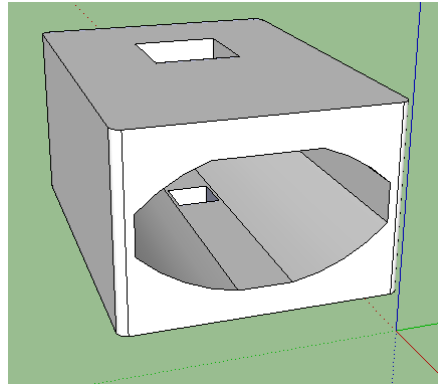


Figura 5.9: Perspectiva lateral do sensor.

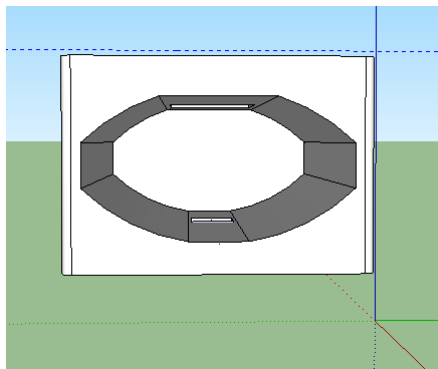


Figura 5.10: Vista frontal do sensor.

A vista superior mostra a disposição que ficará os LEDs e o fotodiodo.

Após essa etapa, partimos então para impressão do molde do sensor, que fora modelado em uma impressora 3D.

5.2.3 Impressão do Molde do Sensor em 3D

A impressão 3D é um processo inovador, na qual é idealizado um objeto através da modelagem computacional e o mesmo é transformado em objeto físico obedecendo todos os parâmetros previamente definidos. Também é conhecido como processo de prototipagem rápida, diminuindo consideravelmente o tempo de manufatura e principalmente os custos desse processo, através dessa tecnologia todas as áreas das ciências tiveram um grande salto de desenvolvimento, resumidamente podemos definir a impressão 3D como sendo o processo que transforma um objeto virtual em real.

A impressora 3D utilizada, Prusa Mendel V2, foi montada e disponibilizada ([JR, 2013](#)) seguindo princípios Open Source [5.12](#).

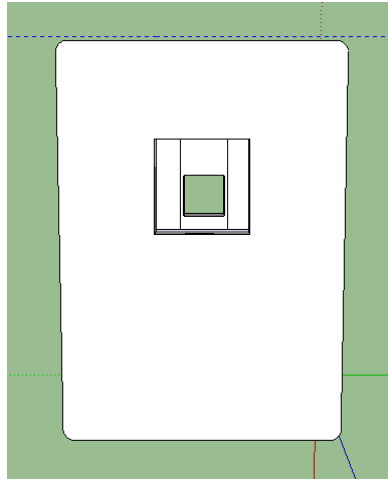


Figura 5.11: Vista superior do Sensor.

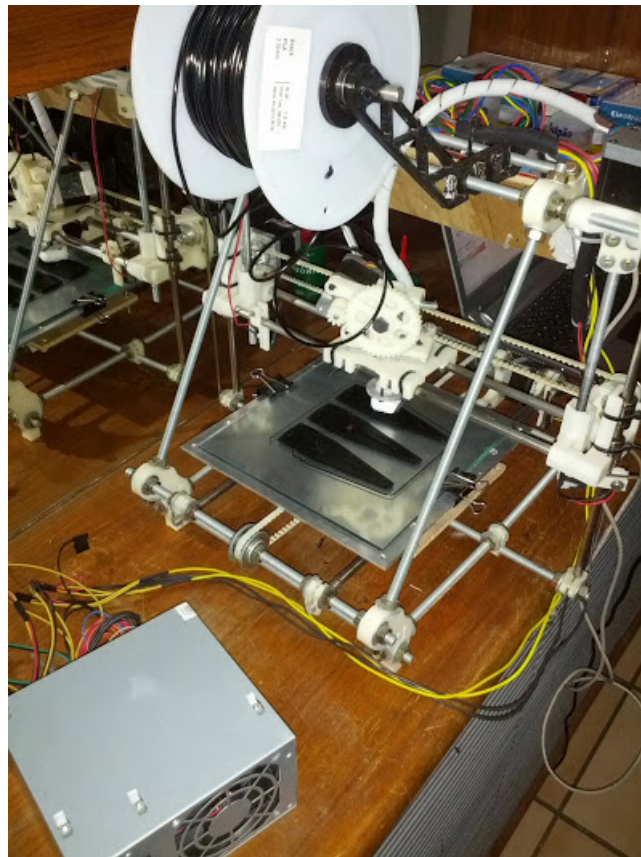


Figura 5.12: Impressora Prusa Mendel V2 utilizada para Impressão 3D do Sensor.([JR, 2013](#))

Após a realização da modelagem no SketchUp foi gerado um arquivo STL. O STL (Stereo Lithography) é um formato de arquivo de software de CAD amplamente utilizado para a prototipagem rápida e manufatura auxiliada por computador. Os arquivos STL descrevem apenas a geometria de um objeto tridimensional, sem qualquer representação de cor, textura ou outros atributos ([3DSYSTEMS, 1989](#)).

Em seguida foi utilizado software Slic3r para interpretar o STL e gerar um arquivo no formato G-Code. O Slic3r é uma ferramenta que converte um modelo 3D em instruções de impressões para impressoras 3D. Ele corta o modelo em fatias horizontais (camadas)(DANIELS, 2013). Ele gera um G-Code contendo todas as instruções que a impressora deve executar (movimentos, temperatura, quantidade de plástico a extrudir, etc.) para imprimir corretamente o seu objeto. O processo da geração do arquivo G-Code utilizando o Slic3r pode ser observado na imagem 5.13.

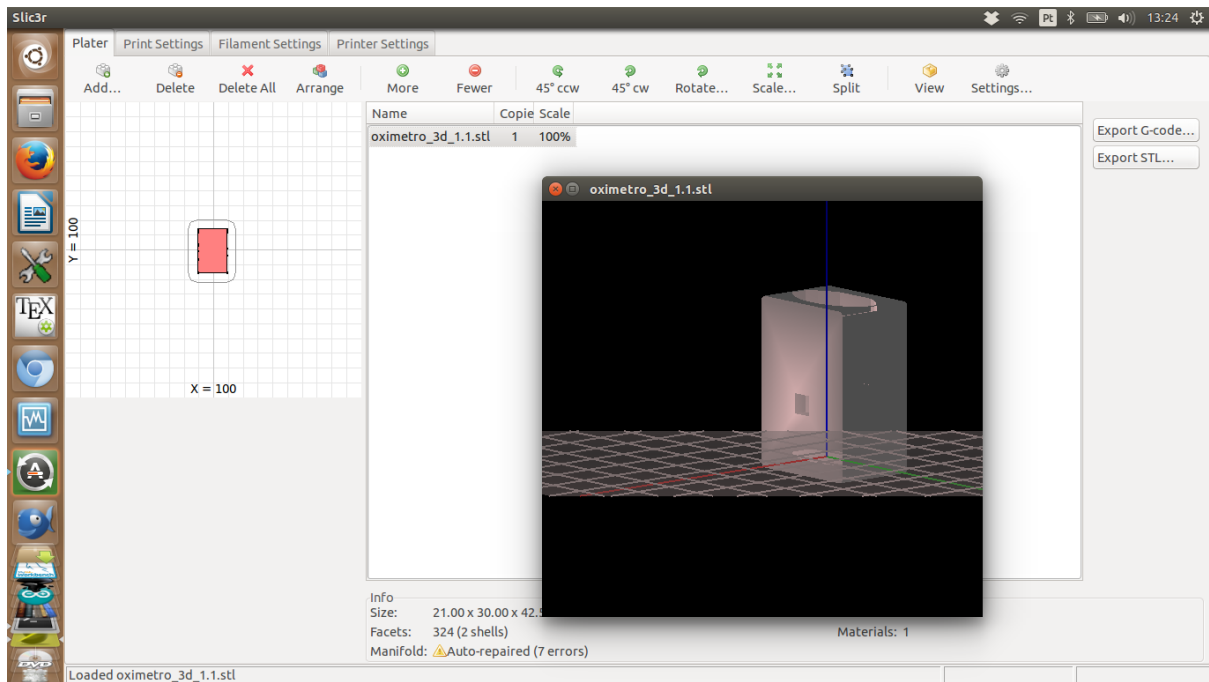


Figura 5.13: Geração do G-Code através do Software Slic3r.

O G-Code é uma linguagem de programação utilizada no controle de máquinas operatrizes. O PronterFace é o software que controla e monitora todas as variáveis da impressora Prusa Mendel 3D ele é o responsável pelo gerenciamento da impressora 3D, ao receber o arquivo G-Code interpreta todas as variáveis a serem atribuídas a impressora 3D, fazendo todos os ajustes necessário como: disposição do objeto sobre a mesa de impressão, resolução e velocidade da impressão. Durante o processo de impressão analisamos, ajustamos e monitoramos esses parâmetros conforme apresentada na imagem 5.14, e ao final desse processo obtivemos o molde do para o nosso sensor.

Depois de cerca de 40 minutos obtivemos o molde final.

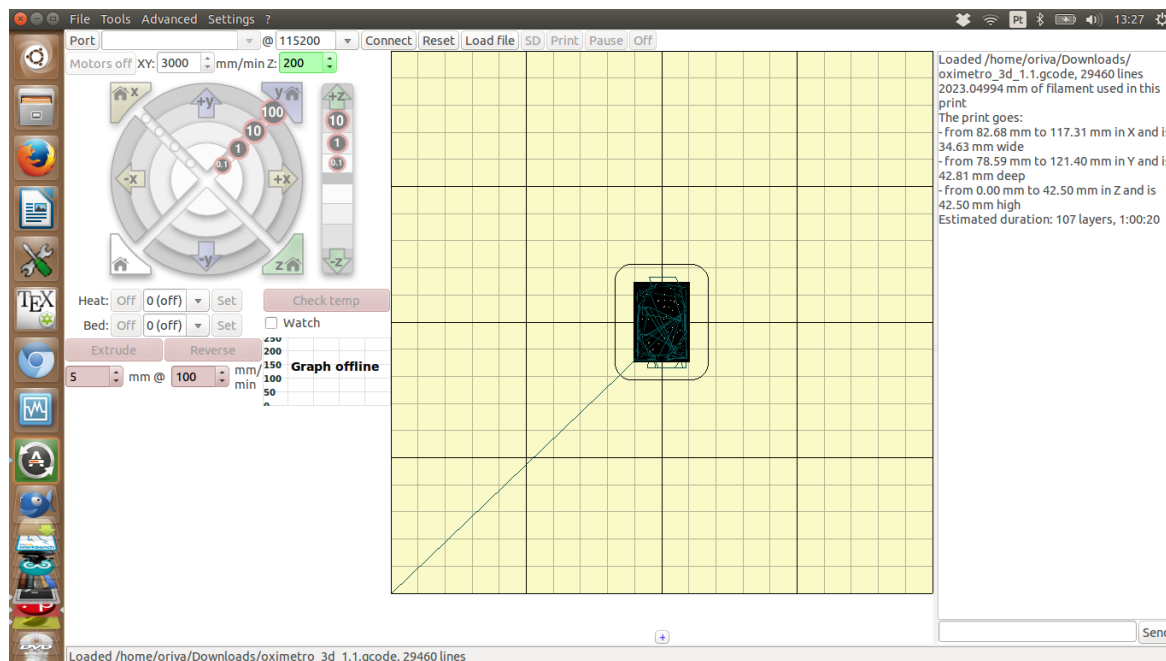


Figura 5.14: Pronteface - Software de gerenciamento da impressora Prusa Mendel V2.

5.3 Módulo do Fotodetector

Os principais componentes do módulo de fotodetecção são o fotodiodo e o amplificador operacional usado como conversor corrente-tensão.

O fotodiodo utilizado, o TSL250R é um sensor ópticos (luz-tensão) combinando com um fotodiodo e um amplificador de transimpedância (com resistor de feedback de $16M\Omega$) disponível em um circuito integrado (TAOS, 2007). O esquema do circuito elétrico que representa o diagrama de bloco funcional do TSL250R é apresentado na figura 5.16, composto pelos componentes: amplificador operacional, fotodiodo, resistor e capacitor.

O fotodiodo usado apresenta respostas satisfatórias para ambos comprimento de onda, uma vez que vamos utilizar apenas um fotodiodo para ambos os comprimentos de onda, de modo este apresenta em sua faixa espectral os comprimentos de onda usados conforme podemos observar na figura 4.5.

O fotodiodo gera uma corrente proporcional à intensidade de luz e, em seguida, o amplificador de transimpedância converte a corrente gerada em voltagem, estes são os tipos mais comuns de amplificadores usados na aplicação de oximetria de pulso hoje em dia para a amplificação de sinal, a corrente do fotodiodo deve ser convertido em tensão com uma moderada impedância. O ganho de transimpedância é definido como a razão entre a amplitude do sinal de tensão à saída e a amplitude do sinal de corrente de entrada do amplificador.

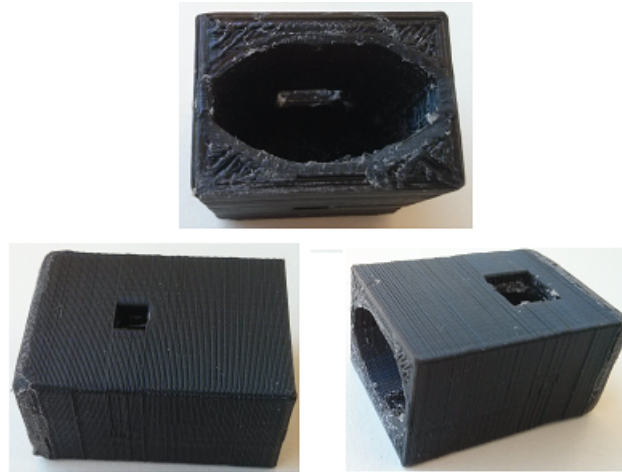


Figura 5.15: Molde do sensor ao fim da impressão 3D.

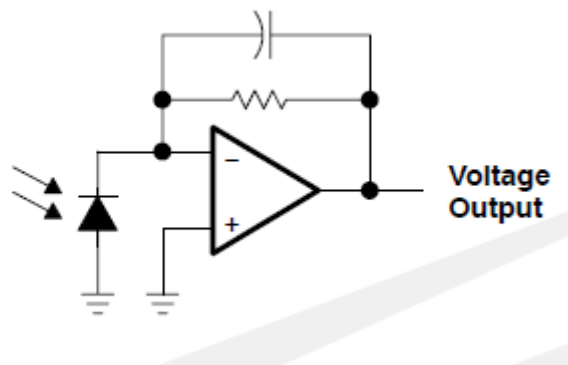
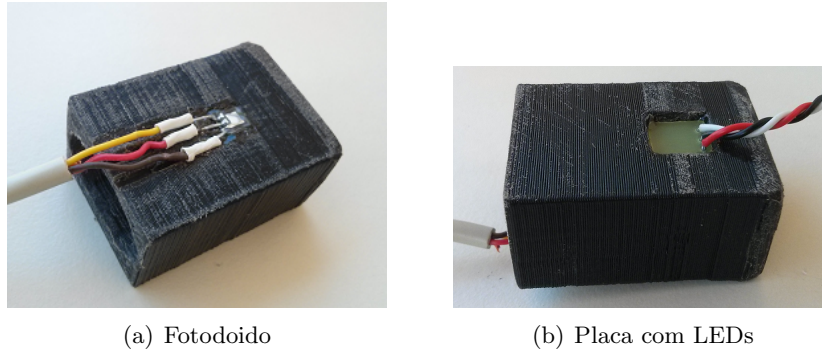


Figura 5.16: Diagrama de bloco funcional do TSL250R-LF Datasheet: (TAOS, 2007)

O molde impresso passou por um processo de limpeza dos resíduos plásticos, corrigindo assim as imperfeições e facilitando o acoplamento da placa com o LEDs na parte superior e o fotodiodo na parte inferior, definindo assim o nosso conjunto optoeletrônico denominado sensor apresentado na figura 5.17.

5.3.1 Módulo Bluetooth

O módulo bluetooth foi desenvolvido seguindo as mesmas etapa ao módulo de amplificação, o aspecto final podemos verificar na figura 5.18.



(a) Fotodiodo

(b) Placa com LEDs

Figura 5.17: Conjunto optoeletrônico - Sensor.



Figura 5.18: Placa final do módulo bluetooth.

5.4 Ajustes dos Parâmetros Eletrônicos

Os principais ajustes podem ser realizados através dos três potenciômetros disponíveis na placa principal

5.4.1 Ajuste das Intensidade dos LEDs

O controle da corrente de alimentação dos LEDs é realizado de forma simples. Ao utilizarmos dois potenciômetros, esse sistema vai permitir controlar a intensidade luminosa dos dois LEDs de forma independente.

A relação entre a voltagem obtida no conjunto amplificador/sensor relacionada com a quantidade de fótons que o mesmo recebe pode ser observada a partir de dois aspectos diferentes, um em relação a resistência ajustada no potenciômetro e o outro em relação a quantidade de corrente elétrica que alimenta os LEDs, conforme as figuras 5.20 e 5.21 abaixo:

Observando a figura 5.20, podemos verificar o decréscimo da voltagem obtida no sensor à medida que a resistência aumenta, devido ao fato da corrente que alimenta os LEDs ser inversamente proporcional, conforme Georg Ohm descreve em sua lei.

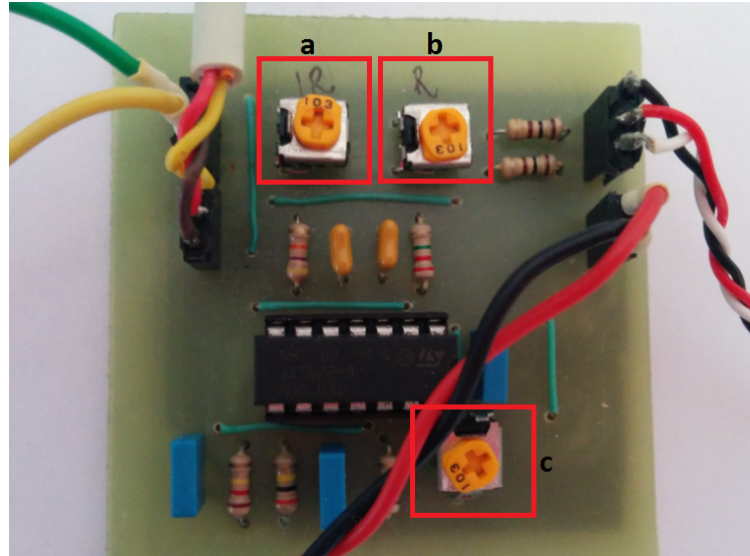


Figura 5.19: Potenciômetros para ajuste: a - LED infravermelho, b - LED vermelho e c - ganho do amplificador.

O sensor atingem o seu ponto máximo, por volta de $3,53\text{ V}$ para o LED vermelho e $3,82\text{ V}$ para o LED infravermelho conforme podemos observar na figura 5.21, a partir destes dados iniciais fizemos os primeiros ajustes no nosso circuito

Posteriormente, realizamos os primeiros testes inserido o dedo para medir a atenuação da luz que chega no sensor e verificar a capacidade do nosso conjunto microcontrolador arduino e amplificador fazer a leitura dos dados.

A figura 5.22 mostra as duas curvas para diferentes situações: uma sem obstáculo e a outra situação de leitura real com a presença do dedo humano, sendo observada uma queda na voltagem obtida devido a absorção da luz pelo dedo humano.

A relação do ajuste do resistor variável para as situações citadas acima é representada graficamente na figura 5.23.

O nosso microcontrolador Arduino (ATmega328) apresenta um conversor A/D com 10 bits de resolução, a sua tensão de entrada pode variar de 0 V até o valor de V_{CC} e possui referência interna padrão de $5,0\text{ V}$. Dessa forma o valor retornado digitalmente estará na faixa de 0 a 1023, com uma resolução de $4,89\text{ mV}$.

Inicialmente já temos voltagem suficiente para a realização da leitura do nosso sensor, porém vamos precisar aplicar um filtro para filtrar algumas frequências indesejadas.

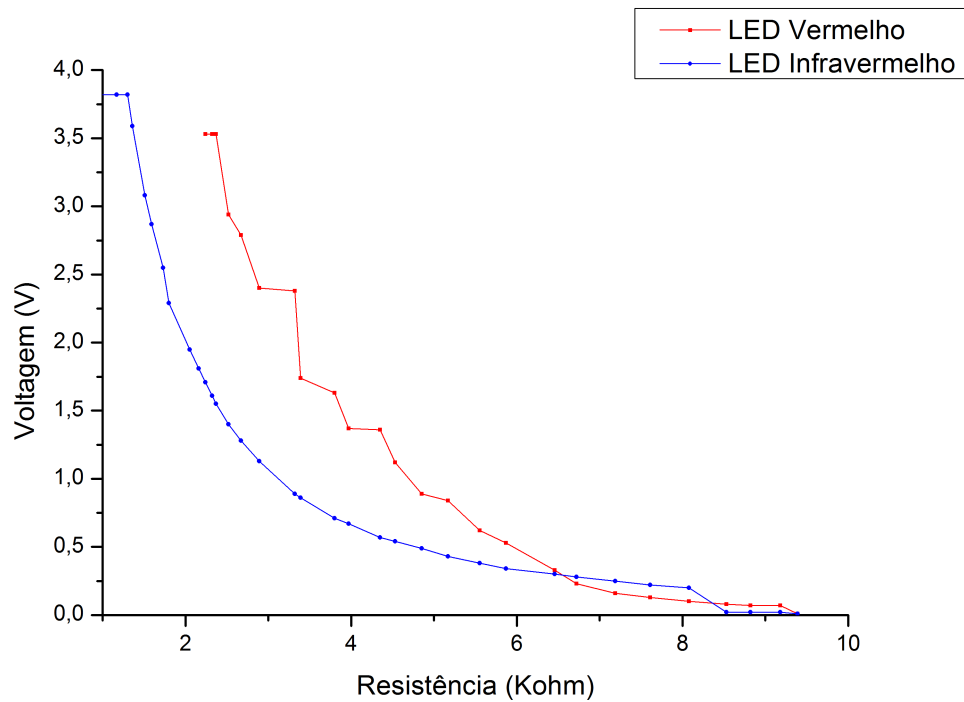


Figura 5.20: Gráfico entre as resistências ajustadas nos potenciômetros e a voltagem observada no sensor.

5.4.2 Ajuste do Ganho do Amplificador

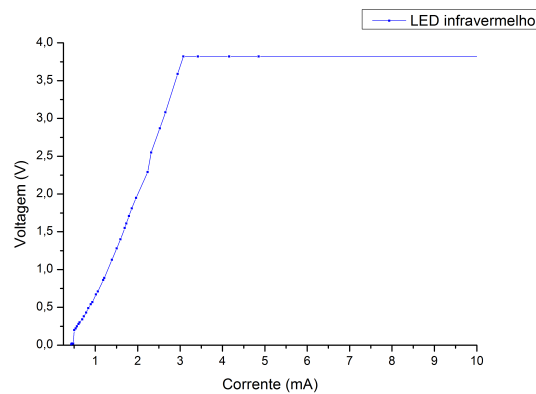
O comportamento do sinal estudado pode ser observado na figura 5.24. Se analisarmos o pulso de onda "cardíaca" podemos visualizar facilmente os batimentos cardíacos, pois a sua detecção é definida a partir do cálculo do tempo entre dois picos ou dois vales do sinal de onda observado ao longo do eixo x , que esta associado ao tempo.

O ganho do amplificador foi ajustado, através do potenciômetro destacado em c na figura 5.19 com auxílio do osciloscópio, levando em consideração a faixa tensão necessária para a leitura no microcontrolador arduino.

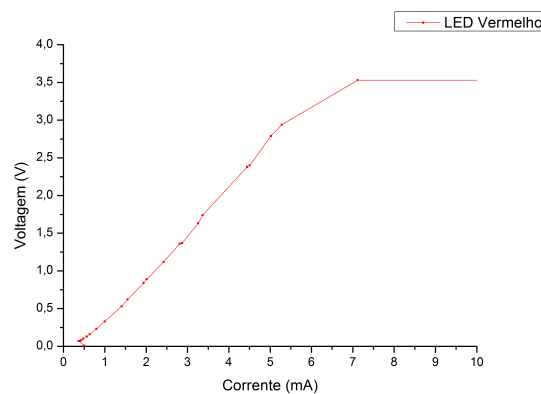
5.5 Desenvolvimento do Software no Arduino

A partir da construção do algoritmo para a detecção, foi possível a implementação na linguagem correspondente a plataforma arduino.

A rotina implementada na plataforma Arduino tem como base o algoritmo apresentado na figura 5.25. Ele contempla principalmente o controle dos leds e aquisição do sinal.



(a) LED Infravermelho



(b) LED Vermelho

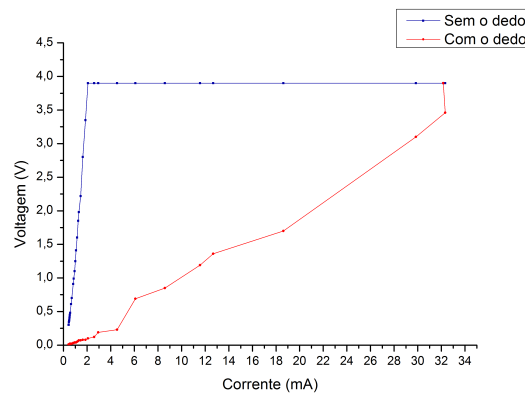
Figura 5.21: Voltagem observada no sensor em relação a corrente de alimentação dos LEDs.

O Módulo Arduino deverá contemplar através da implementação do Software, além de suas funções intrínsecas como microcontrolador, as seguintes instruções:

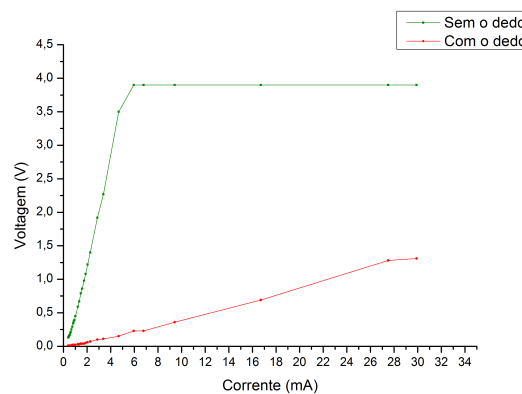
- Controle do pulso alternado dos dois Leds.
- Conversão A/D dos sinais analógicos obtidos a partir do fotodiodo.
- Os cálculos de saturação de oxigênio no sangue e frequência cardíaca;
- Controle do processo de envios dessas informações através da comunicação Bluetooth.

O esquema de ligação dos LEDs e terminal de aquisição do sinal a partir do módulo de amplificação no micro controlador é mostrado na figura 5.26.

O controle do pulso alternado dos dois Leds é necessário pois a oxihemoglobina e a desoxihemoglobina apresenta coeficientes de absorção de luz diferentes, neste caso estamos



(a) LED Infravermelho



(b) LED Vermelho

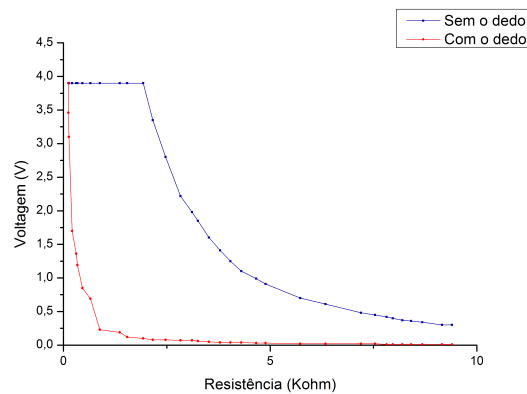
Figura 5.22: Comparação da Voltagem observada no sensor em relação a corrente de alimentação dos LEDs.

utilizando o comprimento de onda 660 nm para o led vermelho e 940 nm para o led infravermelho, a partir da aquisição dos valores médio de um grupo de medidas da componente de luz que atinge o fotodiodo podemos então calcular o saturação de oxigênio.

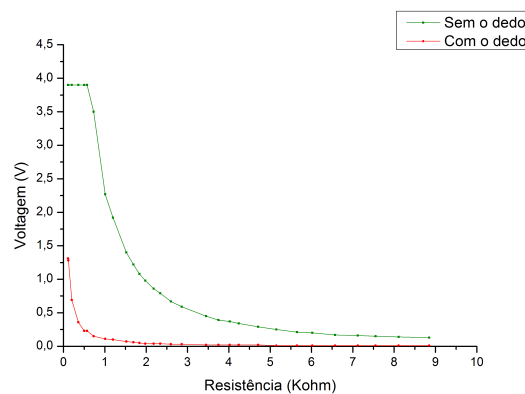
O sinal obtido através do fotodiodo é de carácter totalmente analógico, pois como medida física temos a voltagem oriunda do circuito de amplificação intrínseco do fotodiodo adquirido juntamente com o circuito elaborado para a filtragem dos ruídos e uma amplificação necessária para obtenção do ganho de sinal suficiente para que o módulo arduino faça a leitura deste dados, ao receber esses dados é feita a conversão para dados digitais transformando o valor lido em volts em valores de 0 a 1023, pois o microcontrolador do arduino utilizado apresenta nas suas entradas analógicas apenas 8 *bits*.

Os cálculos da saturação de oxigênio é feito de acordo com a equação apresentada no capítulo 3, a partir dos valores armazenando para os diferentes leds, posteriormente a calibração do oxímetro.

O microcontrolador do Arduino, ao ser acoplado um módulo bluetooth gerencia a trans-



(a) LED Infravermelho



(b) LED Vermelho

Figura 5.23: Voltagem observada no sensor em relação ao ajuste dos potenciômetros.

missão e recepção deste dados a diferentes dispositivos externos, podendo ser notebook, pc, tablet e até mesmo smartfone ou qualquer outro dispositivo dotado de interface bluetooth que possa ler e interpretar estes dados.

5.5.1 Detecção do Batimento Cardíaco

O algoritmo desenvolvido também contempla a detecção do batimento cardíaco através da procura dos picos máximos e mínimos do sinal de fotopleletismografia de componente contínua do Leds vermelho e infravermelho.

A frequência cardíaca é estimada a partir do número de amostras de três batimentos cardíacos e pode ser calcula através da Equação 5.1 :

$$FC = \frac{fa \times 60}{\frac{\Delta n}{3}} \quad (5.1)$$

onde FC é a frequência cardíaca média em batimentos por minuto, fa a frequência de amostragem e Δn é o número de amostras de três batimentos.

5.5.2 Determinação da Saturação de Oxigênio no Sangue

A determinação da saturação de oxigênio no sangue é baseada no cálculo da razão R apresentado na equação 3.16 por (WEBSTER, 1997), não necessita da componente DC. Por efetuar o logaritmo natural da variação de intensidade dos comprimentos de onda entre o vermelho e infravermelho, teoricamente não é necessário definir uma curva de calibração e nem de um controle de intensidade dos LEDs visto que apenas as componentes pulsantes interferem no resultado final. Sendo assim podemos determinar a a razão de saturação R ou SpO_2 a partir dos valores de máximo e mínimo de cada comprimento de onda obtidos conforme a equação 5.2 abaixo:

$$R = \frac{\ln\left(\frac{V_{minR}}{V_{maxR}}\right)}{\ln\left(\frac{V_{minIR}}{V_{maxIR}}\right)} \quad (5.2)$$

onde R é a razão dos raios, V_{minR} voltagem mínima LED vermelho, V_{maxR} voltagem máxima LED vermelho, V_{minIR} voltagem mínima LED infravermelho e V_{maxIR} voltagem máxima LED infravermelho.

No nossos sistema essas variáveis correspondem as leituras máximas e mínimas realizadas pelo Microcontrolador Arduino para o LED vermelho e o LED infravermelho.

O valor da saturação de oxigênio no sangue SpO_2 é calculado através da equação 5.3 definida empiricamente (MEHTA; RENGARAJAN; PRASAD, 2002).

$$SpO_2 = (110 - 25R) \quad (5.3)$$

onde SpO_2 é a saturação de oxigênio no sangue, e R é a razão dos raios oriundo da equação 5.2.

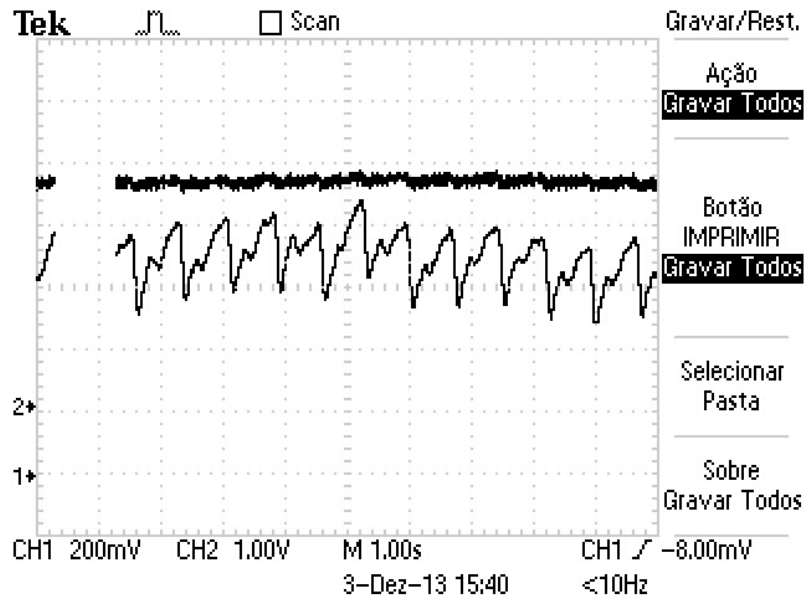
5.6 Testes e Resultados

Após finalizada a implementação do sistema foram realizados testes de captura e processamentos dos dados com indivíduo considerado normal. O difícil acesso a um centro laboratorial para medir a oxigenação sanguínea de forma invasiva, impossibilitou a uma análise quantitativa da taxa de erro do protótipo desenvolvido. Entretanto, foi possível comparar os resultados prévios com Oxímetro da Marca Contec modelo CM50EW, observando a viabilidade do modelo e identificar as principais dificuldades no desenvolvimento do protótipo.

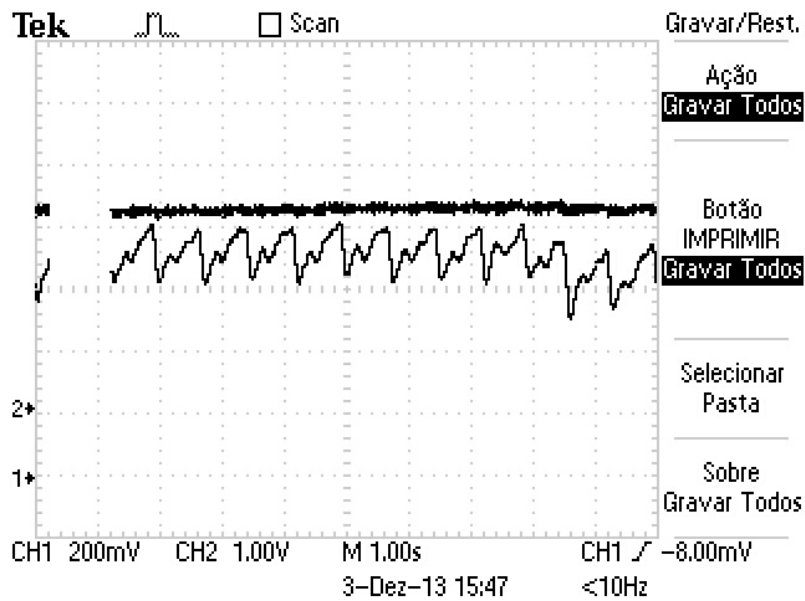
Nos teste iniciais obtivemos no nosso protótipo a medida da saturação de oxigênio $SpO_2 = 95\%$ e uma frequência cardíaca de $fc = 82bpm$ e para o Oxímetro Contec obtivemos a medida da saturação de oxigênio $SpO_2 = 97\%$ e uma frequência cardíaca de $fc = 86bpm$.

O erro percentual relativo encontrado ao comparamos as medidas foram:

- 2,10 % para a Saturação de Oxigênio.
- 4,65 % para a Frequência Cardíaca.



(a) LED Vermelho



(b) LED Infravermelho

Figura 5.24: Voltagem observada no sensor em relação a corrente de alimentação dos LEDs.

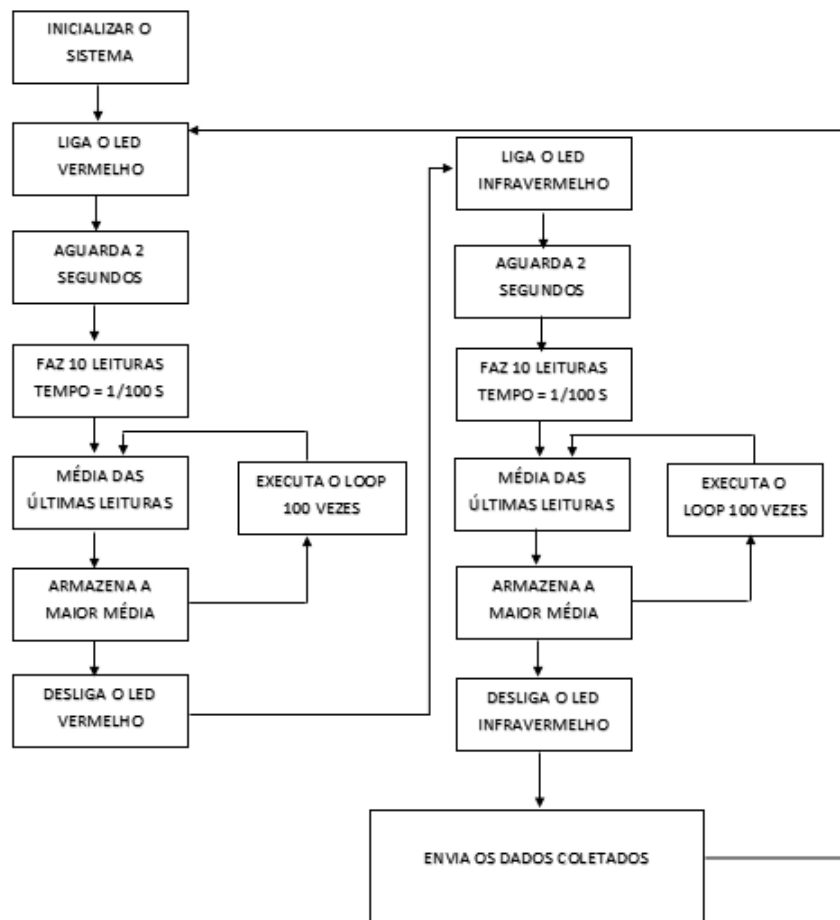


Figura 5.25: Algoritmo de implementação das rotinas do Arduino

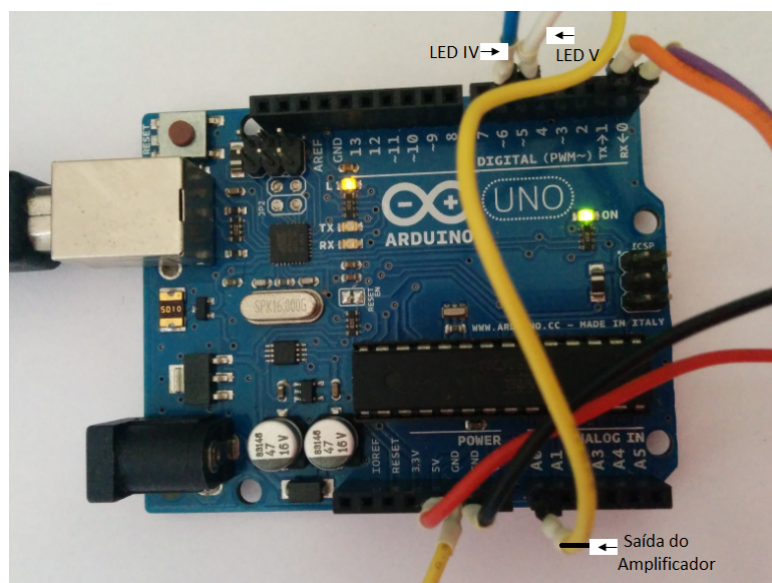


Figura 5.26: Esquema de ligação no microcontrolador arduino

Considerações finais

O protótipo inicial do oxímetro de pulso desenvolvido apresenta requisitos básicos para monitorização contínua dos sinais vitais em especial a saturação de oxigênio e frequência cardíaca de qualquer indivíduo.

Observando a representação gráfica dos sinais obtidos, apesar de conter ruído, é possível visualizar nitidamente a variação da pulsação correspondente aos batimentos cardíaco mostrando que o conjunto sensor (LEDs e fotodiodo) escolhido atende os parâmetros físicos para aquisição de sinal em oxímetro de pulso, sem perdas relevantes de informações.

Por se tratar de um produto altamente comercial, os oxímetros de pulso disponíveis blindam através de patentes e registros as suas características e especificações técnicas, além de adquirirem exclusividade sobre certos componentes principais, como os LEDs e o fotodiodo, tornado ainda mais árdua a busca pelos componentes ideais. No nosso caso teve-se a necessidade da importação desses componentes, com isso a nossa lista de opções ao final do projeto foi reduzida a uma pequena quantidade de componentes eletrônicos.

A característica Open Source do nosso projeto tem como objetivo, justamente a abertura ao acesso a essas tecnologias para comunidades carentes e remotas, pois os sinais fisiológicos adquiridos pelo oxímetro de pulso é de fundamental importância para um análise do estado de saúde dos indivíduos.

A concepção inicial da modelagem do conjunto sensor baseada no SolidWorks, apesar de apresentar-se de forma mais elaborada atendendo requisitos como ajuste a diferentes espessuras de dedo e mais ergonômico não fora desenvolvida devido a um alto custo para a prototipagem que tornaria o protótipo mais caro que os aparelhos disponíveis no mercado. A solução encontrada foi possível graças a popularização e acesso a impressoras 3D, a modelagem desenvolvida no Sketchup, de caráter mais simples porém funcional se mostrou altamente robusta a nossa proposta e com um baixo custo associado a sua construção.

A escolha pela construção do conjunto sensor e não a aquisição de conjuntos prontos proporcionou grandes desafios mais ao mesmo tempo tornou-o o projeto mais acessível e passível de inovações. Os LEDs no sensores comerciais são dispostos paralelamente e invertidos o que obrigaria o desenvolvimento de uma eletrônica um pouco mais complexa, entretanto no nosso caso podemos colocá-los de forma isoladas possibilitado o controle individualizado.

O módulo bluetooth apesar de desenvolvido não foi implementado, pois no nosso protótipo não foi incorporado alimentação por baterias acrescentando um custo muito elevado e especificações técnicas que requer cuidados especiais. Diante disso, a forma de comunicação utilizado foi através da porta USB, que no caso do Microcontrolador Arduino além de torna possível a comunicação ainda serve como alimentação do circuito e os módulos incorporados.

O conjunto sensor demonstrou alta sensibilidade aos movimentos do dedo introduzindo assim ruído e interferindo na qualidade da medida realizada. A limitação da prototipagem na impressora 3D com espessura fixa também contribui para interferência de luz externa.

6.1 Atividades Futuras de Pesquisa

Algumas idéias serão apresentadas para continuar a melhoria do projeto.

A curto prazo, é necessário a incorporação de todos os componentes um único módulo para facilitar o seu manuseio, juntamente com sistema de alimentação de baterias, para tirar proveito do hardware e software desenvolvido e projetar um oxímetro de pulso com mais autonomia que este.

Melhoramento do conjunto sensor atribuindo um sistema de grampo de mola (“estilo pregador”) para adaptação a ergometria dos indivíduos permitindo a melhor fixação no dedo reduzindo as interferências devido as vibrações mecânicas e a luz externa.

Desenvolver a validação clínica do dispositivo através de teste em situações reais em unidades de saúde.

Incorporação de um visor no protótipo para visualizar informações relevantes ao seu funcionamento.

Desenvolvimento de aplicações que interajam com dispositivos móveis para aquisição e processamento destas informações médicas.

Referências Bibliográficas

- 3DSYSTEMS. Stereolithography interface specification (stl). In: . [S.l.]: <http://www.ennex.com/~fabbers/StL.asp>, 1989.
- ARDUINO. Arduino project. In: . [S.l.]: <http://arduino.cc/>, 2014.
- COSTA, D.; JARNARNI, M. Bases fundamentais da experiometria. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 05, p. 95–102, April 2001.
- DANIELS, C. Slic3r g-code generator for 3d printers. In: . [S.l.]: <http://slic3r.org/>, 2013.
- DIGI-KEY. Digi-key corporation. In: . [S.l.]: <http://www.digikey.com/>, 2014.
- EVANS, M.; NOBLE, J.; HOCHENBAUM, J. *Arduino em Ação*. São Paulo: Novatec, 2013.
- EWER, A. K.; ETC. Pulse oximetry as a screening test for congenital heart defects in newborn infants: a test accuracy study with evaluation of acceptability and cost-effectiveness. *Health Technology Assessment*, v. 16, Fevereiro 2012.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E. *Tratado de Fisiologia Médica*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.
- HEWITT, P. *Física Conceitual*. Porto Alegre: Bookman, 2002.
- INMETRO. *Sistema Internacional de Unidades - SI*. Rio de Janeiro: 8. Ed, 2003.
- JR, O. V. S. Impressora 3d prusa mendel v2. In: . [S.l.]: <http://robolivre.org/conteudo/impressora-3d>, 2013.
- MALVINO, A. P. *Eletrônica: Volume 1*. São Paulo: Makron Books, 1995.
- MEANS, R. J. Função das hemácias e distúrbios do metabolismo do ferro. trad. do art. original (red blood cell function and disorders of iron metabolism). *ACP Medicine*, http://www.medicinanet.com.br/m/conteudos/acp-medicine/4935/funcao_das_hemacias_e_disturbios_do_metabolismo_do_ferro_%E2%80%93_robert_t_means_jr.htmf, p. 1–18, 2011.
- MEHTA, B.; RENGARAJAN, D.; PRASAD, A. Real time patient tele-monitoring system using labview. *International Journal of Scientific and Engineering Research*, v. 03, p. 1–11, April 2002.
- MOUSER. Mouser eletronic. In: . [S.l.]: <http://br.mouser.com/>, 2014.

NAOUM, P. C.; NAOUM, F. A. Doença falciforme. In: . [S.l.]: <http://www.hemoglobinopatias.com.br/d-falciforme/fisio-falci.htm>, 2013.

OSHW. Oshw. In: . [S.l.]: <http://freedomdefined.org/OSHW/translations/portuguese>, 2013.

PATRICK, A. R.; CHRISTOPHER, J. N.; ROBINDER, G. K. Accuracy of pulse oximetry in children. *PEDIATRICS, Official Journal of the American Academy of Pediatrics.*, v. 133-22, p. 21–30, Janeiro 2014.

RUFINO, N. M. d. O. *Segurança em Rede Sem Fio*. São Paulo: Novatec, 2011.

SKETCHUP. Sketchup. In: . [S.l.]: <http://www.sketchup.com/pt-BR>, 2013.

SOLIDWORKS. Dassault systèmes solidworks corporation. In: . [S.l.]: <http://www.solidworks.com/>, 2014.

SOUZA, F. Embarcados arduino uno. In: . [S.l.]: <http://www.embarcados.com.br/>, 2013.

SOUZA, M. H. L.; DERRICKSON, B. *Fundamentos da Circulação Extracorpórea*. Rio de Janeiro: Centro Editorial Alfa Rio, 2006.

TAOS, T. A. O. S. Datasheet: Tsl250r, tsl251r, tsl252r light-to-voltage optical sensors. In: . [S.l.]: www.taosinc.com, 2007.

THOMAZINI, D.; ALBUQUERQUE, P. U. B. *Sensores Industriais - Fundamentos e Aplicações*. São Paulo: Érica, 2011.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. *Princípios de Anatomia e Fisiologia*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010.

VEIGAS, C. A. A. Gasometria arterial. *Jornal Brasileiro de Pneumologia / Pneumol*, http://www.jornaldepneumologia.com.br/PDF/Suple_138_45_1212%20Gasometria%20arterial.pdf, p. 233–238, 2002.

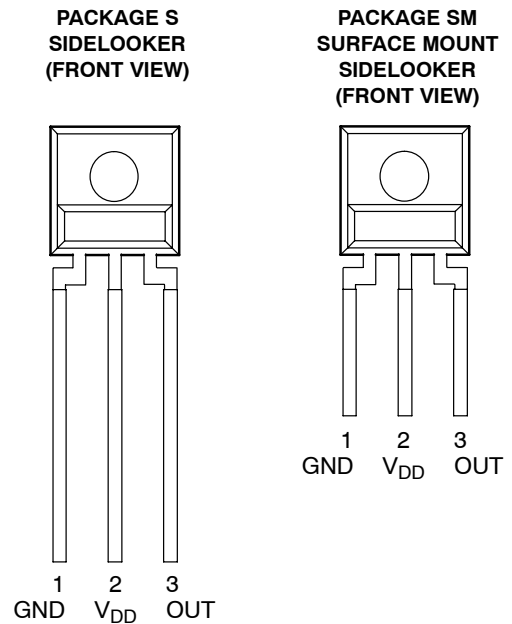
WAN, C. L. Telemedicina e telessaúde – um panorama no brasil. *Informática Pública - USP*, v. 02, p. 07–15, Fevereiro 2008.

WEBSTER, J. G. *Design of Pulse Oximeters*. New York: Taylor & Francis, 1997.

ZAGO, M. A.; PINTO, A. C. S. Fisiopatologia das doenças falciformes: da mutação genética à insuficiência de múltiplos órgãos. *Revista Brasileira de Hematologia e Hemoterapia*, <http://www.scielo.br/pdf/rbhh/v29n3/v29n3a03.pdf>, v. 29, p. 207–214, Julho 2007.

Anexo 1: Datasheets

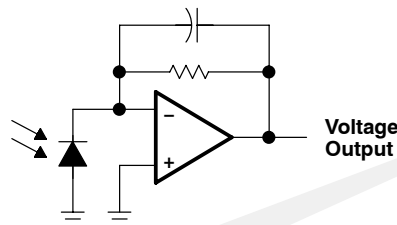
- **Monolithic Silicon IC Containing Photodiode, Operational Amplifier, and Feedback Components**
- **Converts Light Intensity to a Voltage**
- **High Irradiance Responsivity, Typically 137 mV/(μ W/cm²) at $\lambda_p = 635$ nm (TSL250R)**
- **Compact 3-Lead Clear Plastic Package**
- **Single Voltage Supply Operation**
- **Low Dark (Offset) Voltage....10 mV Max**
- **Low Supply Current.....1.1 mA Typical**
- **Wide Supply-Voltage Range.... 2.7 V to 5.5 V**
- **Replacements for TSL250, TSL251, and TSL252**
- **RoHS Compliant (-LF Package Only)**



Description

The TSL250R, TSL251R, and TSL252R are light-to-voltage optical sensors, each combining a photodiode and a transimpedance amplifier (feedback resistor = 16 M Ω , 8 M Ω , and 2.8 M Ω respectively) on a single monolithic IC. Output voltage is directly proportional to the light intensity (irradiance) on the photodiode. These devices have improved amplifier offset-voltage stability and low power consumption and are supplied in a 3-lead clear plastic sidelooker package with an integral lens. When supplied in the lead (Pb) free package, the device is RoHS compliant.

Functional Block Diagram



Available Options

DEVICE	T _A	PACKAGE - LEADS	PACKAGE DESIGNATOR	ORDERING NUMBER
TSL250R	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker	S	TSL250R
TSL250R	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker — Lead (Pb) Free	S	TSL250R-LF
TSL250R	0°C to 70°C	3-lead Surface-Mount Sidelooker — Lead (Pb) Free	SM	TSL250RSM-LF
TSL251R	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker	S	TSL251R
TSL251R	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker — Lead (Pb) Free	S	TSL251R-LF
TSL251R	0°C to 70°C	3-lead Surface-Mount Sidelooker — Lead (Pb) Free	SM	TSL251RSM-LF
TSL252R	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker	S	TSL252R
TSL252R	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker — Lead (Pb) Free	S	TSL252R-LF
TSL252R	0°C to 70°C	3-lead Surface-Mount Sidelooker — Lead (Pb) Free	SM	TSL252RSM-LF

TSL250R, TSL251R, TSL252R LIGHT-TO-VOLTAGE OPTICAL SENSORS

TAOS028H – SEPTEMBER 2007

Terminal Functions

TERMINAL NAME NO.	DESCRIPTION
GND 1	Ground (substrate). All voltages are referenced to GND.
OUT 3	Output voltage
V _{DD} 2	Supply voltage

Absolute Maximum Ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)[†]

Supply voltage, V _{DD} (see Note 1)	6 V
Output current, I _O	±10 mA
Duration of short-circuit current at (or below) 25°C (see Note 2)	5 s
Operating free-air temperature range, T _A	–25°C to 85°C
Storage temperature range, T _{stg}	–25°C to 85°C
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds (S Package)	260°C
Reflow solder, in accordance with J-STD-020C or J-STD-020D (SM Package)	260°C

[†] Stresses beyond those listed under “absolute maximum ratings” may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under “recommended operating conditions” is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

- NOTES: 1. All voltages are with respect to GND.
2. Output may be shorted to supply.

Recommended Operating Conditions

	MIN	NOM	MAX	UNIT
Supply voltage, V _{DD}	2.7		5.5	V
Operating free-air temperature, T _A	0		70	°C

TSL250R, TSL251R, TSL252R LIGHT-TO-VOLTAGE OPTICAL SENSORS

TAOS028H – SEPTEMBER 2007

Electrical Characteristics at $V_{DD} = 5\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$, $\lambda_p = 635\text{ nm}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ (unless otherwise noted) (see Notes 3, 4, and 5)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	TSL250R			TSL251R			TSL252R			UNIT
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
V_D Dark voltage	$E_e = 0$	0	4	10	0	4	10	0	4	10	mV
V_{OM} Maximum output voltage	$V_{DD} = 4.5\text{ V}$	3.0	3.3		3.0	3.3		3.0	3.3		V
V_O Output voltage	$E_e = 14.6\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$	1.5	2	2.5							V
	$E_e = 38.5\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$				1.5	2	2.5				
	$E_e = 196\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$							1.5	2	2.5	
α_{vo} Temperature coefficient of output voltage (V_O)	$E_e = 14.6\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$, $T_A = 0^\circ\text{C}$ to 70°C	1.6									mV/ $^\circ\text{C}$
		0.08									%/ $^\circ\text{C}$
	$E_e = 38.5\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$, $T_A = 0^\circ\text{C}$ to 70°C				1.6						mV/ $^\circ\text{C}$
					0.08						%/ $^\circ\text{C}$
N_e Irradiance responsivity	$\lambda_p = 635\text{ nm}$, See Notes 5 and 7	137			52			10.2			mV/ $(\mu\text{W}/\text{cm}^2)$
	$\lambda_p = 880\text{ nm}$, See Notes 6 and 7	127			48			9.4			
I_{DD} Supply current	$E_e = 14.6\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$	1.1			1.7						mA
	$E_e = 38.5\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$				1.1			1.7			
	$E_e = 196\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$							1.1			

- NOTES: 3. Measurements are made with $R_L = 10\text{ k}\Omega$ between output and ground.
4. Optical measurements are made using small-angle incident radiation from an LED optical source.
5. The input irradiance E_e is supplied by an AlInGaP LED with peak wavelength $\lambda_p = 635\text{ nm}$
6. The input irradiance E_e is supplied by a GaAlAs LED with peak wavelength $\lambda_p = 880\text{ nm}$
7. Irradiance responsivity is characterized over the range $V_O = 0.05$ to 2.9 V . The best-fit straight line of Output Voltage V_O versus irradiance E_e over this range will typically have a positive extrapolated V_O value for $E_e = 0$.

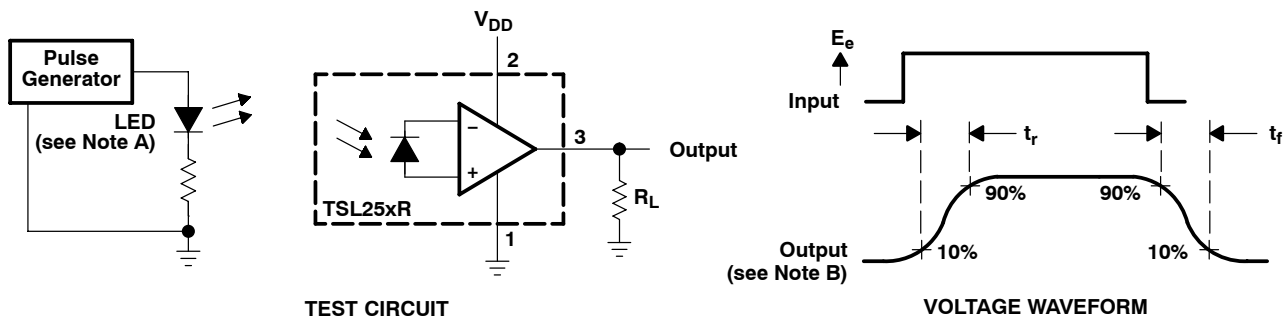
Dynamic Characteristics at $T_A = 25^\circ\text{C}$ (see Figure 1)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	TSL250R			TSL251R			TSL252R			UNIT
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
t_r Output pulse rise time	$V_{DD} = 5\text{ V}$, $\lambda_p = 635\text{ nm}$	260			70			7			μs
t_f Output pulse fall time	$V_{DD} = 5\text{ V}$, $\lambda_p = 635\text{ nm}$	260			70			7			μs
V_n Output noise voltage	$V_{DD} = 5\text{ V}$, $E_e = 0$, $f = 1000\text{ Hz}$	0.8			0.7			0.6			$\mu\text{V}/\sqrt{\text{Hz}}$

TSL250R, TSL251R, TSL252R LIGHT-TO-VOLTAGE OPTICAL SENSORS

TAOS028H – SEPTEMBER 2007

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION



- NOTES: A. The input irradiance is supplied by a pulsed AlInGaP light-emitting diode with the following characteristics: $\lambda_p = 635 \text{ nm}$, $t_r < 1 \mu\text{s}$, $t_f < 1 \mu\text{s}$.
 B. The output waveform is monitored on an oscilloscope with the following characteristics: $t_r < 100 \text{ ns}$, $Z_i \geq 1 \text{ M}\Omega$, $C_i \leq 20 \text{ pF}$.

Figure 1. Switching Times

TYPICAL CHARACTERISTICS

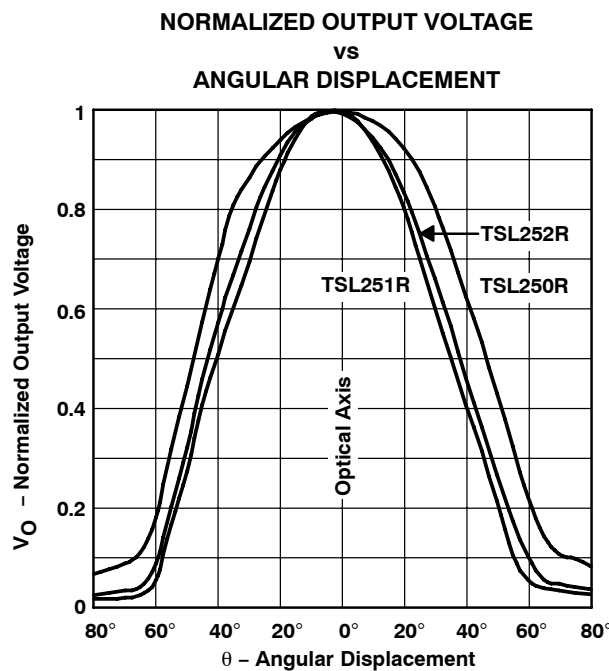


Figure 2

TYPICAL CHARACTERISTICS

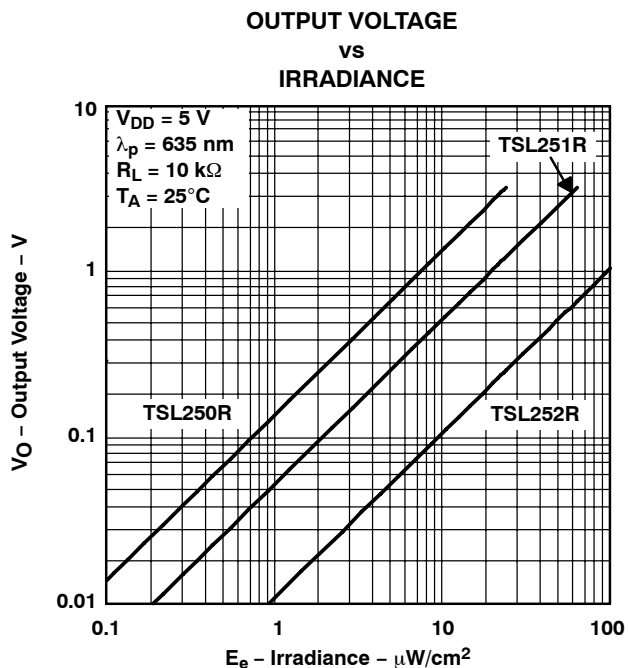


Figure 3

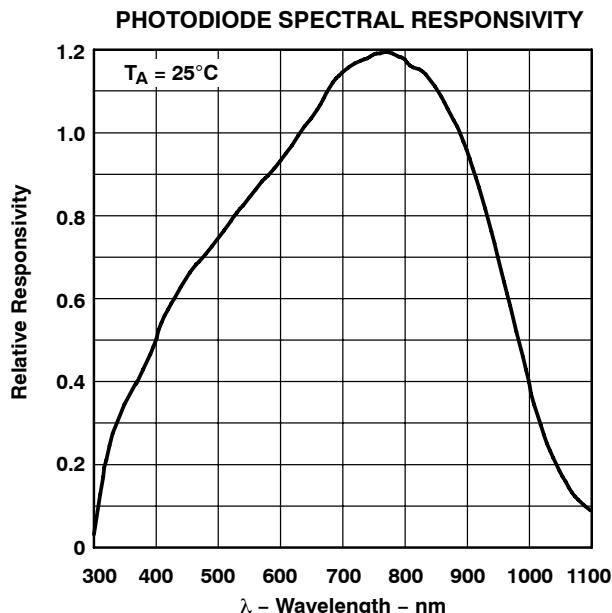


Figure 4

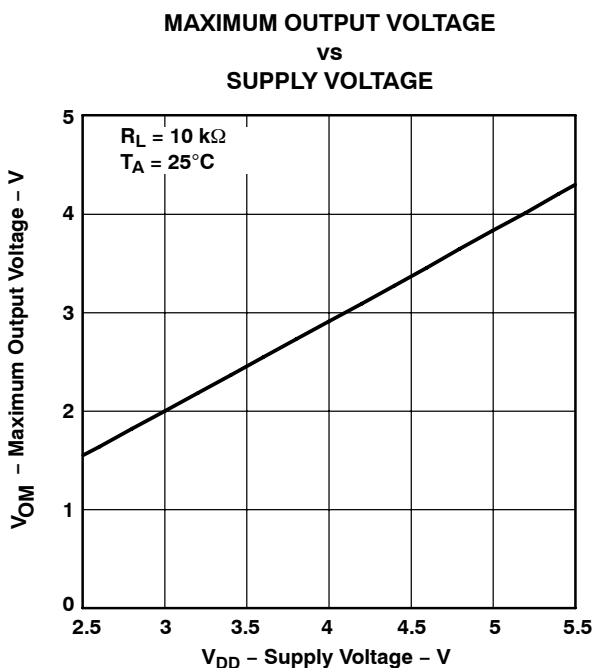


Figure 5

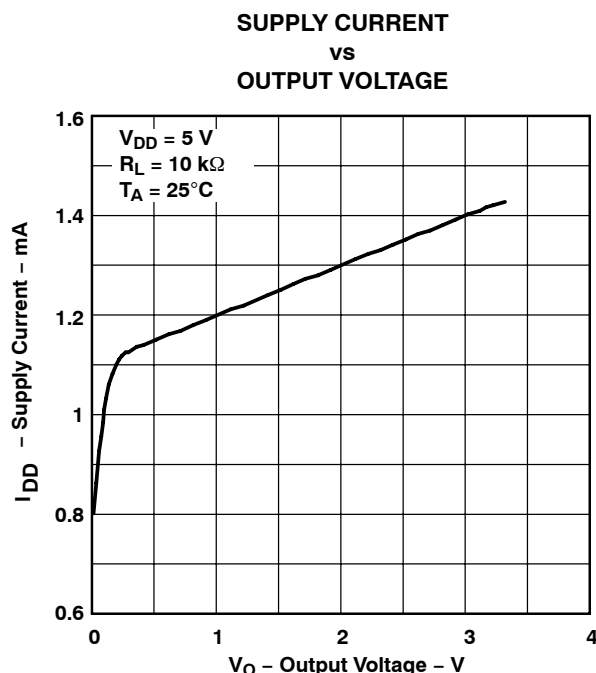


Figure 6

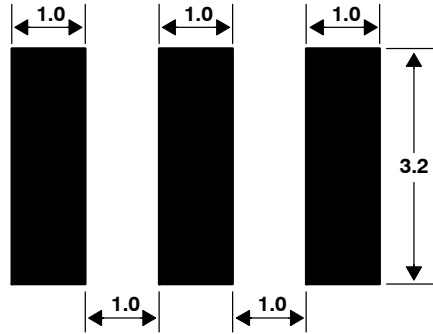
TSL250R, TSL251R, TSL252R LIGHT-TO-VOLTAGE OPTICAL SENSORS

TAOS028H – SEPTEMBER 2007

APPLICATION INFORMATION

PCB Pad Layout

Suggested PCB pad layout guidelines for the SM surface mount package are shown in Figure 7.



- NOTES: A. All linear dimensions are in millimeters.
B. This drawing is subject to change without notice.

Figure 7. Suggested SM Package PCB Layout

TSL250R, TSL251R, TSL252R LIGHT-TO-VOLTAGE OPTICAL SENSORS

TAOS028H - SEPTEMBER 2007

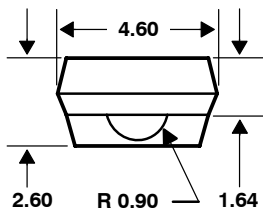
MECHANICAL INFORMATION

The devices are supplied in a clear plastic three-lead package (S). The integrated photodiode active area is typically 1,0 mm² (0.0016 in²) for TSL250R, 0,5 mm² (0.00078 in²) for the TSL251R, and 0,26 mm² (0.0004 in²) for the TSL252R.

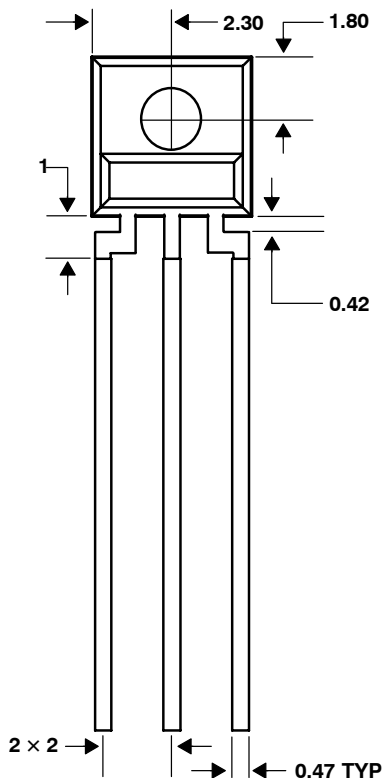
PACKAGE S

PLASTIC SINGLE-IN-LINE SIDE-LOOKER PACKAGE

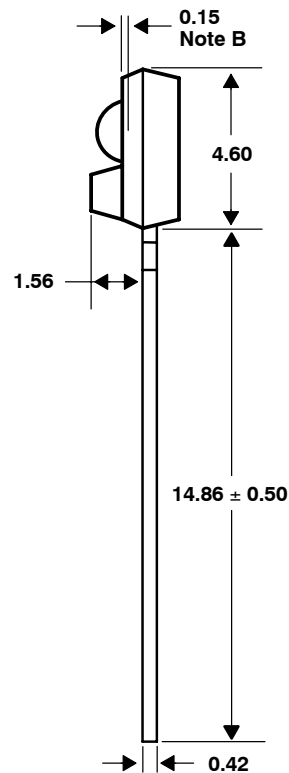
TOP VIEW



FRONT VIEW



SIDE VIEW



Lead Free
Available

- NOTES: A. All linear dimensions are in millimeters; tolerance is ± 0.25 mm unless otherwise stated.
 B. Dimension is to center of lens arc, which is located below the package face.
 C. The integrated photodiode active area is typically located in the center of the lens and 0.97 mm below the top of the lens surface.
 D. Index of refraction of clear plastic is 1.55.
 E. Lead finish for TSL25xR: solder dipped, 63% Sn/37% Pb. Lead finish for TSL25xR-LF: solder dipped, 100% Sn.
 F. This drawing is subject to change without notice.

Figure 8. Package Configuration

TSL250R, TSL251R, TSL252R LIGHT-TO-VOLTAGE OPTICAL SENSORS

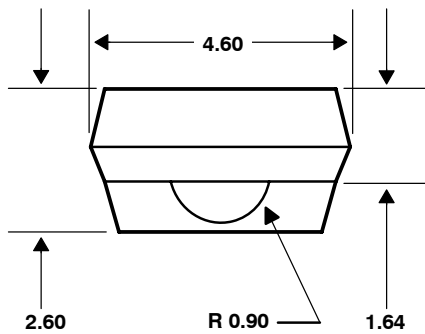
TAOS028H – SEPTEMBER 2007

MECHANICAL DATA

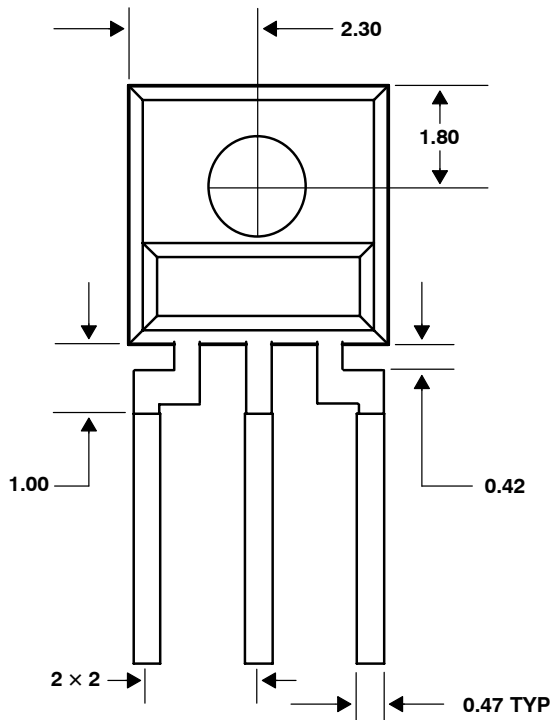
PACKAGE SM

PLASTIC SURFACE MOUNT SIDE-LOOKER PACKAGE

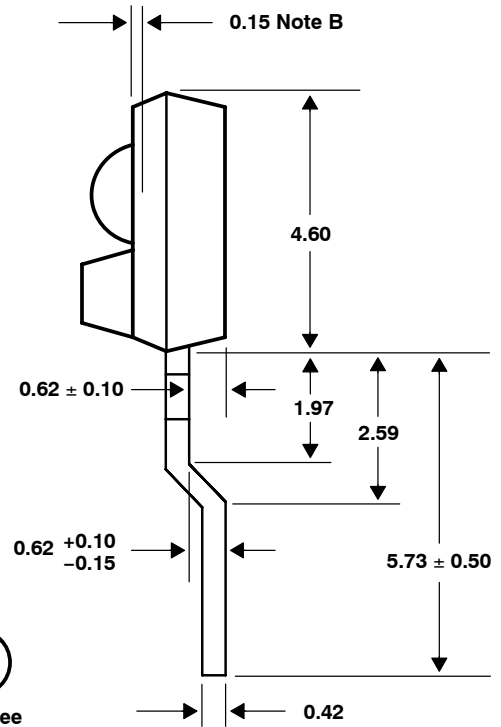
TOP VIEW



FRONT VIEW



SIDE VIEW



Lead Free

- NOTES: A. All linear dimensions are in millimeters; tolerance is ± 0.25 mm unless otherwise stated.
 B. Dimension is to center of lens arc, which is located below the package face.
 C. The integrated photodiode active area is typically located in the center of the lens and 0.97 mm below the top of the lens surface.
 D. Index of refraction of clear plastic is 1.55.
 E. Lead finish for TSL25xRSM-LF: solder dipped, 100% Sn.
 F. This drawing is subject to change without notice.

Figure 9. Package SM — Surface Mount Side-Looker Package Configuration

PRODUCTION DATA — information in this document is current at publication date. Products conform to specifications in accordance with the terms of Texas Advanced Optoelectronic Solutions, Inc. standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

LEAD-FREE (Pb-FREE) and GREEN STATEMENT

Pb-Free (RoHS) TAOS' terms *Lead-Free* or *Pb-Free* mean semiconductor products that are compatible with the current RoHS requirements for all 6 substances, including the requirement that lead not exceed 0.1% by weight in homogeneous materials. Where designed to be soldered at high temperatures, TAOS Pb-Free products are suitable for use in specified lead-free processes.

Green (RoHS & no Sb/Br) TAOS defines *Green* to mean Pb-Free (RoHS compatible), and free of Bromine (Br) and Antimony (Sb) based flame retardants (Br or Sb do not exceed 0.1% by weight in homogeneous material).

Important Information and Disclaimer The information provided in this statement represents TAOS' knowledge and belief as of the date that it is provided. TAOS bases its knowledge and belief on information provided by third parties, and makes no representation or warranty as to the accuracy of such information. Efforts are underway to better integrate information from third parties. TAOS has taken and continues to take reasonable steps to provide representative and accurate information but may not have conducted destructive testing or chemical analysis on incoming materials and chemicals. TAOS and TAOS suppliers consider certain information to be proprietary, and thus CAS numbers and other limited information may not be available for release.

NOTICE

Texas Advanced Optoelectronic Solutions, Inc. (TAOS) reserves the right to make changes to the products contained in this document to improve performance or for any other purpose, or to discontinue them without notice. Customers are advised to contact TAOS to obtain the latest product information before placing orders or designing TAOS products into systems.

TAOS assumes no responsibility for the use of any products or circuits described in this document or customer product design, conveys no license, either expressed or implied, under any patent or other right, and makes no representation that the circuits are free of patent infringement. TAOS further makes no claim as to the suitability of its products for any particular purpose, nor does TAOS assume any liability arising out of the use of any product or circuit, and specifically disclaims any and all liability, including without limitation consequential or incidental damages.

TEXAS ADVANCED OPTOELECTRONIC SOLUTIONS, INC. PRODUCTS ARE NOT DESIGNED OR INTENDED FOR USE IN CRITICAL APPLICATIONS IN WHICH THE FAILURE OR MALFUNCTION OF THE TAOS PRODUCT MAY RESULT IN PERSONAL INJURY OR DEATH. USE OF TAOS PRODUCTS IN LIFE SUPPORT SYSTEMS IS EXPRESSLY UNAUTHORIZED AND ANY SUCH USE BY A CUSTOMER IS COMPLETELY AT THE CUSTOMER'S RISK.

LUMENOLOGY, TAOS, the TAOS logo, and Texas Advanced Optoelectronic Solutions are registered trademarks of Texas Advanced Optoelectronic Solutions Incorporated.

TSL250R, TSL251R, TSL252R LIGHT-TO-VOLTAGE OPTICAL SENSORS

TAOS028H – SEPTEMBER 2007

Part Number: APT1608F3C

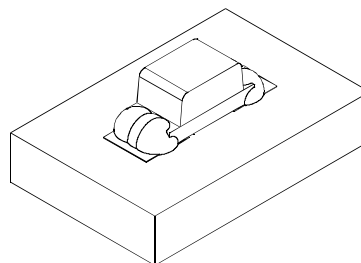
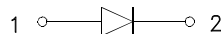
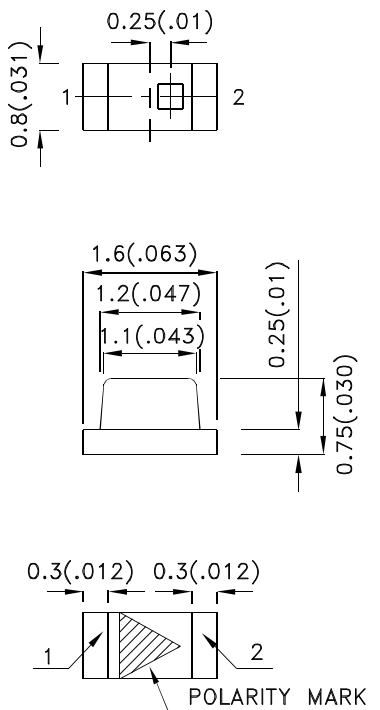
Features

- 1.6mmX0.8mm SMT LED, 0.75mm thickness.
- Mechanically and spectrally matched to phototransistor.
- Package: 2000pcs / reel .
- Moisture sensitivity level : level 3.
- RoHS compliant.

Description

F3 Made with Gallium Arsenide Infrared Emitting diodes.

Package Dimensions



Notes:

1. All dimensions are in millimeters (inches).
2. Tolerance is ± 0.1 (0.004") unless otherwise noted.
3. The specifications, characteristics and technical data described in the datasheet are subject to change without prior notice.
4. The device has a single mounting surface. The device must be mounted according to the specifications.



Selection Guide

Part No.	Dice	Lens Type	Po (mW/sr) [2] @ 20mA		Viewing Angle [1]
			Min.	Typ.	2θ1/2
APT1608F3C	F3 (GaAs)	Water Clear	1.2	3	120°
			*0.8	*2	

Notes:

1. θ1/2 is the angle from optical centerline where the luminous intensity is 1/2 of the optical peak value.

2. Radiant Intensity/ luminous flux: +/-15%.

*Radiant Intensity value is traceable to the CIE127-2007 compliant national standards.

Electrical / Optical Characteristics at TA=25°C

Parameter	P/N	Symbol	Typ.	Max.	Units	Test Conditions
Forward Voltage [1]	F3	V _F	1.2	1.6	V	I _F =20mA
Reverse Current	F3	I _R		10	uA	V _R = 5V
Capacitance	F3	C	90		pF	V _F =0V;f=1MHz
Peak Spectral Wavelength	F3	λ _P	940		nm	I _F =20mA
Spectral Bandwidth	F3	Δλ1/2	50		nm	I _F =20mA

Note:

1. Forward Voltage: +/-0.1V.

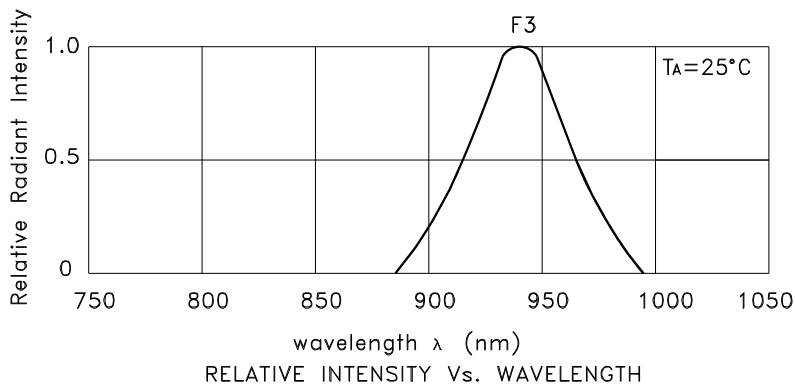
2. Wavelength value is traceable to the CIE127-2007 compliant national standards.

Absolute Maximum Ratings at TA=25°C

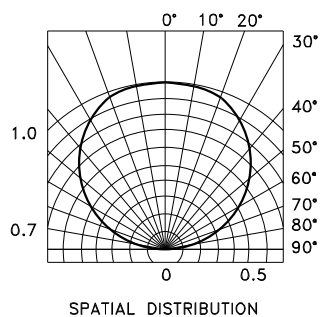
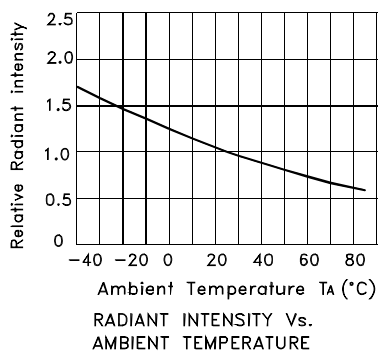
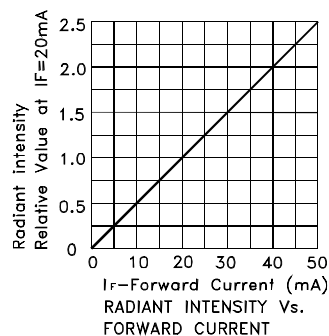
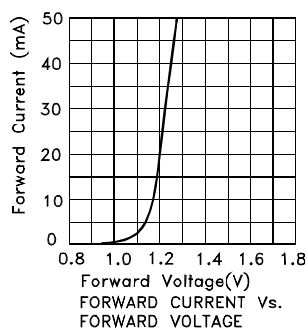
Parameter	Symbol	F3	Units
Power dissipation	P _D	80	mW
DC Forward Current	I _F	50	mA
Peak Forward Current [1]	i _{FS}	1.2	A
Reverse Voltage	V _R	5	V
Operating Temperature	T _A	-40 To +85	°C
Storage Temperature	T _{STG}	-40 To +85	°C

Note:

1. 1/100 Duty Cycle, 10μs Pulse Width.



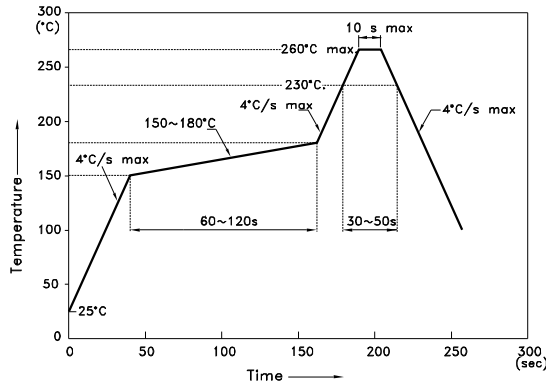
APT1608F3C



APT1608F3C

Reflow soldering is recommended and the soldering profile is shown below.
Other soldering methods are not recommended as they might cause damage to the product.

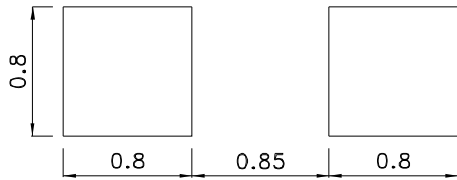
Reflow Soldering Profile For Lead-free SMT Process.



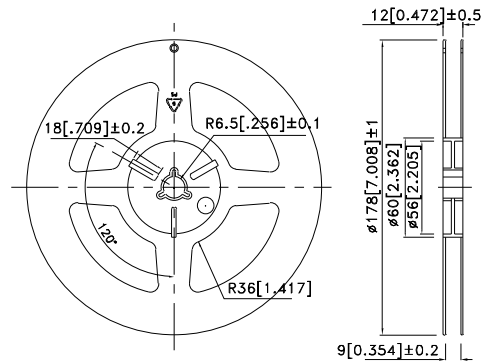
NOTES:

1. We recommend the reflow temperature 245°C(+/-5°C). The maximum soldering temperature should be limited to 260°C.
2. Don't cause stress to the epoxy resin while it is exposed to high temperature.
3. Number of reflow process shall be 2 times or less.

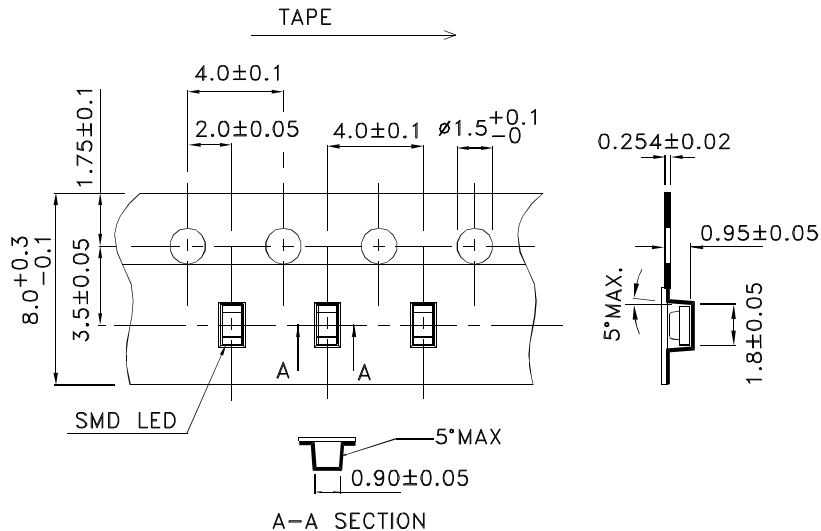
Recommended Soldering Pattern (Units : mm; Tolerance: ± 0.1)



Reel Dimension



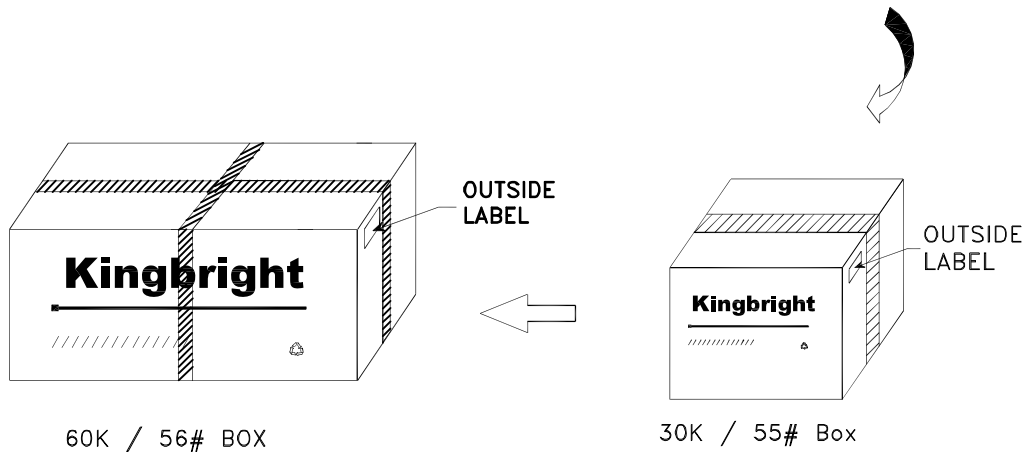
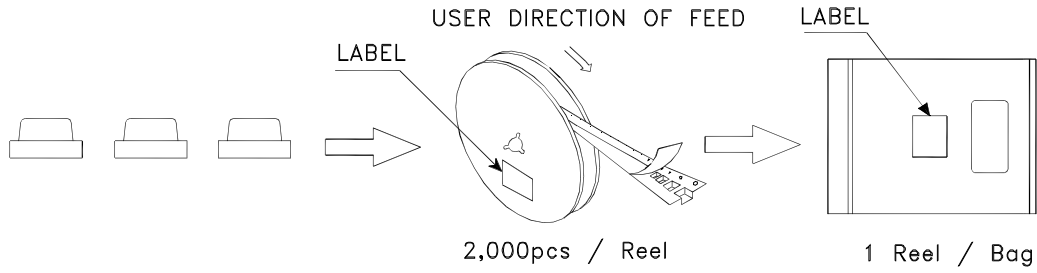
Tape Dimensions (Units : mm)




Kingbright

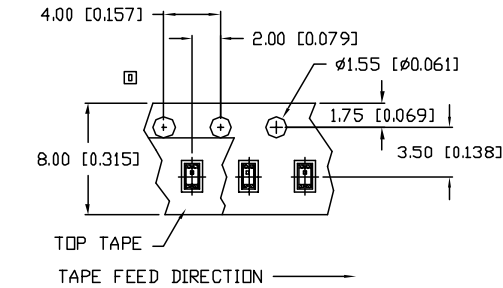
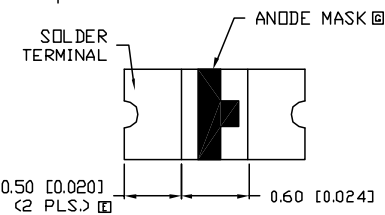
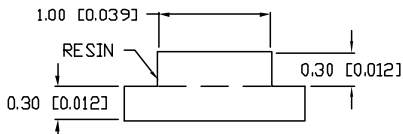
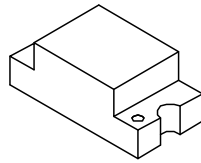
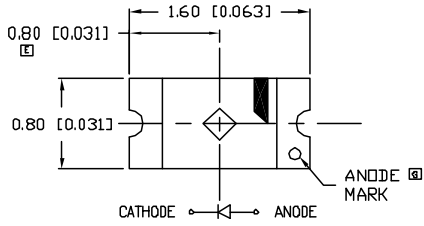
PACKING & LABEL SPECIFICATIONS

APT1608F3C

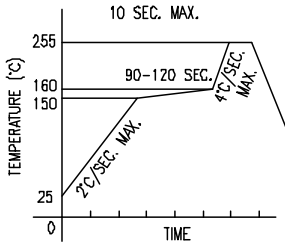


<h1>Kingbright</h1>	
P/NO: APT1608xxx	
QTY: 2,000 pcs	Q.C. Q C XX XX XXXX PASSED
S/N: XXXX	
CODE: XXX	
LOT NO:	
 XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX	
RoHS Compliant	

UNCONTROLLED DOCUMENT

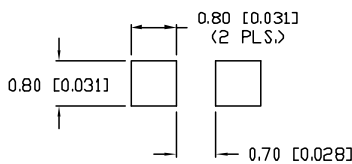


LEAD FREE REFLOW PROFILE



TOTAL TIME ABOVE 220°C IS 60 SECONDS MAX.

RECOMMENDED SOLDER PAD LAYOUT



PART NUMBER

SML-LX0603SRW-TR

REV.

I

REV.	E.C.N. NUMBER AND REVISION COMMENTS	DATE
A	E.C.N. #10BRDR. & REDRAWN.	9.17.97
B	E.C.N. #10644.	9.30.98
C	E.C.N. #10933.	4.30.99
D	E.C.N. #10644.	7.18.00
E	E.C.N. #10933.	12.3.02
F	E.C.N. #10967.	3.14.03
G	E.C.N. #11061.	11.20.03
H	E.C.N. #1114B.	12.03.04
I	E.C.N. #1150B.	05.27.08

ELECTRO-OPTICAL CHARACTERISTICS $T_A=25^\circ\text{C}$ $I_f=20\text{mA}$

PARAMETER	MIN	TYP	MAX	UNITS	TEST COND
PEAK WAVELENGTH		660		nm	
FORWARD VOLTAGE		1.7	2.2	V _f	
REVERSE VOLTAGE	4.0			V _r	I _f =100µA
AXIAL INTENSITY		45		md	I _f =20mA
VIEWING ANGLE		140		2x theta	
EMITTED COLOR:	RED				
EPOXY LENS FINISH:	MILKY WHITE DIFFUSED				

LIMITS OF SAFE OPERATION AT 25°C

PARAMETER	MAX	UNITS
PEAK FORWARD CURRENT*	150	mA
STEADY CURRENT	30	mA
POWER DISSIPATION	50	mW
DERATE FROM 25°C	-1.2	mW/°C
OPERATING TEMP.	-25 TO +85	°C
STORAGE TEMP.	-30 TO +85	°C

* t<10µS

NOTES:

- THE CATHODE IS ORIENTED TOWARDS THE TAPE SPROCKET HOLE.

CAUTION: MOISTURE SENSITIVE DEVICE PER JEDEC LEVEL 2 STANDARDS



UNCONTROLLED DOCUMENT

*UNLESS OTHERWISE SPECIFIED TOLERANCES PER DECIMAL PRECISION ARE: X=±1 (±0.030), XX=±0.5 (±0.020), XXX=±0.25 (±0.010), XXXX=±0.127 (±0.005). LEAD SIZE=±0.05 (0.002), LEAD LENGTH=±0.75 (±0.030), MIN=+DECIMAL PRECISION MAX=-0.00 -DECIMAL PRECISION

REV.	PART NUMBER
I	SML-LX0603SRW-TR

1.6mm x 0.8mm PCB CHIP, SURFACE MOUNT LED,
660nm SUPER RED LED, MILKY WHITE DIFFUSED LENS.

CONFIDENTIAL INFORMATION
THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DOCUMENT IS THE PROPERTY OF LUMEX INC. EXCEPT AS SPECIFICALLY AUTHORIZED IN WRITING BY LUMEX INC., THE HOLDER OF THIS DOCUMENT SHALL KEEP ALL INFORMATION CONTAINED HEREIN CONFIDENTIAL AND SHALL PROTECT SAME IN WHOLE OR IN PART FROM DISCLOSURE AND DISSEMINATION TO ALL THIRD PARTIES.

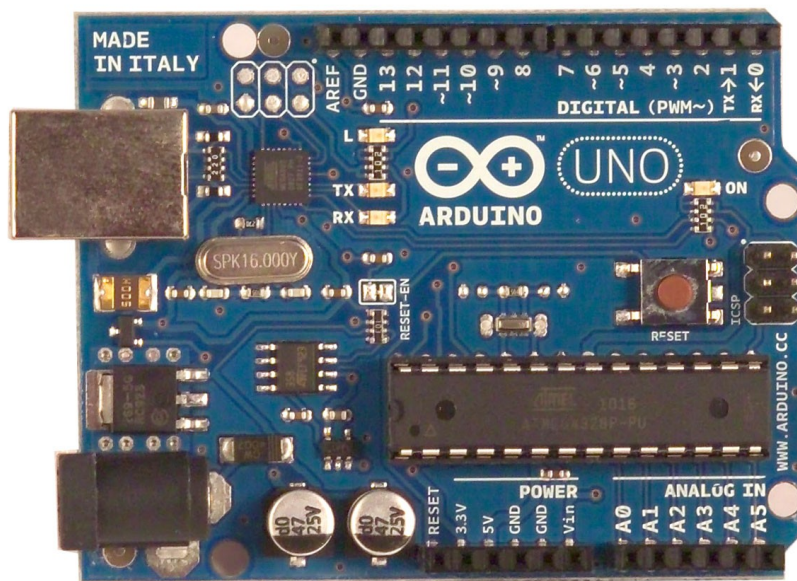


290 E. HELEN ROAD
PALATINE, IL 60067-6976
PHONE: +1.847.359.2790
US WEB: www.lumex.com
TW WEB: www.lumex.com.tw

RELIABILITY NOTE
OUR MANY YEARS OF EXPERIENCE DATA ACCUMULATION INDICATE THAT SOLDER HEAT IS A MAJOR CAUSE OF EARLY AND FUTURE FAILURE. PLEASE PAY ATTENTION TO YOUR SOLDERING PROCESS.

DRAWN BY:	CHECKED BY:	APPROVED BY:	DATE:
CT			7.22.97
			PAGE: 1 OF 1
			SCALE: N/A

Arduino UNO



Product Overview

The Arduino Uno is a microcontroller board based on the ATmega328 ([datasheet](#)). It has 14 digital input/output pins (of which 6 can be used as PWM outputs), 6 analog inputs, a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started. The Uno differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the Atmega8U2 programmed as a USB-to-serial converter.

"Uno" means one in Italian and is named to mark the upcoming release of Arduino 1.0. The Uno and version 1.0 will be the reference versions of Arduino, moving forward. The Uno is the latest in a series of USB Arduino boards, and the reference model for the Arduino platform; for a comparison with previous versions, see the [index of Arduino boards](#).

Index

Technical Specifications

Page 2

How to use Arduino
Programming Environment, Basic Tutorials

Page 6

Terms & Conditions

Page 7

Environmental Policies
half sqm of green via Impatto Zero®

Page 7



radiospares

RADIONICS



Technical Specification

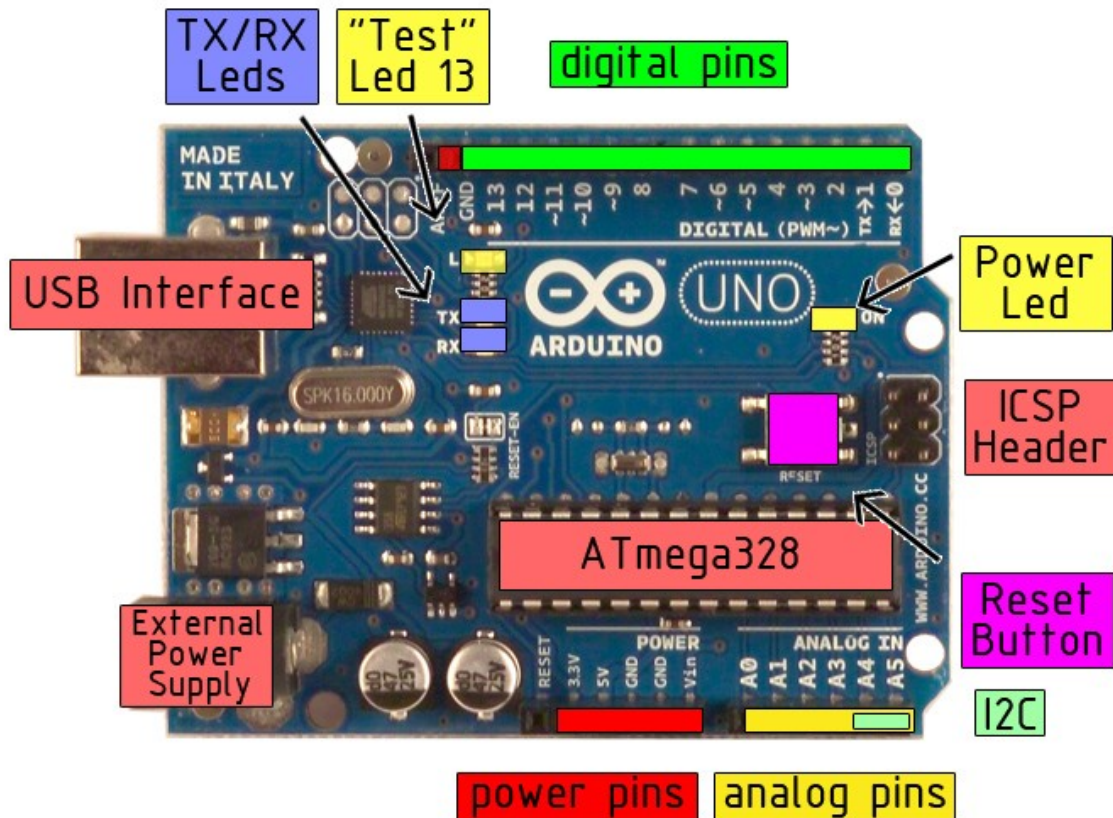


EAGLE files: [arduino-duemilanove-uno-design.zip](#) Schematic: [arduino-uno-schematic.pdf](#)

Summary

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Clock Speed	16 MHz

the board



radiospares

RADIONICS



Power

The Arduino Uno can be powered via the USB connection or with an external power supply. The power source is selected automatically.

External (non-USB) power can come either from an AC-to-DC adapter (wall-wart) or battery. The adapter can be connected by plugging a 2.1mm center-positive plug into the board's power jack. Leads from a battery can be inserted in the Gnd and Vin pin headers of the POWER connector.

The board can operate on an external supply of 6 to 20 volts. If supplied with less than 7V, however, the 5V pin may supply less than five volts and the board may be unstable. If using more than 12V, the voltage regulator may overheat and damage the board. The recommended range is 7 to 12 volts.

The power pins are as follows:

- **VIN.** The input voltage to the Arduino board when it's using an external power source (as opposed to 5 volts from the USB connection or other regulated power source). You can supply voltage through this pin, or, if supplying voltage via the power jack, access it through this pin.
- **5V.** The regulated power supply used to power the microcontroller and other components on the board. This can come either from VIN via an on-board regulator, or be supplied by USB or another regulated 5V supply.
- **3V3.** A 3.3 volt supply generated by the on-board regulator. Maximum current draw is 50 mA.
- **GND.** Ground pins.

Memory

The Atmega328 has 32 KB of flash memory for storing code (of which 0,5 KB is used for the bootloader); It has also 2 KB of SRAM and 1 KB of EEPROM (which can be read and written with the [EEPROM library](#)).

Input and Output

Each of the 14 digital pins on the Uno can be used as an input or output, using [pinMode\(\)](#), [digitalWrite\(\)](#), and [digitalRead\(\)](#) functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 kOhms. In addition, some pins have specialized functions:

- **Serial: 0 (RX) and 1 (TX).** Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data. These pins are connected to the corresponding pins of the ATmega8U2 USB-to-TTL Serial chip .
- **External Interrupts: 2 and 3.** These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value. See the [attachInterrupt\(\)](#) function for details.
- **PWM: 3, 5, 6, 9, 10, and 11.** Provide 8-bit PWM output with the [analogWrite\(\)](#) function.
- **SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK).** These pins support SPI communication, which, although provided by the underlying hardware, is not currently included in the Arduino language.
- **LED: 13.** There is a built-in LED connected to digital pin 13. When the pin is HIGH value, the LED is on, when the pin is LOW, it's off.



radiospares

RADIONICS



The Uno has 6 analog inputs, each of which provide 10 bits of resolution (i.e. 1024 different values). By default they measure from ground to 5 volts, though it is possible to change the upper end of their range using the AREF pin and the [analogReference\(\)](#) function. Additionally, some pins have specialized functionality:

- **I²C: 4 (SDA) and 5 (SCL).** Support I²C (TWI) communication using the [Wire library](#).

There are a couple of other pins on the board:

- **AREF.** Reference voltage for the analog inputs. Used with [analogReference\(\)](#).
- **Reset.** Bring this line LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board.

See also the [mapping between Arduino pins and Atmega328 ports](#).

Communication

The Arduino Uno has a number of facilities for communicating with a computer, another Arduino, or other microcontrollers. The ATmega328 provides UART TTL (5V) serial communication, which is available on digital pins 0 (RX) and 1 (TX). An ATmega8U2 on the board channels this serial communication over USB and appears as a virtual com port to software on the computer. The '8U2 firmware uses the standard USB COM drivers, and no external driver is needed. However, on Windows, an *.inf file is required..

The Arduino software includes a serial monitor which allows simple textual data to be sent to and from the Arduino board. The RX and TX LEDs on the board will flash when data is being transmitted via the USB-to-serial chip and USB connection to the computer (but not for serial communication on pins 0 and 1).

A [SoftwareSerial library](#) allows for serial communication on any of the Uno's digital pins.

The ATmega328 also support I2C (TWI) and SPI communication. The Arduino software includes a Wire library to simplify use of the I2C bus; see the [documentation](#) for details. To use the SPI communication, please see the ATmega328 datasheet.

Programming

The Arduino Uno can be programmed with the Arduino software ([download](#)). Select "Arduino Uno w/ ATmega328" from the **Tools > Board** menu (according to the microcontroller on your board). For details, see the [reference](#) and [tutorials](#).

The ATmega328 on the Arduino Uno comes preburned with a [bootloader](#) that allows you to upload new code to it without the use of an external hardware programmer. It communicates using the original STK500 protocol ([reference](#), [C header files](#)).

You can also bypass the bootloader and program the microcontroller through the ICSP (In-Circuit Serial Programming) header; see [these instructions](#) for details.

The ATmega8U2 firmware source code is available . The ATmega8U2 is loaded with a DFU bootloader, which can be activated by connecting the solder jumper on the back of the board (near the map of Italy) and then resetting the 8U2. You can then use [Atmel's FLIP software](#) (Windows) or the [DFU programmer](#) (Mac OS X and Linux) to load a new firmware. Or you can use the ISP header with an external programmer (overwriting the DFU bootloader).



RADIOSPARES

RADIONICS



Automatic (Software) Reset

Rather than requiring a physical press of the reset button before an upload, the Arduino Uno is designed in a way that allows it to be reset by software running on a connected computer. One of the hardware flow control lines (DTR) of the ATmega8U2 is connected to the reset line of the ATmega328 via a 100 nanofarad capacitor. When this line is asserted (taken low), the reset line drops long enough to reset the chip. The Arduino software uses this capability to allow you to upload code by simply pressing the upload button in the Arduino environment. This means that the bootloader can have a shorter timeout, as the lowering of DTR can be well-coordinated with the start of the upload.

This setup has other implications. When the Uno is connected to either a computer running Mac OS X or Linux, it resets each time a connection is made to it from software (via USB). For the following half-second or so, the bootloader is running on the Uno. While it is programmed to ignore malformed data (i.e. anything besides an upload of new code), it will intercept the first few bytes of data sent to the board after a connection is opened. If a sketch running on the board receives one-time configuration or other data when it first starts, make sure that the software with which it communicates waits a second after opening the connection and before sending this data.

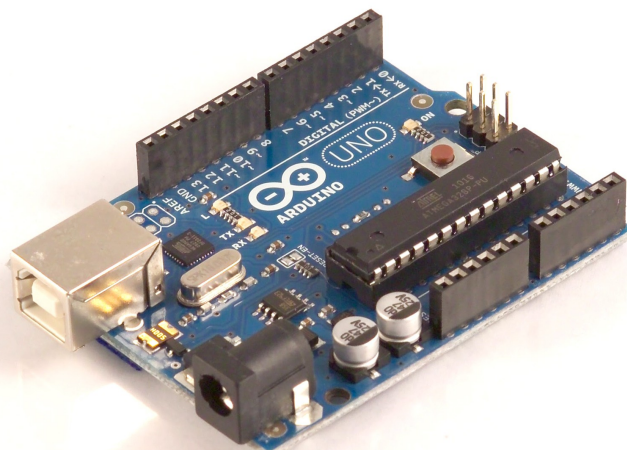
The Uno contains a trace that can be cut to disable the auto-reset. The pads on either side of the trace can be soldered together to re-enable it. It's labeled "RESET-EN". You may also be able to disable the auto-reset by connecting a 110 ohm resistor from 5V to the reset line; see [this forum thread](#) for details.

USB Overcurrent Protection

The Arduino Uno has a resettable polyfuse that protects your computer's USB ports from shorts and overcurrent. Although most computers provide their own internal protection, the fuse provides an extra layer of protection. If more than 500 mA is applied to the USB port, the fuse will automatically break the connection until the short or overload is removed.

Physical Characteristics

The maximum length and width of the Uno PCB are 2.7 and 2.1 inches respectively, with the USB connector and power jack extending beyond the former dimension. Three screw holes allow the board to be attached to a surface or case. Note that the distance between digital pins 7 and 8 is 160 mil (0.16"), not an even multiple of the 100 mil spacing of the other pins.



Radiospares

RADIONICS



How to use Arduino



Arduino can sense the environment by receiving input from a variety of sensors and can affect its surroundings by controlling lights, motors, and other actuators. The microcontroller on the board is programmed using the [Arduino programming language](#) (based on [Wiring](#)) and the Arduino development environment (based on [Processing](#)). Arduino projects can be stand-alone or they can communicate with software on running on a computer (e.g. Flash, Processing, MaxMSP).

Arduino is a cross-platform program. You'll have to follow different instructions for your personal OS. Check on the [Arduino site](#) for the latest instructions. <http://arduino.cc/en/Guide/HomePage>

Linux Install

Windows Install

Mac Install

Once you have downloaded/unzipped the arduino IDE, you can Plug the Arduino to your PC via USB cable.

Blink led

Now you're actually ready to "burn" your first program on the arduino board. To select "blink led", the physical translation of the well known programming "hello world", select

**File>Sketchbook>
Arduino-0017>Examples>
Digital>Blink**

Once you have your sketch you'll see something very close to the screenshot on the right.

In **Tools>Board** select

Now you have to go to **Tools>SerialPort** and select the right serial port, the one arduino is attached to.

```
int ledPin = 13; // LED connected to digital pin 13

// The setup() method runs once, when the sketch starts

void setup() {
  // initialize the digital pin as an output:
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
}

// the loop() method runs over and over again,
// as long as the Arduino has power

void loop()
{
  digitalWrite(ledPin, HIGH); // set the LED on
  delay(1000);                // wait for a second
  digitalWrite(ledPin, LOW);  // set the LED off
  delay(1000);                // wait for a second
}
```



Done compiling.

Press Compile button
(to check for errors)



Upload



TX RX Flashing



Blinking Led!

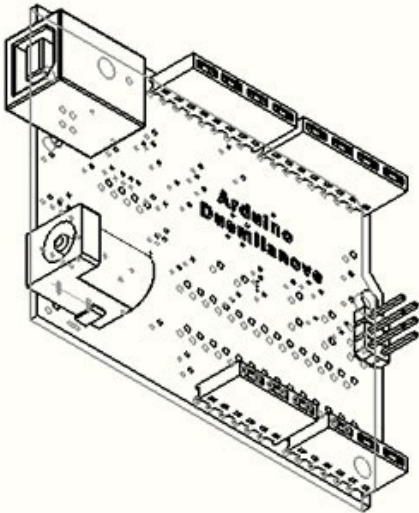
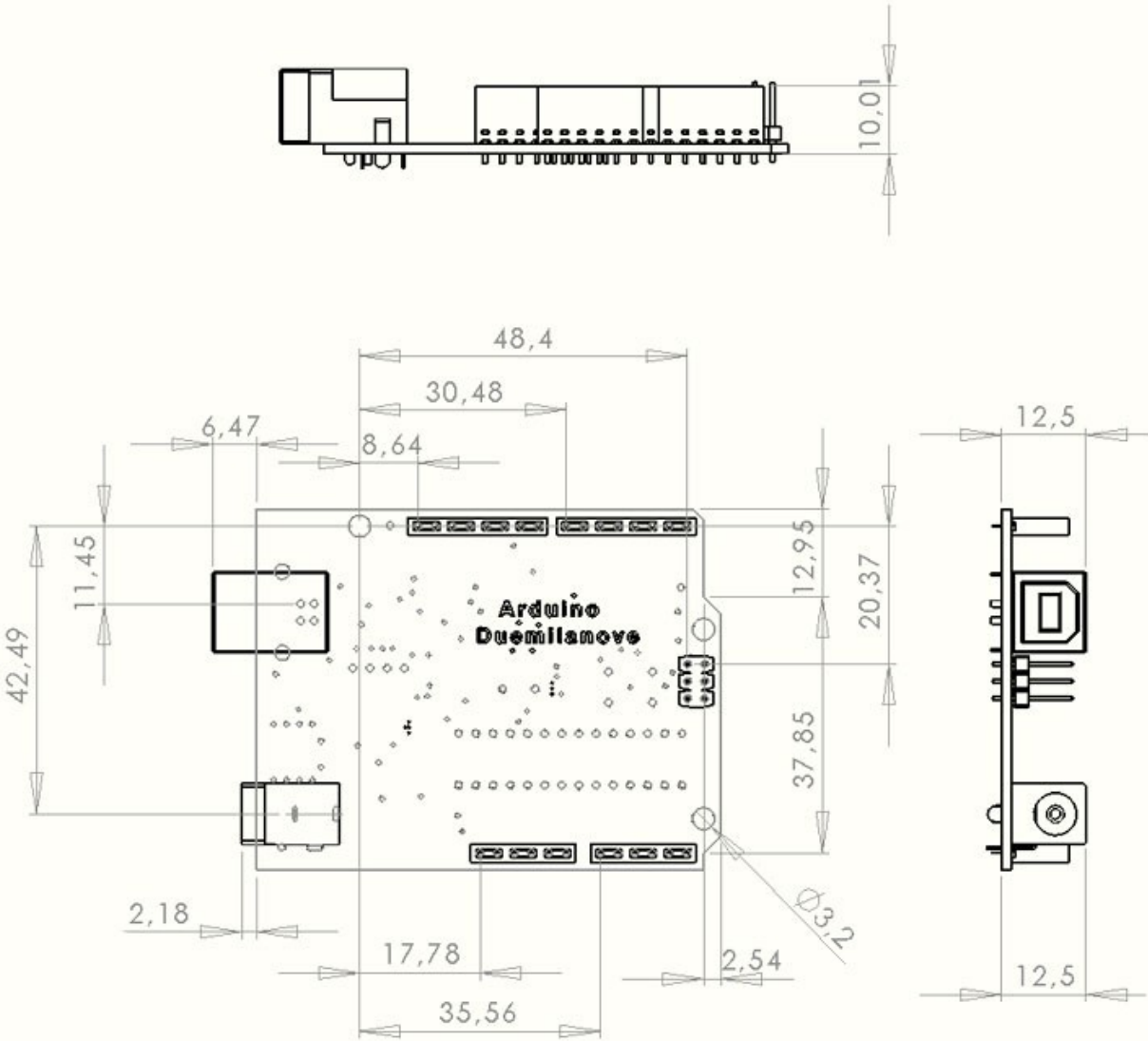


radiospares

RADIONICS



Dimensioned Drawing



radiospares

RADIONICS



Terms & Conditions



1. Warranties

1.1 The producer warrants that its products will conform to the Specifications. This warranty lasts for one (1) years from the date of the sale. The producer shall not be liable for any defects that are caused by neglect, misuse or mistreatment by the Customer, including improper installation or testing, or for any products that have been altered or modified in any way by a Customer. Moreover, The producer shall not be liable for any defects that result from Customer's design, specifications or instructions for such products. Testing and other quality control techniques are used to the extent the producer deems necessary.

1.2 If any products fail to conform to the warranty set forth above, the producer's sole liability shall be to replace such products. The producer's liability shall be limited to products that are determined by the producer not to conform to such warranty. If the producer elects to replace such products, the producer shall have a reasonable time to replacements. Replaced products shall be warranted for a new full warranty period.

1.3 EXCEPT AS SET FORTH ABOVE, PRODUCTS ARE PROVIDED "AS IS" AND "WITH ALL FAULTS." THE PRODUCER DISCLAIMS ALL OTHER WARRANTIES, EXPRESS OR IMPLIED, REGARDING PRODUCTS, INCLUDING BUT NOT LIMITED TO, ANY IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY OR FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE

1.4 Customer agrees that prior to using any systems that include the producer products, Customer will test such systems and the functionality of the products as used in such systems. The producer may provide technical, applications or design advice, quality characterization, reliability data or other services. Customer acknowledges and agrees that providing these services shall not expand or otherwise alter the producer's warranties, as set forth above, and no additional obligations or liabilities shall arise from the producer providing such services.

1.5 The Arduino™ products are not authorized for use in safety-critical applications where a failure of the product would reasonably be expected to cause severe personal injury or death. Safety-Critical Applications include, without limitation, life support devices and systems, equipment or systems for the operation of nuclear facilities and weapons systems. Arduino™ products are neither designed nor intended for use in military or aerospace applications or environments and for automotive applications or environment. Customer acknowledges and agrees that any such use of Arduino™ products which is solely at the Customer's risk, and that Customer is solely responsible for compliance with all legal and regulatory requirements in connection with such use.

1.6 Customer acknowledges and agrees that it is solely responsible for compliance with all legal, regulatory and safety-related requirements concerning its products and any use of Arduino™ products in Customer's applications, notwithstanding any applications-related information or support that may be provided by the producer.

2. Indemnification

The Customer acknowledges and agrees to defend, indemnify and hold harmless the producer from and against any and all third-party losses, damages, liabilities and expenses it incurs to the extent directly caused by: (i) an actual breach by a Customer of the representation and warranties made under this terms and conditions or (ii) the gross negligence or willful misconduct by the Customer.

3. Consequential Damages Waiver

In no event the producer shall be liable to the Customer or any third parties for any special, collateral, indirect, punitive, incidental, consequential or exemplary damages in connection with or arising out of the products provided hereunder, regardless of whether the producer has been advised of the possibility of such damages. This section will survive the termination of the warranty period.

4. Changes to specifications

The producer may make changes to specifications and product descriptions at any time, without notice. The Customer must not rely on the absence or characteristics of any features or instructions marked "reserved" or "undefined." The producer reserves these for future definition and shall have no responsibility whatsoever for conflicts or incompatibilities arising from future changes to them. The product information on the Web Site or Materials is subject to change without notice. Do not finalize a design with this information.



Environmental Policies



The producer of Arduino™ has joined the Impatto Zero® policy of LifeGate.it. For each Arduino board produced is created / looked after half squared Km of Costa Rica's forest's.



radiospares

RADIONICS



Class 2 Bluetooth® Module



Features

- Fully qualified Bluetooth 2.1/2.0/1.2/1.1 module
- Bluetooth v2.0+EDR support
- Available with on board chip antenna (RN-42) and without antenna (RN-42-N)
- Postage stamp sized form factor, 13.4mm x 25.8 mm x 2mm (RN-42) and 13.4mm x 20 mm x 2 mm (RN-42-N)
- Low power (*26uA sleep, 3mA connected, 30mA transmit*)
- UART (SPP or HCI) and USB (HCI only) data connection interfaces.
- Sustained SPP data rates - 240Kbps (slave), 300Kbps (master)
- HCI data rates - 1.5Mbps sustained, 3.0Mbps burst in HCI mode
- Embedded Bluetooth stack profiles included (*requires no host stack*): GAP, SDP, RFCOMM and L2CAP protocols, with SPP and DUN profile support.
- Bluetooth SIG certified
- Castellated SMT pads for easy and reliable PCB mounting
- Certifications: FCC, ICS, CE
- Environmentally friendly, RoHS compliant

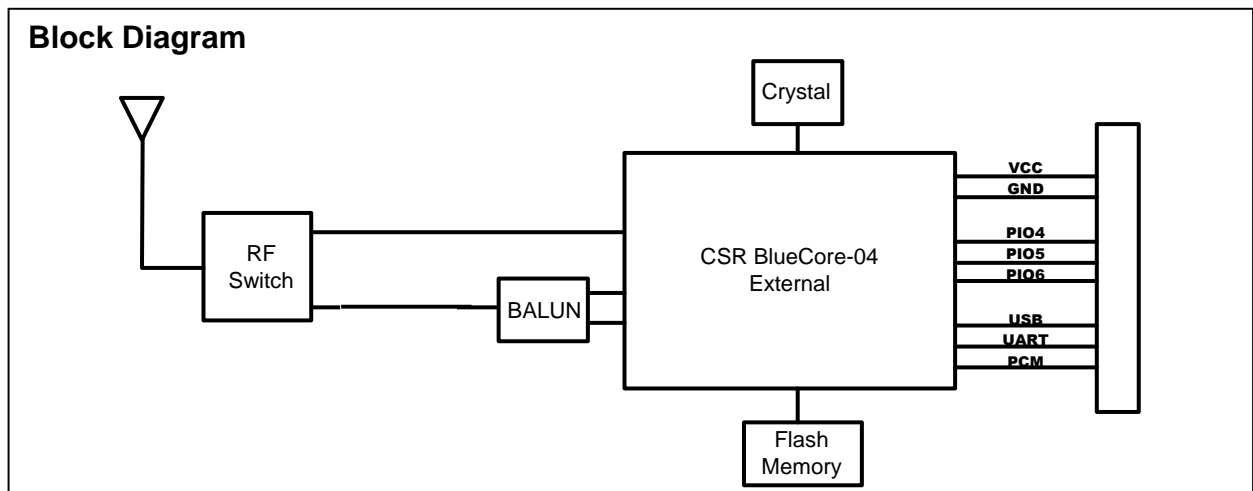
Applications

- Cable replacement
- Barcode scanners
- Measurement and monitoring systems
- Industrial sensors and controls
- Medical devices
- Barcode readers
- Computer accessories

Description

The RN42 is a small form factor, low power, highly economic Bluetooth radio for OEM's adding wireless capability to their products. The RN42 supports multiple interface protocols, is simple to design in and fully certified, making it a complete embedded Bluetooth solution. The RN 42 is functionally compatible with RN 41. With its high performance on chip antenna and support for Bluetooth® Enhanced Data Rate (EDR), the RN42 delivers up to 3 Mbps data rate for distances to 20M. The RN-42 also comes in a package with no antenna (RN-42-N). Useful when the application requires an external antenna, the RN-42-N is shorter in length and has RF pads to route the antenna signal.

Block Diagram



Overview

- Baud rate speeds: 1200bps up to 921Kbps, non-standard baud rates can be programmed.
- Class 2 radio, 60 feet (20meters) distance, 4dBm output transmitter, -80dBm typical receive sensitivity
- Frequency 2402 ~ 2480MHz,
- FHSS/GFSK modulation, 79 channels at 1MHz intervals
- Secure communications, 128 bit encryption
- Error correction for guaranteed packet delivery
- UART local and over-the-air RF configuration
- Auto-discovery/pairing requires no software configuration (instant cable replacement).
- Auto-connect master, IO pin (DTR) and character based trigger modes

Digital I/O Characteristics

2.7V ≤ VDD ≤ 3.0V	Min	Typ.	Max.	Unit
Input logic level LOW	-0.4	-	+0.8	V
Input logic level HIGH	0.7VDD	-	VDD+0.4	V
Output logic level LOW	-	-	0.2	V
Output logic level HIGH	VDD-0.2	-	-	V
All I/O's (except reset) default to weakpull down	+0.2	+1.0	+5.0	uA

Environmental Conditions

Parameter	Value
Temperature Range (Operating)	-40 °C ~ 85 °C
Temperature Range (Storage)	-40 °C ~ 85 °C
Relative Humidity (Operating)	≤90%
Relative Humidity (Storage)	≤90%

Electrical Characteristics

Parameter	Min	Typ.	Max.	Unit
Supply Voltage (DC)	3.0	3.3	3.6	V
Average power consumption				
Radio ON* (Discovery or Inquiry window time)		40		mA
Connected Idle (No Sniff)		25		mA
Connected Idle (Sniff 100 milli secs)		12		mA
Connected with data transfer	40	45	50	mA
Deep Sleep Idle mode		26		uA

* If in SLAVE mode there are bursts of radio ON time which vary with the windows. Depending on how you set the windows that determines your average current.

Radio Characteristics

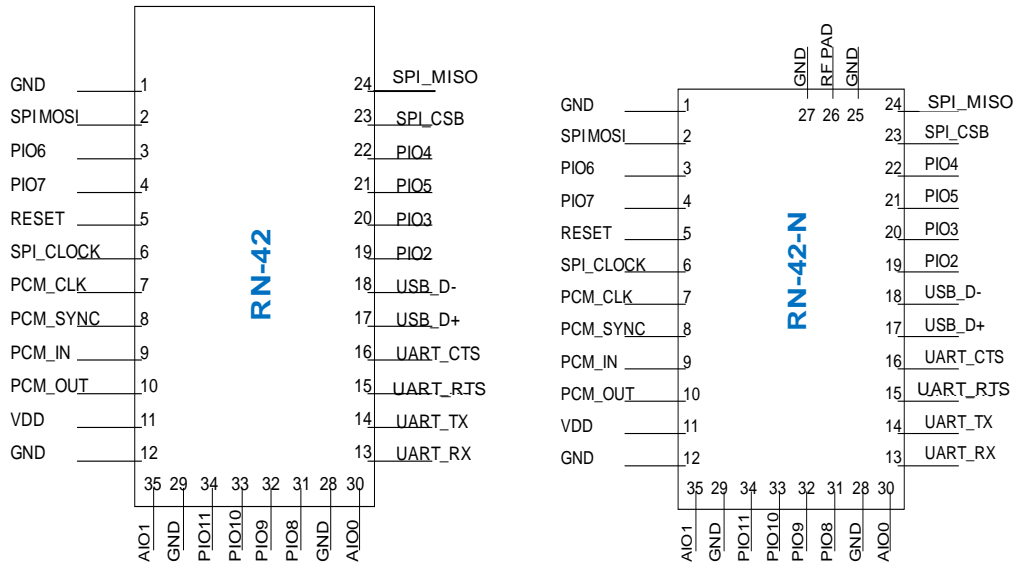
Parameter	Freq. (GHz)	Min	Typ	Max	Bluetooth Specification	Units
Sensitivity @ 0.1%BER	2.402	-	-80	-86	≤ -70	dBm
	2.441	-	-80	-86		dBm
	2.480	-	-80	-86		dBm
RF Transmit Power	2.402	0	2	4	≤ 4	dBm
	2.441	0	2	4		dBm
	2.480	0	2	4		dBm
Initial Carrier Frequency Tolerance	2.402	-	5	75	75	kHz
	2.441	-	5	75		kHz
	2.480	-	5	75		kHz
20dB bandwidth for modulated carrier		-	900	1000	≤ 1000	kHz
Drift (Five slots packet)		-	15	-	40	kHz
Drift Rate		-	13	-	20	kHz
Δf _{1avg} Max Modulation	2.402	140	165	175	>140	kHz
	2.441	140	165	175		kHz
	2.480	140	165	175		kHz
Δf _{2avg} Min Modulation	2.402	140	190	-	115	kHz
	2.441	140	190	-		kHz
	2.480	140	190	-		kHz

Range Characteristics (Approximate range in office environment)

Range	RN-42
After One Wall	55 feet
After Two Walls	60 feet
After Three Walls	36 feet

The above readings are approximate and may vary depending upon the RF environment. Bluetooth hops in a pseudo-random fashion over the 79 frequencies in the ISM band to adapt to the interference. Data throughput and range vary depending on the RF interference environment.

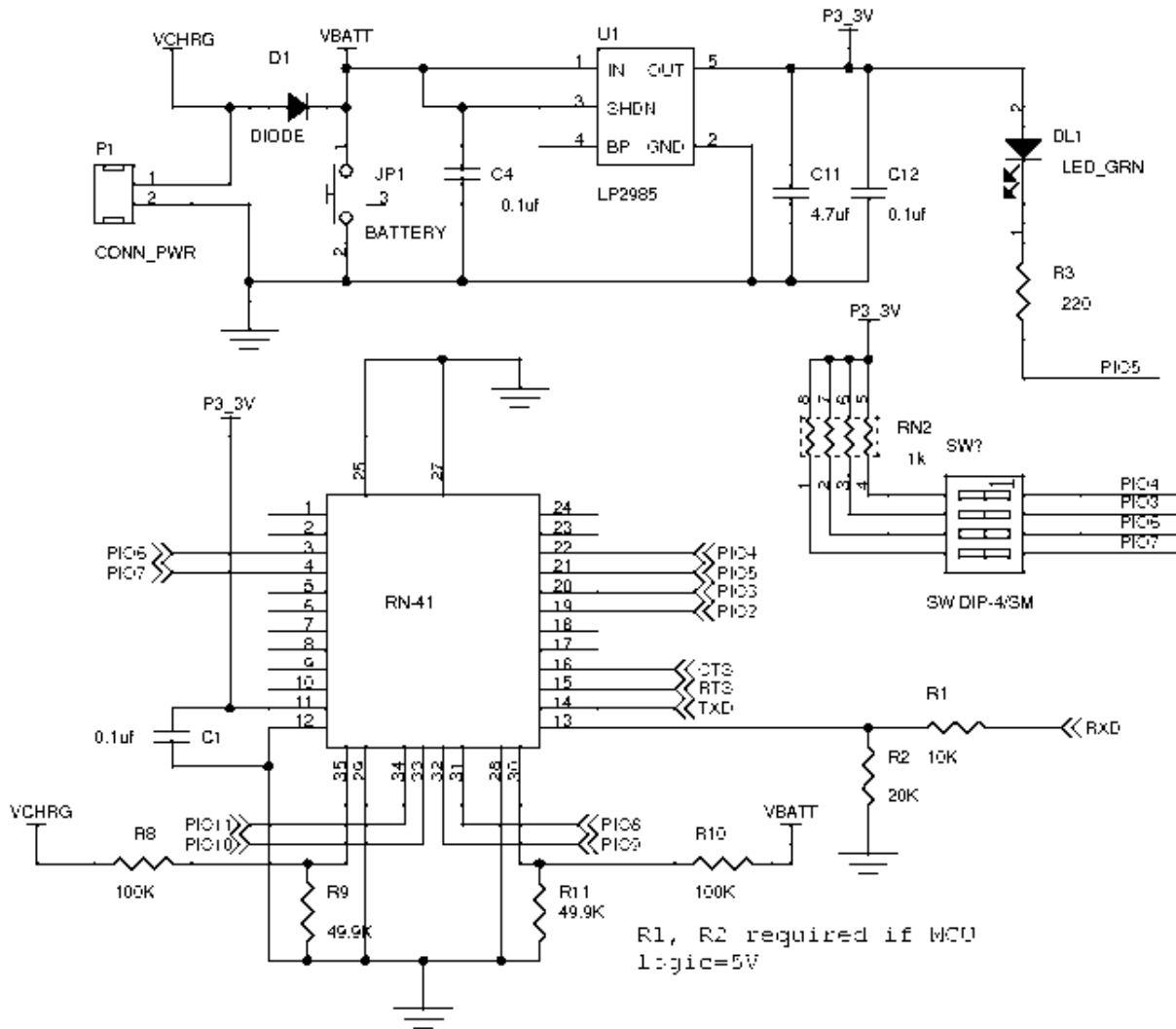
Pin Description



Pin	Name	Description	Default	Voltage
1	GND			0V
2	SPI MOSI	Programming only	No Connect	3V
3	PIO6	Set BT master (HIGH=auto-master mode)	Input to RN42 with weak pulldown	0V-3.3V
4	PIO7	Set Baud rate (HIGH = force 9600, LOW = 115K or firmware setting)	Input to RN42 with weak pulldown	0V-3.3V
5	RESET	Active LOW reset	Input to RN42 with 1K pullup	
6	SPI_CLK	Programming only	No Connect	
7	PCM_CLK	PCM interface	No Connect	
8	PCM_SYNC	PCM interface	No Connect	
9	PCM_IN	PCM interface	No Connect	
10	PCM_OUT	PCM interface	No Connect	
11	VDD	3.3V regulated power input		
12	GND			
13	UART_RX	UART receive Input	Input to RN42	0V-3.3V
14	UART_TX	UART transmit output	High level output from RN42	0V-3.3V
15	UART_RTS	UART RTS, goes HIGH to disable host transmitter	Low level output from RN42	0V-3.3V
16	UART_CTS	UART CTS, if set HIGH, disables transmitter	Low level input to RN42	0V-3.3V
17	USB_D+	USB port	Pull up 1.5K when active	0V-3.3V
18	USB_D-	USB port		0V-3.3V
19	PIO2	Status, HIGH when connected, LOW otherwise	Output from RN42	0V-3.3V
20	PIO3	Auto discovery = HIGH	Input to RN42 with weak pulldown	0V-3.3V
21	PIO5	Status, toggles based on state, LOW on connect	Output from RN42	0V-3.3V
22	PIO4	Set factory defaults	Input to RN42 with weak pulldown	0V-3.3V
23	SPI_CS	Programming only	No Connect	
24	SPI_MISO	Programming only	No Connect	
25	GND	GND for RN42-N		
26	RF Pad	RF Pad for RN42-N		
27	GND	GND for RN42-N		
30	AIO0	Optional analog input	Not Used	
31	PIO8	Status (RF data rx/tx)	Output from RN42	0V-3.3V
32	PIO9	IO	Input to RN42 with weak pulldown	0V-3.3V
33	PIO10	IO (remote DTR signal)	Input to RN42 with weak pulldown	0V-3.3V
34	PIO11	IO (remote RTS signal)	Input to RN42 with weak pulldown	0V-3.3V
35	AIO1	Optional analog input	Not Used	

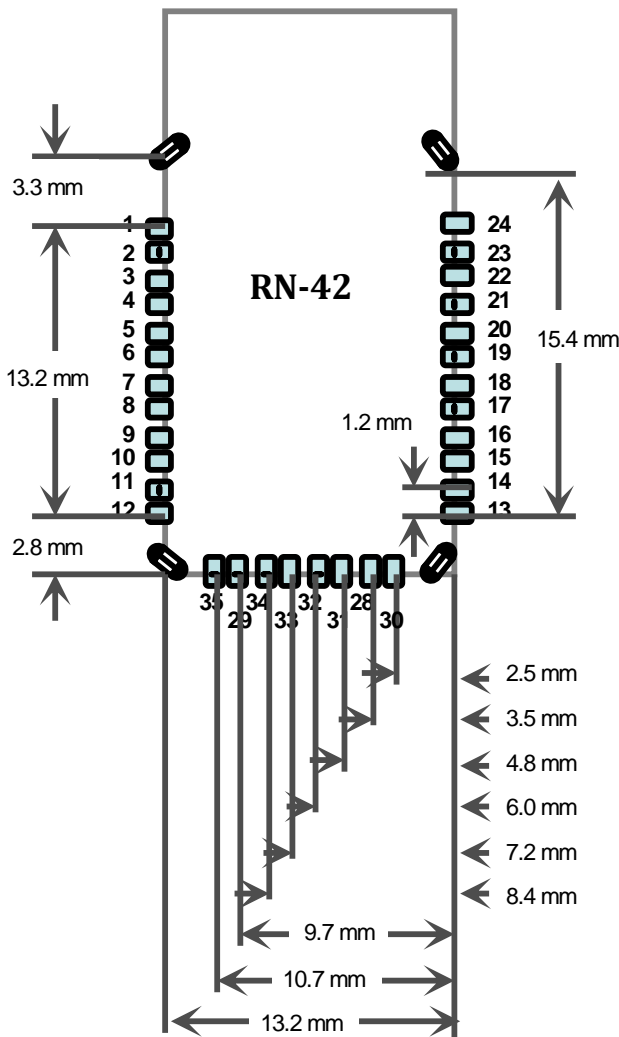
Typical Application Circuit

Since the RN 41 and RN 42 are functionally compatible, this application diagram applies to RN 41 and RN 42.

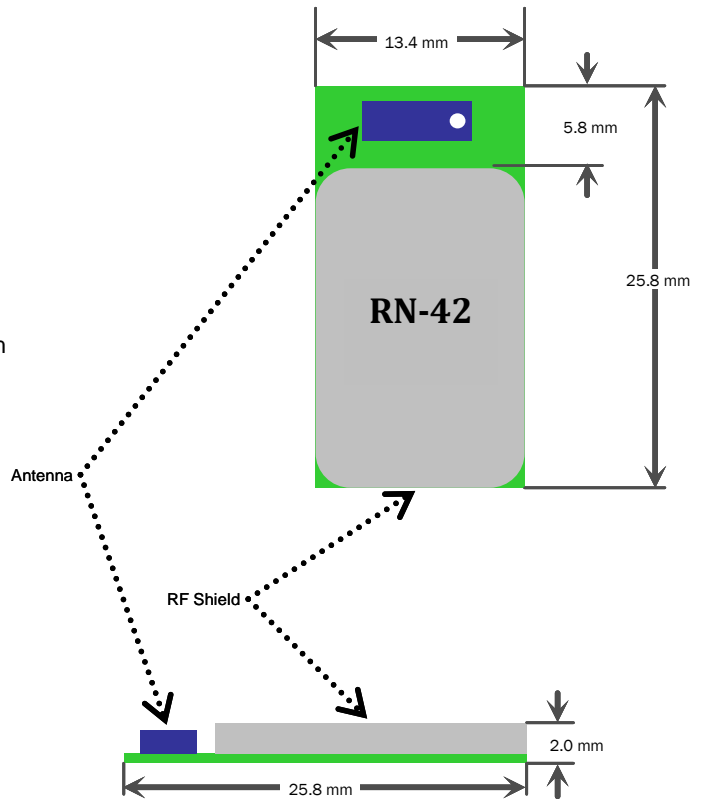


RN-42 Module Dimensions

PCB LAYOUT
 PAD SIZE = 0.8 X 1.30 mm
 (TOP VIEW)



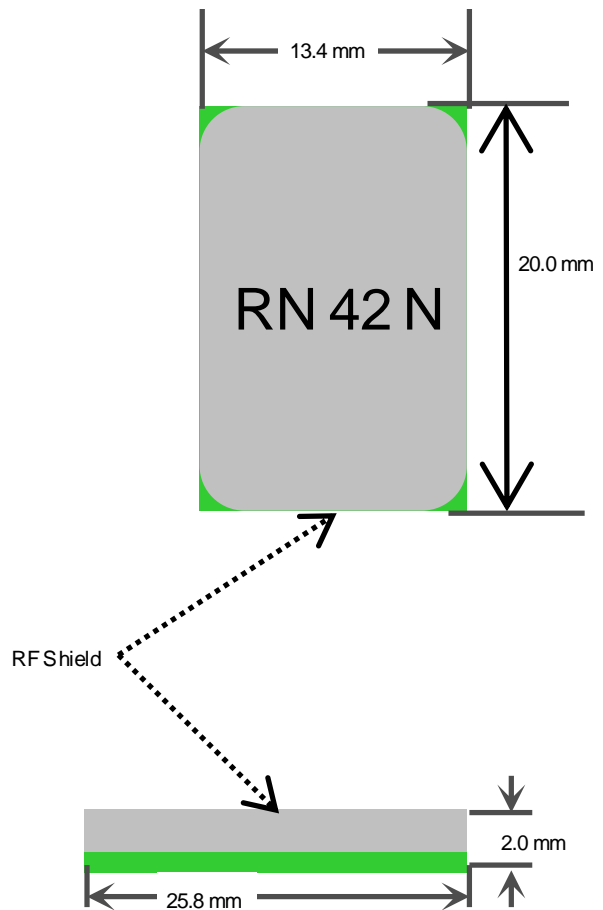
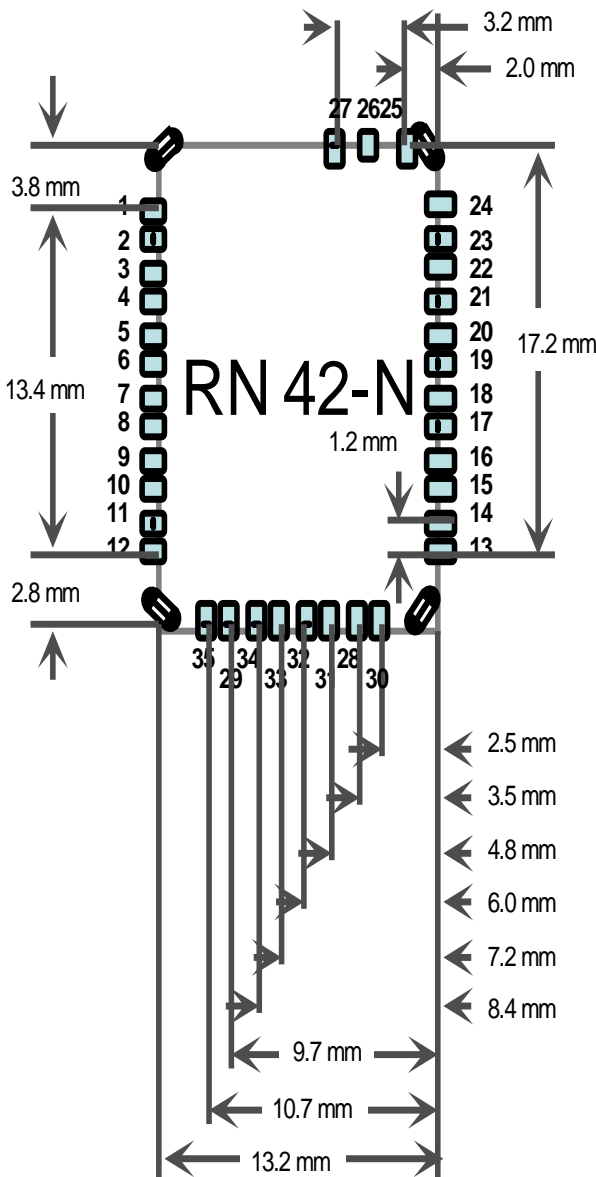
MODULE DIMENSIONS



RN-42-N Module Dimensions

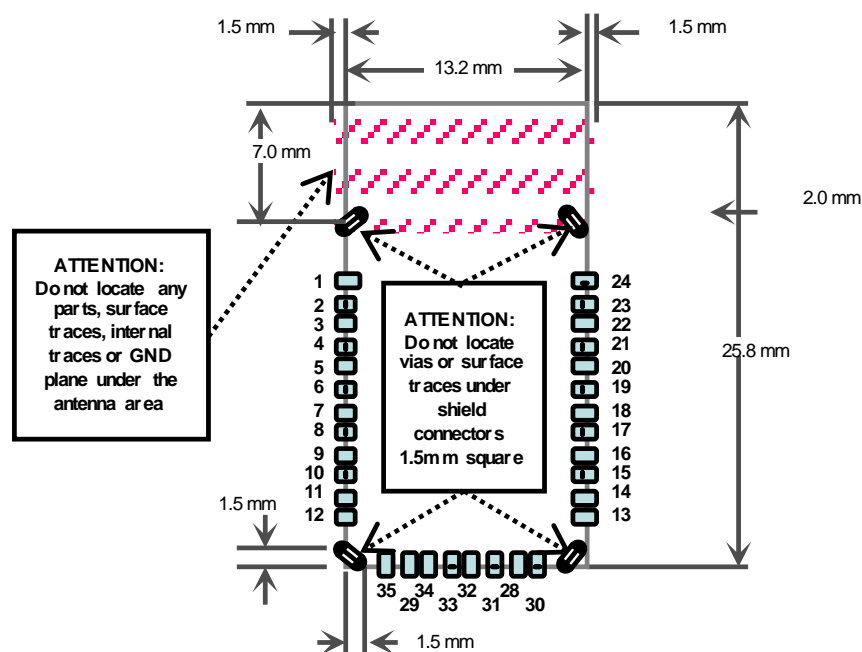
PCB LAYOUT
 PAD SIZE = 0.8 X 1.30 mm
 (TOP VIEW)

MODULE DIMENSIONS

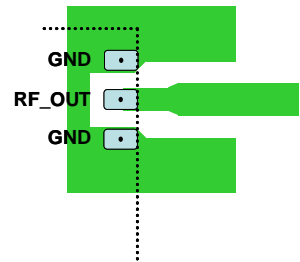


Design Concerns

- Reset circuit.** RN-42 contains a weak pullup to VCC, the polarity of reset on the RN42 is ACTIVE LOW. A power on reset circuit with delay is OPTIONAL on the reset pin of the module. It should only be required if the input power supply has a very slow ramp, or tends to bounce or have instability on power up. Often a microcontroller or embedded CPU IO is available to generate reset once power is stable. If not, there are many low cost power supervisor chips available, such as MCP809, MCP102/121, and Torex XC61F.
- Factory reset PIO4.** It is a good idea to connect this pin to a switch, or jumper, or resistor, so it can be accessed. This pin can be used to reset the module to FACTORY DEFAULTS and is often critical in situations where the module has been mis-configured. To set Factory defaults start HIGH, then toggle two times.
- Connection status.** PIO5 is available to drive an LED, and blinks at various speeds to indicate status. PIO2 is an output which directly reflects the connection state, it goes HIGH when connected, and LOW otherwise.
- HCI mode.** The RN42 module must be loaded with special firmware to run in HCI mode. When in HCI mode the standard SPP/DUN applications are disabled.
- Using SPI bus for flash upgrade.** While not required, this bus is very useful for configuring advanced parameters of the Bluetooth modules, and is required for upgrading the firmware on modules. The suggested ref-design shows a 6pin header which can be implemented to gain access to this bus. A minimum-mode version could just use the SPI signals (4pins) and pickup ground and VCC from elsewhere on the design.
- Minimizing Radio interference.** When laying out the carrier board for the RN42 module the areas under the antenna and shielding connections should not have surface traces, GND planes, or exposed vias. (See diagram to right) For optimal radio performance the antenna end of RN42 module should protrude 5mm past any metal enclosure.



7. Antenna Design. The pattern from the rf_out terminal pad should be designed with 50ohms impedance and traced with straight lines. (see diagram to the right) The rf_out signal line should not run under or near the RN21 module. The GND plane should be on the side of the PCB which the module is mounted. The GND should be reinforced with through-hole connections and other means to stabilize the electric potential.



8. Soldering Reflow Profile.

- Lead-Free Solder Reflow
- Temp: 230 degree C, 30-40 seconds, Peak 250 degree C maximum.
- Preheat temp: 165 +/- 15 degree C, 90 to 120 seconds.
- Time: Single Pass, One Time

Compliance Information

Category	Country	Standard
Radio	USA	FCC Part 15 Subpart B: 2008 Class B
		FCC CRF Title 47 Part 15 Subpart C
	FCC ID:	T9J-RN42
	EUROPE	ETSI EN 301 489-1 V1.8.1
		ETSI EN 301 489-17 V2.1.1
		ETSI EN 300 328 V1.7.1
	CANADA	IC RSS-210 low power comm. device
	Certification Number:	6514A-RN42
EMC	USA	FCC CFR47 Part 15 subclass B
	EUROPE	EN 55022 Class B radiated
		EN61000-4-2 ESD immunity
		EN61000-4-3 radiated field
		EN61000-4-6 RF immunity
		EN61000-4-8 power magnetic immunity
Bluetooth	BQB LISTED	B014867- SPP and DUN profiles
Environmental	RoHS	RoHS compliant

Ordering Information

Part Number	Description
RN-42	Standard Application firmware (SPP/DUN Master and Slave)
RN-42-H	HCI firmware (HCI over H4 UART)
RN-42-U	USB firmware (HCI over USB port, slave device at 12Mbps rate)
RN-42-N	No Antenna, Standard Application firmware (SPP/DUN Master and Slave)
For other configurations, contact Roving Networks directly.	

Visit <http://www.rovingnetworks.com/buynow.php> for current pricing and a list of distributors carrying our products.

Copyright © 2010 Roving Networks. All rights reserved.

The Bluetooth trademark and logo are registered trademarks and are owned by the Bluetooth SIG, Inc. All other trademarks are property of their respective owners.

Roving Networks reserves the right to make corrections, modifications, and other changes to its products, documentation and services at any time. Customers should obtain the latest relevant information before placing orders and should verify that such information is current and complete.

Roving Networks assumes no liability for applications assistance or customer product design. Customers are responsible for their products and applications using Roving Networks components. To minimize the risks associated with customer products and applications, customers should provide adequate design and operating safeguards.

Roving Networks products are not authorized for use in safety-critical applications (such as life support) where a failure of the Roving Networks product would reasonably be expected to cause severe personal injury or death, unless officers of the parties have executed an agreement specifically governing such use.