

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

PROJETO E CONSTRUÇÃO DE UM DISPOSITIVO DE MEDIÇÃO DE LUMINOSIDADE E
TEMPERATURA PARA O ESTUDO DE RITMOS BIOLÓGICOS HUMANOS

Por

Rafael Matheus Jost de Figueiredo

Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para obtenção do diploma de Engenheiro Mecânico.

Porto Alegre, julho de 2017

PROJETO E CONSTRUÇÃO DE UM DISPOSITIVO DE MEDIÇÃO DE LUMINOSIDADE E
TEMPERATURA PARA O ESTUDO DE RITMOS BIOLÓGICOS HUMANOS

Por

Rafael Matheus Jost de Figueiredo

ESTA MONOGRAFIA FOI JULGADA ADEQUADA COMO PARTE DOS
REQUISITOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
ENGENHEIRO MECÂNICO
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELA BANCA EXAMINADORA DO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Prof. Thamy Cristina Hayashi
Coordenadora do Curso de Engenharia Mecânica

Área de Concentração: **Energia e Fenômenos de Transporte**

Orientador: Prof. Paulo Smith Schneider

Comissão de Avaliação:

Prof. Alexandre Vagtinski de Paula

Prof. Felipe Roman Centeno

Prof. Isaias Mortari Machado

Porto Alegre, 07 de julho de 2017

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho de conclusão à minha mãe, Marlene Jost, que sozinha teve capacidade de criar e cuidar de dois filhos, nunca deixando faltar nada e sempre lutando para nos dar a melhor educação possível.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu irmão, Nelso Jost, pela sua ajuda fundamental neste projeto.

Agradeço a todos os familiares e amigos estarem comigo durante essa longa jornada.

Agradeço a UFRGS e aos seus professores por terem trabalhado duro para passar o seu conhecimento adiante e contribuir a cada ano com a formação de novos profissionais para o mercado brasileiro.

Agradeço a Hochschule Reutlingen por ter me dado a oportunidade de ter conhecido outra cultura, outros idiomas e ter contribuído para ampliar minha visão de mundo e meus conhecimentos sobre engenharia.

Agradeço a Communication University of China por providenciar a estrutura necessária para o aprendizado de um idioma tão importante para o mundo atual, assim como me colocar em contato com uma cultura milenar e com uma sabedoria sem preço.

Finally, I thank you, Oktawia Lu Zhang, for being with me through the rest of this journey.

Figueiredo, R. M. J. **Projeto e Construção de um Dispositivo de Medição de Luminosidade e Temperatura para o Estudo de Ritmos Biológicos Humanos**. 2017. 15p. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2017.

RESUMO

Esse trabalho apresenta a concepção, projeto e construção de um dispositivo para realizar medições ligadas ao estudo sobre a alteração dos ritmos biológicos humanos em exposição prolongada à iluminação artificial. A coleta de dados inclui a luminosidade e temperatura de um ambiente hospitalar, atendendo aos critérios propostos para sua utilização em um projeto de pesquisa do Hospital de Clínicas de Porto Alegre. Os sensores desses parâmetros ambientais são ligados a dois tipos de microcontroladores, ambos capazes de armazenar e transmitir os resultados para posterior análise. Os processadores empregados são do tipo Arduino Uno e NodeMCU. Os resultados dos parâmetros ambientais são analisados a partir da montagem final dos dispositivos. Os valores de iluminância apresentam uma diferença relação à referência utilizada, que tende a se anular para valores de lux próximos de zero e oscila em torno de 40 a 50% do resultado da referência para valores acima de 100 lux, sendo necessárias novas análises para resultados mais concretos. Como parâmetro adicional, a temperatura de cor da luz ambiente aproxima-se bem dos valores nominais fornecidos por fabricantes de lâmpadas fluorescentes, incandescentes e de LED. A temperatura é lida para a faixa de 4°C à 40°C, sendo criada uma curva de ajuste resultante das medições preliminares que apresenta um coeficiente de correlação de 0,99 e um desvio padrão de 0,81°C. Os dispositivos foram acondicionados em caixas de proteção obtidas através de uma impressora 3D e foi estabelecida uma comunicação com uma plataforma web para o acompanhamento das medições realizadas.

PALAVRAS-CHAVE: Medidor de condições ambientais, Arduino, NodeMCU, Ritmos Biológicos Humanos.

Figueiredo, R. M. J. **Project and Construction of a Device to Measure Illuminance Levels and Temperature for the Study of Human Biological Rhythms.** 2017. 15p. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2017

ABSTRACT

This paper presents the conception, project and construction of a device capable of measuring different parameters for a study regarding changes in human biological rhythms for people in prolonged exposure to artificial illumination. The collected data includes luminosity and temperature of hospital rooms, following the criteria established by the research project of the Hospital de Clínicas de Porto Alegre. These parameters' sensors are connected to two types of microcontrollers, both capable of storing and transmitting the collected data for further analysis. The boards used are the Arduino Uno and the NodeMCU. The results of the ambient parameters are analyzed after the final assembly of the devices. The illuminance measurements have a gap in relation to the utilized reference, that tends to null for lux values next to zero and oscillates between 40 and 50% for values above 100 lux, being necessary further analysis for more concrete results. As an additional parameter, color temperature was evaluated, noting that the sensor was able to achieve results with good approximation to nominal values determined by different brands of incandescent, fluorescent and LED lamps. The temperature is read between 4°C and 40°C, being able to form an adjust curve with a correlation coefficient of 0,99 and a standard deviation of 0,81°C. The devices were put in protector cases built with a 3D printer and a communication was established with a web platform in order to follow the measurements made.

KEYWORDS: Measurer of ambient conditions, Arduino, NodeMCU, Human Biological Rhythms.

ÍNDICE

RESUMO	v
1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVOS	1
3 REFERENCIAL TEÓRICO	2
4 METODOLOGIA DE PROJETO	2
4.1 PROJETO INFORMACIONAL	2
4.1.1 Detalhamento e análise do problema	2
4.1.2 Definição do mercado	2
4.1.3 Previsão do regime de produção	3
4.1.4 Caracterização dos usuários	3
4.1.5 Atributos desejáveis para o produto	3
4.1.6 Exigências legais de configuração	3
4.1.7 Análise dos similares existentes no mercado	4
4.1.8 Pesquisa em banco de patentes	4
4.2 PROJETO CONCEITUAL	4
4.2.1 Geração e seleção de conceitos	4
4.2.2 Aquisição e controle de dados	4
4.2.3 Caracterização da iluminação	5
4.2.4 Temperatura	6
4.2.5 Armazenamento de dados	6
4.3 PROJETO DETALHADO	7
4.3.1 Detalhamento dos principais componentes	7
4.3.1.1 Arduino Uno	7
4.3.1.2 NodeMCU	7
4.3.1.3 TCS34725	7
4.3.1.4 DHT22	7
4.3.1.5 Leitor de cartão micro SD	8
4.3.2 Componentes adicionais	8
4.3.2.1 Real Time Clock (RTC) DS3231	8
4.3.2.2 Hardware de comunicação	8
4.3.3 Montagem	9
4.3.4 Desenvolvimento do código	10
4.3.5 Desenvolvimento da capa protetora	10
4.3.6 Plataforma web	11
4.3.7 Operação e Manutenção	12
5 RESULTADOS	12
6 CONCLUSÕES	14

7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	15
	APÊNDICE I.....	16
	Percepção de luz e cor	16
	Valores tristimulus e metamerismo	16
	APÊNDICE II.....	17
	Temperatura de cor e temperatura de cor correlacionada	17
	Cálculo da temperatura de cor e lux	18
	APÊNDICE III.....	20
	Radiometria e Fotometria	20
	Conversão entre unidades radiométricas e fotométricas.....	20

1 INTRODUÇÃO

Os ritmos biológicos são parte da fisiologia dos organismos vivos, existindo enquanto mecanismos adaptativos ao ambiente. Diversas atividades fisiológicas apresentam comportamento rítmico, sendo o ciclo sono/vigília um dos exemplos mais clássicos de ritmos circadianos manifestados pelo nosso organismo (Marques *et al.*, 2003).

O principal “marca-passo” do ritmo circadiano em mamíferos constitui-se em dois aglomerados de neurônios no hipotálamo, os Núcleos Supraquiasmáticos (NSQ). Apesar de apresentar atividade autônoma, o NSQ pode ser sincronizado por pistas externas que ajudam na harmonização da fisiologia do ser vivo às variações rítmicas ambientais. O ciclo claro/escuro é o fenômeno ambiental mais potente capaz de sincronizar o nosso ritmo interno ao externo. O NSQ recebe estímulos fóticos através do trato retino-hipotalâmico e envia impulsos rítmicos para diversas estruturas, entre as quais encontra-se a glândula pineal. Na ausência de luz, a pineal produz e secreta melatonina, hormônio responsável por traduzir a informação referente à iluminação do ambiente e repassá-la de forma sistêmica (Moore, 1997).

Distúrbios do ciclo sono/vigília são muito comuns em ambientes hospitalares, tanto em pacientes internados, quanto em funcionários que realizam plantões. A disrupção de sono tem efeitos potencialmente prejudiciais à saúde, sendo que em pacientes internados pode contribuir para aumento de tempo de internação. O ambiente hospitalar parece agir como um dificultador da indução e manutenção do ciclo sono/vigília, na medida em que nem sempre permite contato com a iluminação do ambiente, sujeita os pacientes e funcionários à iluminação durante a noite e promove interrupção do sono em decorrência das avaliações de rotina (Bano *et al.*, 2014)

Alterações luminosas incompatíveis com o período do dia em termos de intensidade, duração e transmitância espectral têm efeitos marcantes sobre os ritmos circadianos. Há alguns anos, se pensava que somente luzes de 2500 lux ou mais poderiam suprimir a síntese de melatonina. Porém, recentemente viu-se que expor a retina à iluminação monocromática de 1 lux ou menos com comprimento de onda de 440-460 nm (luz de cor azul), já é suficiente para observar tal supressão (Brainard *et al.*, 2001). Nesse sentido, diversos estudos têm abordado o potencial terapêutico da luz.

Um trabalho conduzido por Vásquez-Ruiz *et al.* (2014), com neonatos internados em uma unidade neonatal de terapia intensiva, verificou que aqueles submetidos a um ciclo claro/escuro através da colocação de aparatos no rosto da criança que bloqueavam a iluminação da unidade durante a noite tiveram, por consequência, ganho mais rápido de peso e melhor saturação de oxigênio em relação aos neonatos que permaneceram sob iluminação artificial constante (padrão de iluminação da unidade hospitalar).

Ainda não foram estabelecidos valores de iluminância recomendados para a exposição em ambientes de hospitais, mas estudos sugerem que, em geral, os pacientes hospitalizados estão expostos a baixos níveis de iluminância, com pouca variação de exposição à luz entre os períodos do dia e da noite. Em termos gerais, as condições de iluminação podem ser insuficientes para promover a sincronização circadiana e a manutenção da qualidade de sono (Bernhofer *et al.*, 2014). Diante da evidente importância da luz como sinal ambiental que sincroniza o relógio circadiano e contribui para um melhor funcionamento fisiológico, a caracterização do tipo de iluminação utilizado em ambientes hospitalares pode auxiliar na identificação de fatores que estejam prejudicando a saúde dos indivíduos.

2 OBJETIVOS

Com base no exposto, o objetivo do presente trabalho é de desenvolver uma estação de medição compacta que consiga caracterizar o tipo de iluminação utilizada na Unidade de Internação Psiquiátrica do Hospital de Clínicas de Porto Alegre – HCPA, determinando valores de iluminância em lux. Além disso, a temperatura ambiente será avaliada como parâmetro adicional, podendo dar seguimento a novos estudos.

3 REFERENCIAL TEÓRICO

De acordo com Ogliari (1999), o processo de projeto de produtos constitui-se de um conjunto de atividades, procedimentos e regras que devem ser realizadas e aplicadas, sistematicamente, desde a definição do problema de projeto até a solução detalhada do produto. Foram utilizados conceitos básicos de metodologia de projeto propostos por Rozenfeld *et al.* (2006), abrangendo apenas a macro fase de desenvolvimento.

Para a construção do código fonte que comanda o dispositivo, foi necessária a utilização de ferramentas específicas das linguagens de programação C e C++. C é uma linguagem de programação compilada de propósito geral, de alto nível, introduzindo conceitos fundamentais para o desenvolvimento do projeto, como funções e estruturas. A linguagem de programação C++ foi originalmente derivada do C para suportar programação orientada a objetos, sendo uma ferramenta importante para lidar com códigos extensos.

Alguns conceitos básicos para melhor entendimento dos sensores utilizados neste projeto podem ser vistos nos apêndices. O Apêndice I explica como se dá a percepção de luz e cor pelo olho humano, que serve de base para a construção de sensores fotossensíveis. O Apêndice II entra em detalhes sobre a temperatura de cor, uma métrica interessante para diferenciar tipos de iluminação. Finalmente, o Apêndice III trata de algumas considerações a serem feitas ao se trabalhar com unidades fotométricas e radiométricas.

4 METODOLOGIA DE PROJETO

Abaixo são apresentadas as etapas realizadas durante o desenvolvimento do projeto do protótipo, de acordo com o método proposto por Rozenfeld *et al.* (2006). Inicia-se com o projeto informacional, onde o problema a ser resolvido é detalhado, os requisitos do produto são definidos e é feita uma análise prévia de viabilidade. Na etapa seguinte, o projeto conceitual, são definidas as diferentes configurações possíveis para o produto atendendo as mesmas especificações, utilizando-se ferramentas de análise para definir o melhor modelo. Na última etapa, de projeto detalhado, um dispositivo é construído e as configurações finais do produto são definidas.

4.1 PROJETO INFORMACIONAL

O projeto informacional apresenta algumas informações preliminares importantes para definir todas as diretrizes do projeto. Tem como principais objetivos entender a natureza dos problemas a serem resolvidos, analisar o mercado do produto, definir atributos desejados e efetuar uma análise prévia de viabilidade para dar continuidade ao projeto.

4.1.1 Detalhamento e análise do problema

As evidências obtidas até agora no campo da pesquisa biomédica demonstram o impacto da iluminação na regulação da nossa fisiologia. Para dar prosseguimento ao projeto de pesquisa do Hospital de Clínicas de Porto Alegre, é necessário desenvolver um dispositivo capaz de caracterizar o padrão de iluminação utilizado na Unidade de Internação Psiquiátrica, que pode estar interferindo na saúde e no bem-estar dos pacientes internados e dos funcionários da Unidade. Partindo da hipótese de que o fotoperíodo e o tipo de iluminação aos quais os pacientes e os funcionários estão submetidos diferem expressivamente da iluminação natural observada em ambientes externos, o dispositivo desenvolvido precisa definir os níveis de iluminância em lux do ambiente controlado. Adicionalmente, a temperatura ambiente também é um fator de interesse, pois está relacionada ao conforto e pode interferir com o bem-estar dos funcionários e pacientes.

4.1.2 Definição do mercado

A estação de medição foi idealizada para atender às demandas específicas do grupo de pesquisa do Hospital de Clínicas de Porto Alegre, com um regime de produção limitado e sem

fins lucrativos. Os parâmetros avaliados, entretanto, podem ser de interesse em diversas áreas, como: meteorologia, segurança do trabalho, cultivo de plantas, entre outras, levantando a possibilidade deste projeto atender a um mercado bem mais abrangente do que o previsto.

4.1.3 Previsão do regime de produção

Para o estudo a ser realizado serão montadas até 20 estações de medição, com o intuito de serem instaladas em diversos setores da ala de internação psiquiátrica do hospital. Sua modularização e capacidade de customização, entretanto, permite a sua utilização em diversas outras áreas, podendo atender diferentes mercados, sendo possível uma futura produção em massa de acordo com a demanda.

4.1.4 Caracterização dos usuários

O uso do produto está aberto a qualquer pessoa com um conhecimento básico em informática. O produto foi idealizado para minimizar a necessidade de interação com o usuário, sendo realizadas as medições de forma passiva, abrindo a possibilidade do seu acompanhamento através de uma plataforma online ou pela análise de um arquivo de dados gerado automaticamente.

4.1.5 Atributos desejáveis para o produto

De acordo com as necessidades do estudo a ser realizado pelo hospital, foram definidos os seguintes atributos fundamentais para o produto:

- a) capacidade de integrar e controlar diversos sensores responsáveis pela medição dos parâmetros desejados para o estudo;
- b) caracterização da iluminação de espaços internos de internação hospitalar, medindo-se valores de iluminância em lux do ambiente de interesse;
- c) medição da temperatura ambiente;
- d) armazenamento dos dados obtidos.

Adicionalmente, foram propostas algumas melhorias para o produto, que podem ajudar na coleta e acompanhamento dos dados:

- a) implementação um chip WIFI capaz de enviar os dados para uma plataforma web, possibilitando um acompanhamento em tempo real das estações de medição;
- b) construção modular, permitindo ao produto servir para propósitos gerais em outras pesquisas, podendo ser montado mesmo sem ter todos os mesmos componentes utilizados neste projeto;
- c) desenvolvimento de uma estrutura para proteger os sensores expostos no ambiente de medição.

4.1.6 Exigências legais de configuração

Não foram encontradas normas reguladoras que regem este tipo de produto, visto que o mesmo não expõe o usuário a qualquer tipo de risco e não tem fins comerciais definidos. Como definição do hospital, o produto foi desenvolvido com o menor tipo de exposição de cabos ou dos sensores necessária para não interferir com o ambiente hospitalar.

4.1.7 Análise dos similares existentes no mercado

Foram verificados dois produtos semelhantes, ambos utilizam a plataforma Arduino em conjunto com diversos sensores para funcionar como uma estação de medição geral.

O primeiro produto, chamado *Smartcitizen*, possui capacidades semelhantes ao projeto aqui proposto, sendo, entretanto, um produto fechado. Seus sensores são embutidos em um circuito impresso, tornando o dispositivo compacto, porém limitando a sua capacidade de customização.

O segundo produto, chamado de *Sensebox*, utiliza uma modularização, semelhante à proposta deste projeto, porém carece dos sensores específicos aqui utilizados e não é muito compacto, podendo se tornar um problema para a exposição do dispositivo aos pacientes do hospital.

4.1.8 Pesquisa em banco de patentes

Devido à natureza do produto, que utiliza componentes e sensores gerais utilizados nas mais diversas aplicações, se torna difícil a identificação de patentes específicas com funções similares às que são oferecidas neste projeto. O componente mais crítico passível de obrigações legais referentes a patentes é a placa Arduino e a NodeMCU, que possuem código aberto e não preveem obrigações legais quanto a sua reprodução e utilização.

4.2 PROJETO CONCEITUAL

O projeto conceitual inicia após a decisão de se desenvolver um produto a partir de uma análise prévia de viabilidade. Ele define as propriedades básicas em termos de forma e componentes do produto, sem se preocupar demasiadamente com detalhes específicos. O projeto conceitual é uma etapa caracterizada pela necessidade de se preservar a criatividade (Gomes, 2000), sendo, portanto, analisadas de forma qualitativa diversas configurações do produto.

4.2.1 Geração e seleção de conceitos

A seguir foram propostos conceitos iniciais que consistem em diferentes configurações disponíveis para o produto, cada um gerado de acordo com um dos atributos desejáveis para o produto especificados no projeto informacional. O critério básico para a escolha das opções consiste em modelos disponíveis no mercado brasileiro.

Para que a seleção dos conceitos finais fosse realizada, foram criadas matrizes de seleção, construídas para auxiliar na escolha da combinação mais adequada para o produto. Para isso, foi atribuído quatro pesos para os conceitos, sendo zero não relevante e três extremamente relevante. Já para os parâmetros, foram atribuídos os seguintes valores de acordo com a sua performance: 0 = não possui; 1 = ruim; 2 = regular; 3 = bom; 4 = ótimo.

4.2.2 Aquisição e controle de dados

Para a realização da aquisição e controle de dados, necessita-se de uma placa contendo um microcontrolador com livre acesso aos seus pinos de entrada e saída. O poder de processamento e memória interna podem ser levados em consideração para permitir a utilização de novos periféricos ao dispositivo. Além disso, outro fator importante é a disponibilidade de bibliotecas para os sensores utilizados, contendo o código fonte das funções necessárias para a comunicação com os mesmos. Por último, um tamanho reduzido é importante para a construção de um dispositivo que não interfira com o ambiente hospitalar. A Tabela 1 apresenta a quantificação da viabilidade dos conceitos Arduino Uno (C1) e NodeMCU (C2), para 7 atributos diferentes característicos de cada placa.

Tabela 1 - Matriz de Seleção para Aquisição e Controle de Dados dos dispositivos

AQUISIÇÃO E CONTROLE DE DADOS	Peso	Conceitos		Valoração com Peso	
		C1	C2	C1	C2
Número de pinos disponível	3	2	1	6	3
Poder de processamento	2	2	2	4	4
Memória interna	3	1	2	3	6
Bibliotecas existentes	2	3	1	6	2
Comunicação com o computador	2	2	3	4	6
Tamanho	2	1	2	2	4
Soma Final				25	25
Média Final				4.16	4.16

C1: Arduino Uno

C2: NodeMCU

Os resultados da Tabela 1 mostraram um empate entre as duas placas. Uma vantagem clara do Arduino Uno (C1) é a maior disponibilidade de bibliotecas criadas por usuários, bem mais abrangente em comparação com o NodeMCU. A favor do conceito 2, tem-se a presença de um chip WIFI que facilita a comunicação da placa com o computador para a análise dos dados.

Em virtude desse equilíbrio, decidiu-se construir dois dispositivos, um com cada placa, visto que o investimento para possibilitar a sua construção é relativamente baixo. A maior disponibilidade de pinos do Arduino permite associar um número maior de periféricos, enquanto o tamanho reduzido e o chip WIFI da plataforma NodeMCU pode ser de maior interesse para áreas do hospital com maior concentração de pacientes. Para ambos modelos, os mesmos sensores foram utilizados.

4.2.3 Caracterização da iluminação

Para caracterização da iluminação da ala de internação psiquiátrica, os valores de iluminância em lux precisam ser determinados. Como fator adicional, a determinação da temperatura de cor da luz incidente torna-se uma funcionalidade extra, visto que ajuda a diferenciar a iluminação proveniente de lâmpadas incandescentes, fluorescentes e de LED. Outros atributos analisados consistem em características que facilitam a obtenção de medições mais precisas, como filtro infravermelho, que anula comprimentos de onda acima da faixa de espectro da luz visível, e ajuste de ganho, que amplifica o sinal em níveis de iluminação muito baixos. Por fim, o tamanho sensor pode ajudar na redução do tamanho final do dispositivo. A Tabela 2 apresenta a matriz de seleção resultante para os sensores escolhidos.

Tabela 2 - Matriz de Seleção dos sensores para Caracterização da Iluminação

Caracterização da iluminação	Peso	Conceitos			Valoração com Peso		
		C1	C2	C3	C1	C2	C3
Iluminância (lux)	3	2	3	3	6	9	9
Temperatura de cor	2	0	2	3	0	4	6
Tamanho	1	4	2	3	4	2	3
Filtro infravermelho	2	0	0	2	0	0	4
Controle de ganho	2	0	0	2	0	0	4
Soma Final					10	15	26
Média Final					2	3	5.2

C1: LDR (*Light Dependent Resistor*)

C2: TCS230

C3: TCS34725

Ficou evidente a superioridade do sensor TCS34725, conceito C3, em relação aos outros sensores. Este sensor possui uma vantagem fundamental em relação aos outros, que é a capacidade de avaliar a temperatura da cor da luz incidente. Este parâmetro pode servir para criar correlações entre alterações no ciclo de sono dos pacientes e funcionários em função da exposição a lâmpadas com cores mais quentes ou mais frias.

4.2.4 Temperatura

Os critérios de seleção para os sensores que realizam a medição de temperatura se concentraram em poucos atributos, como mostra a Tabela 3. O primeiro atributo consiste na faixa de operação do sensor, o segundo em capacidade adicionais de medição de outros parâmetros e o terceiro, na sua precisão em casas decimais.

Tabela 3 - Matriz de Seleção dos sensores de temperatura e umidade do ar

Temperatura e umidade do ar	Peso	Conceitos			Valoração com Peso		
		C1	C2	C3	C1	C2	C3
Atributos							
Faixa de operação	3	2	3	1	6	9	3
Capacidades adicionais	1	2	2	1	2	2	1
Precisão	3	2	3	3	6	9	9
Soma Final					14	20	13
Média Final					5	6	5

C1: DHT11

C2: DHT22

C3: BMP180

Em função da sua maior nota, resultante principalmente pela sua faixa de operação e precisão, o sensor escolhido foi o DHT22.

4.2.5 Armazenamento de dados

Existem dois modelos no mercado baseados leitura de cartão SD e um modelo para cartão micro SD. A matriz de seleção é mostrada na Tabela 4.

Tabela 4 - Matriz de Seleção dos Conceitos para Armazenamento de Dados

Armazenamento de dados	Peso	Conceitos			Valoração com Peso		
		C1	C2	C3	C1	C2	C3
Atributos							
Capacidade de armazenamento	3	2	3	2	6	9	6
Tamanho	2	2	2	1	4	4	2
Compatibilidade com outros controladores	1	2	2	1	2	2	1
Funcionalidades adicionais	1	0	0	3	0	0	3
Soma Final					12	15	12
Média Final					3	3.75	3

C1: Módulo leitor de cartão SD

C2: Módulo leitor de cartão micro SD

C3: *Shield* com leitor de cartão SD e RTC (*Real Time Clock*)

Foi escolhido o módulo leitor de cartão micro SD, que são acessíveis e possuem alta capacidade de armazenamento, aumentando a capacidade de coleta de dados por um longo período de tempo. O seu tamanho reduzido e a sua compatibilidade tanto com a placa Arduino quanto com a NodeMCU também são vantagens.

4.3 PROJETO DETALHADO

Foram montados dois dispositivos, um contendo a placa Arduino e outro a placa NodeMCU, como mostrado na Tabela 1. A Tabela 5 apresenta uma lista dos componentes utilizados, sendo acrescentado dois componentes, o DS3231 e o *Sensor Shield V4*, que serão detalhados adiante.

Tabela 5: Configuração final dos dispositivos

Característica	Dispositivo 1	Dispositivo 2
Aquisição e controle dos dados	Arduino Uno	NodeMCU
Caracterização da iluminação	TCS34725	TCS34725
Temperatura	DHT22	DHT22
Armazenamento de dados	Módulo micro SD	Módulo micro SD
Relógio digital com bateria	DS3231	DS3231
Shield para conexões	Sensor Shield V4	Não possui

4.3.1 Detalhamento dos principais componentes

Dando continuidade a etapa de projeto detalhado, abaixo são especificadas as principais características de cada componente utilizado para os dois dispositivos desenvolvidos.

4.3.1.1 Arduino Uno

O Arduino é uma placa de prototipagem rápida, possui código aberto e é mantida pela sua própria comunidade, apresentando grande capacidade de customização e um grande número de bibliotecas disponíveis, sendo uma poderosa ferramenta para desenvolvimento de produtos.

O modelo adotado foi a placa Arduino Uno, que apesar de ser uma das versões mais simples encontradas no mercado, apresenta um número suficiente de pinos de *input* utilizados para o acoplamento dos sensores. O Arduino Uno também possui um grande número de modelos de *shields* disponíveis, que facilitam a conexão de todos os periféricos e ampliam a capacidade de operação da placa.

4.3.1.2 NodeMCU

A NodeMCU é uma placa de desenvolvimento independente criada a partir do chip ESP8266. Possui menos pinos de *input* que o Arduino Uno, porém contém um módulo WIFI embutido, gerando uma maior praticidade para a coleta de dados dos sensores. A partir de um certo cuidado na escolha das bibliotecas utilizadas durante a sua programação, ambos dispositivos podem utilizar o mesmo código fonte, tornando as duas interfaces compatíveis.

4.3.1.3 TCS34725

O TCS34725 é um sensor de luminosidade e cor oferecido pela Adafruit®. Ele capta a luminosidade através de vários fotodiodos e inclui um filtro capaz de bloquear a radiação recebida no espectro infravermelho, oferecendo uma maior precisão para suas medições. Através de filtros de cor, pode medir também a luz incidente em três bandas do espectro da luz visível: vermelho, verde e azul, possibilitando assim calcular de forma aproximada a temperatura da cor e diferenciar diversos tipos de exposição luminosa (por exemplo, diferenciar lâmpadas incandescentes de fosforescentes). Como diferencial, esse sensor apresenta capacidade de ajustes no nível de ganho e no tempo de integração, possibilitando aquisição de dados mais confiáveis em diferentes níveis de iluminação.

4.3.1.4 DHT22

O DHT22 é um sensor de temperatura e umidade relativa. A temperatura é obtida através de um termistor NTC, como mostra a Figura 4.3.1 a), possuindo uma ampla faixa de medições

que vão de -40°C a 125°C . A umidade relativa é obtida através de dois eletrodos, separados por um substrato que absorve umidade e altera a sua resistência elétrica, como ilustrado na Figura 4.3.1 b). O sensor já vem calibrado de fábrica e possui um circuito integrado interno que efetua as leituras e entrega como sinal de saída as medições com as unidades desejadas. Segundo o fabricante, o DHT22 apresenta uma margem de erro de $\pm 0,5\%$ para os valores medidos de temperatura e de $\pm 5\%$ para os valores de umidade relativa. O intervalo recomendado entre as medições é de 2 s para garantir maior precisão nos resultados.

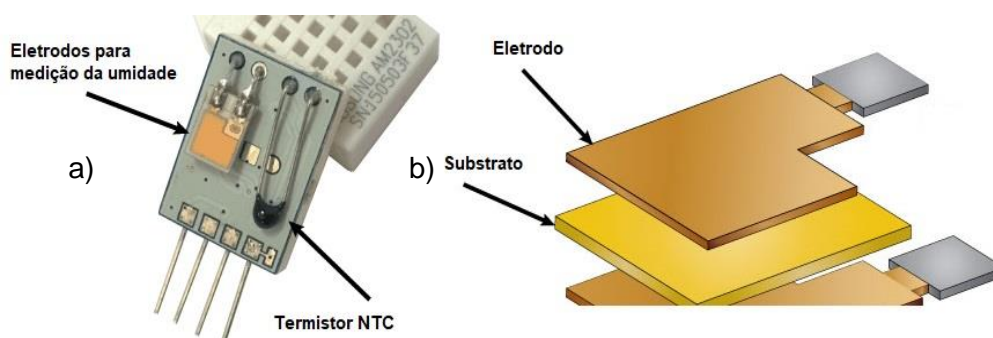


Figura 4.3.1: Detalhes de a) DHT22 e de b) Medição de umidade relativa.

Fonte: <http://howtomechatronics.com/tutorials/arduino/dht11-dht22-sensors-temperature-and-humidity-tutorial-using-arduino/> acessado em 01/07/2017

4.3.1.5 Leitor de cartão micro SD

O módulo micro SD foi utilizado para manter o histórico de medições efetuadas por todos os periféricos de forma ininterrupta. Neste projeto foi utilizado um modelo específico que apresenta um conversor lógico que permite a sua conexão entre 3,3 V e 5 V, algo desejável uma vez que durante os ciclos de gravação de dados no cartão, uma corrente maior do que a normalmente é utilizada pelo módulo pode ser necessária. Sem a presença do conversor, essa corrente maior pode vir a causar danos nos microcontroladores.

4.3.2 Componentes adicionais

Nesta seção serão descritos os demais componentes utilizados no projeto, seguido de uma breve descrição sobre o seu funcionamento e algumas de suas particularidades.

4.3.2.1 Real Time Clock (RTC) DS3231

Este periférico consiste em um relógio digital que possui uma bateria externa, podendo manter a contagem hora por vários anos, muito útil para manter a sincronia entre os dados coletados em caso de mesmo quedas de energia e interrupções nas medições. Apresenta também um sensor de temperatura embutido, que pode ser utilizado como uma segunda referência durante a análise dos dados

4.3.2.2 Hardware de comunicação

O modelo utilizado, chamado *Sensor Shield V4*, consiste em um hardware que facilita a conexão dos diversos sensores com os terminais de entrada e saída do Arduino Uno. Adicionalmente, o *shield* amplifica o número de pinos disponíveis para a comunicação pelo protocolo I²C. Isto é importante neste projeto, pois tanto o sensor TCS34725 como o relógio DS3231 utilizam este protocolo. A Figura 4.3.2 ilustra todos os componentes utilizados para o projeto.

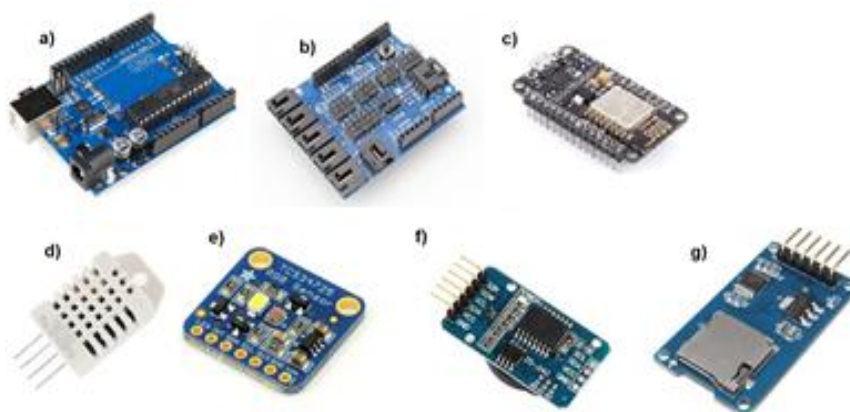


Figura 4.3.2: Componentes utilizados a) Arduino Uno, b) Sensor Shield V4, c) NodeMCU, d) DHT22, e) TCS34725, f) RTC DS3231, g) Módulo micro SD

4.3.3 Montagem

A montagem dos dispositivos é dada através das conexões entre os pinos de sinal dos sensores com os pinos de entrada e saída do microcontrolador. A Tabela 6 resume as conexões utilizadas para cada dispositivo. Os módulos que utilizam o protocolo I2C são o sensor de luminosidade, TCS34725, e o relógio digital, DS3231.

Tabela 6: Conexões entre os pinos dos dispositivos

Sensor	Pino	Arduino Uno	NodeMCU
Módulo SD	CLK	13	D5 (GPIO 14)
	MISO	12	D6 (GPIO 12)
	MISI	11	D7 (GPIO 13)
	CS	4	D8 (GPIO 15)
DHT22	DATA	A1	D4 (GPIO 2)
I2C	SDA	A4	D2 (GPIO 4)
	SCL	A5	D1 (GPIO 5)

A Figura 4.3.3, gerada através do software livre chamado Fritzing, facilita a visualização das conexões apresentadas na tabela acima. Todos os componentes utilizados podem trabalhar tanto com 3,3 V ou com 5 V, sendo compatíveis com os dois modelos de dispositivo. A placa Arduino Uno também trabalha com as duas tensões elétricas, sendo necessário apenas manter uma consistência entre as conexões para não causar danos aos módulos I²C, que são conectados em paralelo. A placa NodeMCU trabalha apenas com 3,3 V e possui um conversor interno para tensões acima dessa.

Ambas as placas podem ser conectadas diretamente a uma fonte de 5 V para fornecimento de energia, como portas USB de computadores, ou mesmo na rede elétrica, através de conversores de tensão elétrica como por exemplo um carregador para celular. Adicionalmente, as placas ser ligadas também a pilhas ou baterias, contanto que seja tomado o devido cuidado com o tratamento das tensões de entrada.

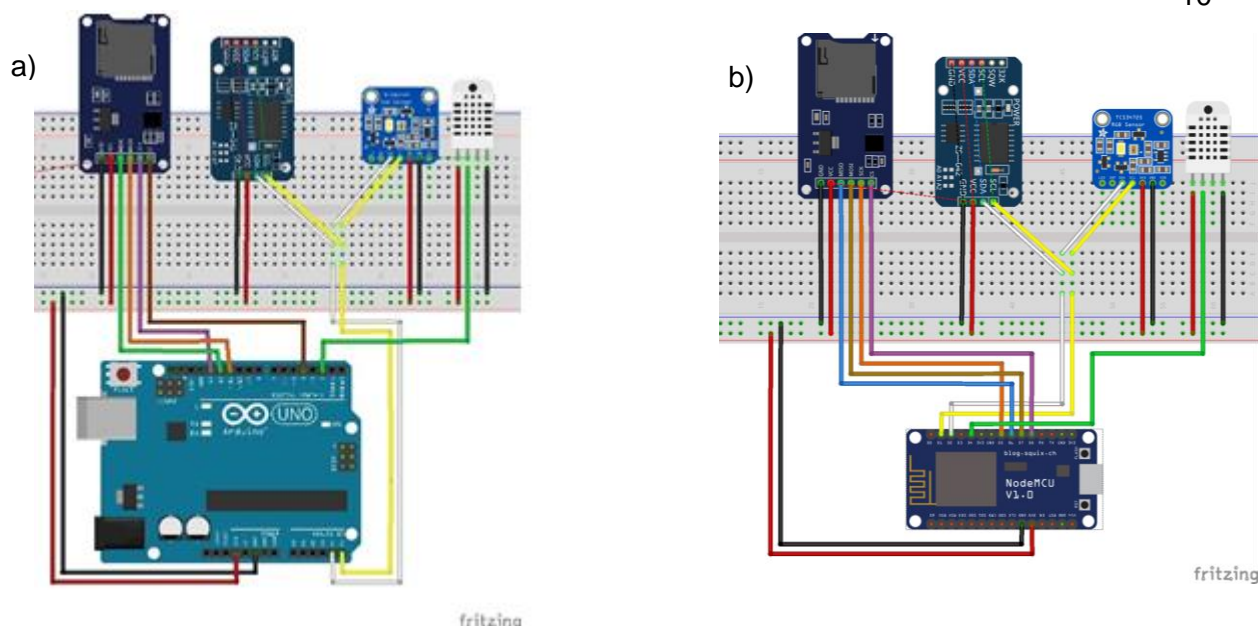


Figura 4.3.2: Conexões entre os sensores e os protótipos a) Arduino Uno b) NodeMCU

4.3.4 Desenvolvimento do código

O código-fonte necessário para o controle de comunicação dos sensores com o microcontrolador foi desenvolvido levando em consideração boas práticas de programação, como modularização e documentação, garantindo maior legibilidade para posterior divulgação como código aberto. A estrutura básica de programas criados para a plataforma Arduino consistem em duas partes: A função principal, que será executada quando o dispositivo é ligado, e da função *loop*, que se repete em um limite de tempo especificado.

Para garantir a modularização do dispositivo construído, foram criadas funções adicionais para cada sensor contendo todas as informações necessárias para adicioná-los ou removê-los do projeto sem causar danos a estrutura geral do programa. Essa é uma prática importante que vale a pena ser destacada, principalmente para códigos complexos que envolvem centenas de linhas de programação.

4.3.5 Desenvolvimento da capa protetora

Como o dispositivo foi projetado para ficar exposto aos pacientes e funcionários do hospital presentes nos ambientes de medição, foi desenvolvida uma capa protetora para a placa e os seus sensores. Foram criados dois modelos utilizando os softwares FreeCAD e OpenSCAD, sendo um para cada dispositivo.

O primeiro, representado pela Figura 4.3.5 a), foi desenvolvido para ser uma estação completa, incluindo todos os sensores disponíveis e com espaço adicional para um visor OLED que facilita o acompanhamento das medições. O segundo modelo, presente na Figura 4.3.5. b), é mais compacto, projetado para utilização exclusiva dos componentes necessários para as medições de iluminância, temperatura e umidade do ar, sem espaço para periféricos adicionais.

Ambos modelos apresentam aberturas em sua superfície para o acoplamento do sensor de luz e para melhor troca térmica com o ambiente para utilização dos sensores de temperatura e umidade do ar.

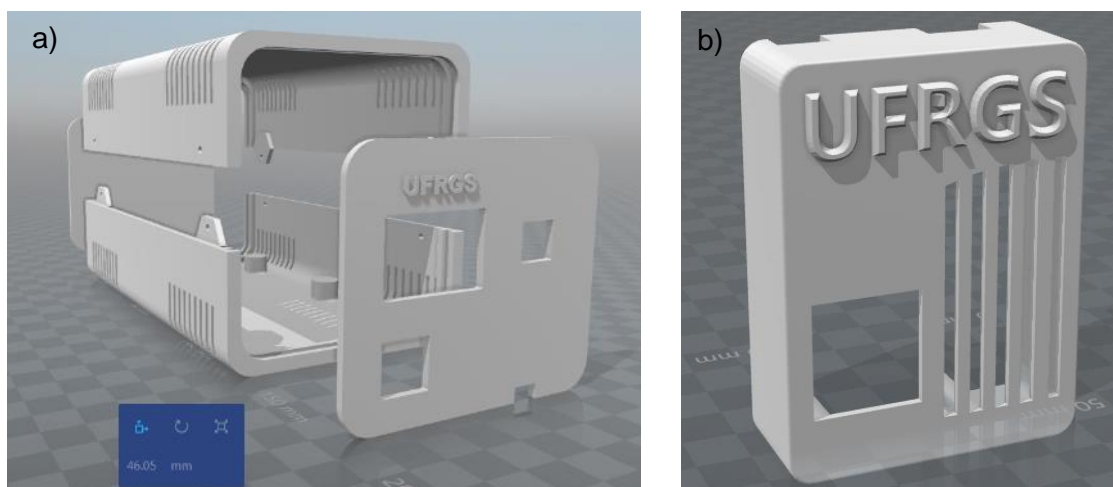


Figura 4.3.5: Capa protetora a) Protótipo 1, b) Protótipo 2

4.3.6 Plataforma web

Aproveitando a presença do chip WIFI no Dispositivo 2, foi desenvolvido um programa adicional para fazer a comunicação da estação com uma plataforma web para coleta de dados. A plataforma utilizada é a Cayenne®, ainda em desenvolvimento, que oferece seus serviços gratuitamente para estudantes.

Essa plataforma possui uma interface simples e intuitiva, permitindo o acompanhamento do dispositivo configurado através do seu website, assim como em *smartphones* Android e iOS. Adicionalmente, é possível compartilhar um *link* para que todos os responsáveis pelo estudo possam visualizar as mesmas informações sendo coletadas, facilitando o acompanhamento dos dispositivos e alertando possíveis necessidades para efetuar a manutenção do produto. A Figura 4.3.6 mostra as primeiras medições do Dispositivo 2.

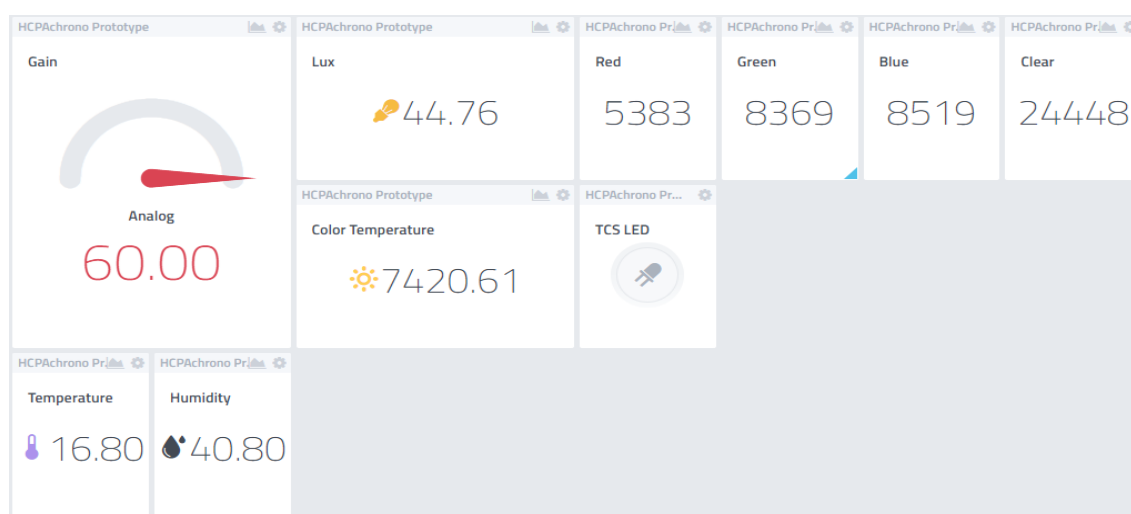


Figura 4.3.6 Painel de visualização de dados da plataforma Cayenne®

Essas medições foram realizadas em um do quarto residencial. Pode-se observar que o ganho está multiplicando o sinal em 60 vezes, indicando uma baixa incidência luminosa de 44,76 lux. A temperatura de cor de 7420,61 indica uma fonte de luz azulada.

4.3.7 Operação e Manutenção

A única operação necessária para utilizar a estação é ligar a mesma a uma fonte de energia. A leitura dos sensores é efetuada automaticamente e o intervalo entre as medições pode ser configurado através do código fonte da estação. Para obtenção dos dados gravados, é necessária apenas a leitura do cartão micro SD presente no dispositivo. Adicionalmente, no dispositivo 2 há a possibilidade de acompanhar os dados medidos através da plataforma Cayenne®.

A manutenção das estações de medição só é necessária em caso de danos físicos a sua estrutura, decorrentes de algum acidente como derrubamentos ou batidas. Em caso de queima de algum dos componentes por problemas na rede elétrica, uma análise mais aprofundada deve ser realizada, substituindo a parte afetada por um novo componente.

5 RESULTADOS

Os dispositivos definidos no projeto detalhado foram construídos, sendo a estrutura externa impressa a partir de um filamento de PETG. A partir da construção dos dois modelos, foi possível efetuar medições preliminares, sendo avaliados os parâmetros de iluminância em lux, temperatura de cor em Kelvin e temperatura em graus Célsius. A Figura 5.1 mostra os dispositivos construídos.

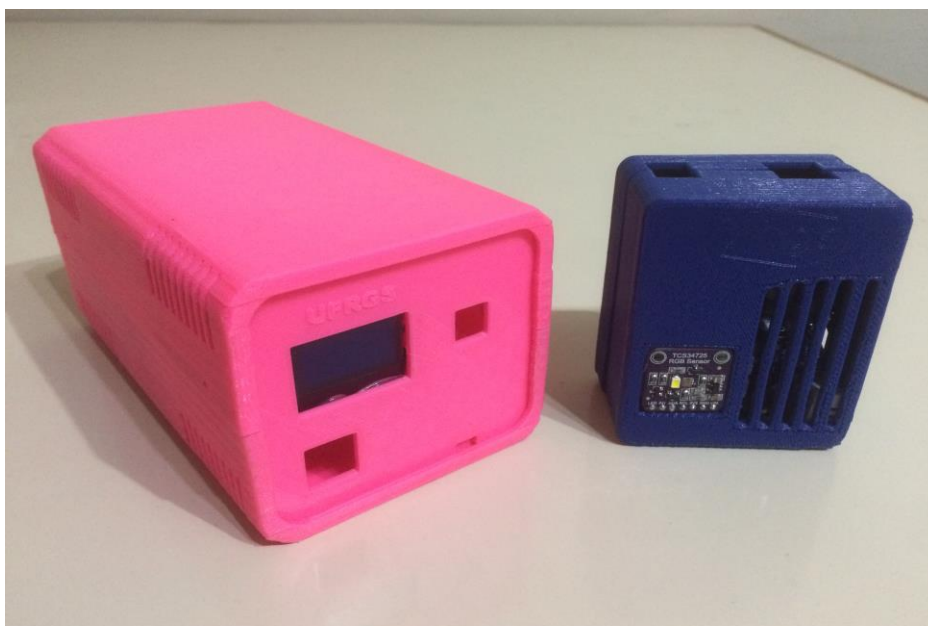


Figura 5.1: Protótipos construídos

Para as medições de luminosidade, foram feitas comparações em diferentes ambientes não controlados, tendo como referência um dos actígrafos do hospital utilizado para estudos similares (modelo Acttrust, da marca Condor®, que possui capacidade de medição de valores de lux e de espectro RGB em W/cm^2). Foram registradas diferenças entre níveis de lux em relação a referência, sendo o seu valor diferente para cada ambiente. A Figura 5.2 mostra um gráfico contendo as medições realizadas, a linha em azul representa a estação de medição e a linha em laranja representa o actígrafo do hospital.

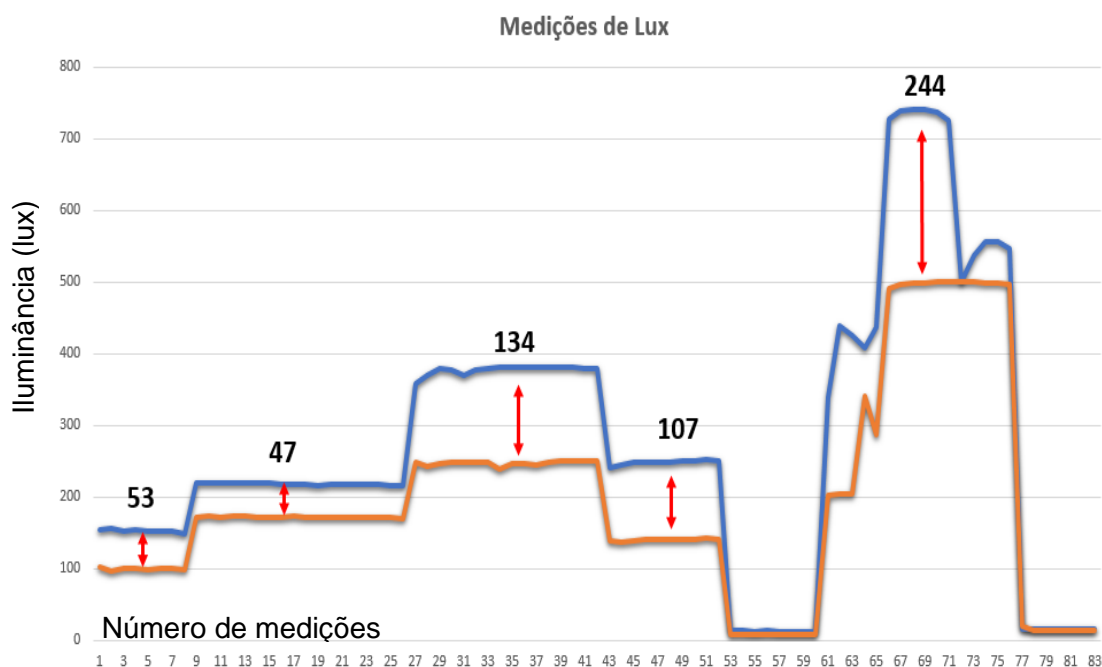


Figura 5.2: Medições de iluminância em lux do sensor (linha azul) e do sensor de referência (linha laranja)

Cada nível de iluminância no gráfico representa salas diferentes do HCPA. Através de sua análise, foi possível notar que, apesar dos valores de lux obtidos pelo sensor e pelo actígrafo serem diferentes para cada sala, os resultados obtidos pelo sensor são sempre maiores que os resultados obtidos pelo actígrafo. Para valores de iluminância próximos de zero, essa diferença tende a se anular. Para faixas acima de 100 lux, essa diferença oscila em torno de 40 a 50% do valor resultante do actígrafo.

A avaliação da temperatura de cor da luz incidente foi feita tendo como referência a informação fornecida por fabricantes de quatro modelos diferentes de lâmpadas. A Tabela 7 mostra o resultado obtido através das medições. Pôde-se observar uma aproximação entre os valores medidos e os valores nominais, permitindo uma diferenciação qualitativa entre diversos tipos de iluminação.

Tabela 7 – Teste de medição para temperatura de cor

Marca	Nominal	Medido
Incandescente 60W	2700k (estimado)	1984,47K
TASCHIBRA E27	4000k	4323,18K
OSRAM LED A60	5000K	5257,31K
Cristallux LED Bulbo	6500K	6323,27K

Com relação ao sensor de temperatura DHT22, foi feita uma comparação utilizando um sensor de referência (Penta III Full Gauge Controls®) do departamento de Climatização do HCPA. As medições foram feitas em dois ambientes controlados, simulando condições ambientais máximas e mínimas possíveis para as salas do hospital.

Para temperaturas acima da temperatura ambiente padrão, as medições foram feitas dentro de uma estufa para eletrodos de solda, atingindo um limite máximo de 40°C. Para temperaturas abaixo da temperatura ambiente padrão, foram feitas medições dentro de um freezer industrial utilizado como banco de sangue, atingindo um limite mínimo de aproximadamente 4°C.

Foram utilizados 50 pontos de medição e uma curva de correlação foi gerada na versão de avaliação do programa CurveExpert®. A Figura 5.3 a) mostra a curva gerada, com um desvio padrão $s = 0,81$ e o coeficiente de correlação $r = 0,99$, indicando que os valores medidos com o DHT22 são satisfatórios. A Figura 5.3 b) mostra os valores residuais da curva correlação, que tendem a aumentar com o aumento da temperatura.

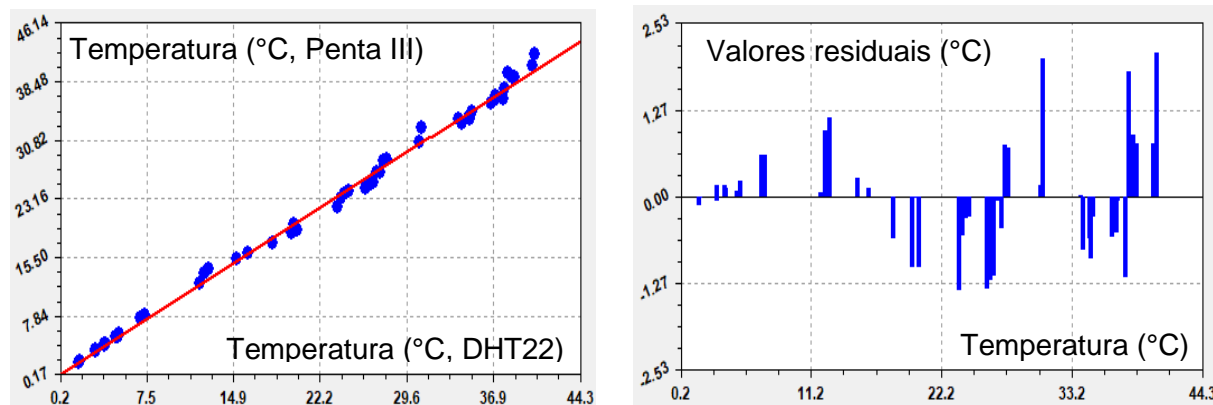


Figura 5.3: Medições de temperatura a) Curva de correlação entre as temperaturas do sensor de referência e da estação de medição b) Valores residuais

O sensor DHT22 fornece também valores de umidade relativa que não foram controlados durante a etapa preliminar de medições, abrindo assim a possibilidade para posteriores análises frente ao interesse dos pesquisadores do Hospital de Clínicas.

6 CONCLUSÕES

A partir das medições realizadas, pode-se observar resultados satisfatórios para os dispositivos construídos. Tanto a plataforma Arduino quanto a NodeMCU se mostraram adequadas para atender os objetivos especificados e a metodologia de projeto utilizada foi fundamental para a definição das configurações finais do produto.

Para as medições de iluminância, observou-se diferença entre os valores obtidos pelo sensor e pelo actígrafo de referência. Essa diferença tende a se anular para valores de lux próximos de zero, enquanto oscila em torno de 40 a 50% para valores acima de 100 lux. Isso indica a necessidade de um estudo mais aprofundado para comparar os valores medidos com outras referências, sendo importante também a utilização de um ambiente controlado para a sua calibração.

Quanto a temperatura de cor, foi verificada uma boa aproximação dos valores obtidos pelo sensor com os valores nominais identificados pelos fabricantes de lâmpadas fluorescentes, incandescentes e de LED. Caso um nível maior de precisão possa vir a ser necessária, é possível calibrar o sensor de luz frente a um colorímetro e montar sua própria matriz de correlação.

Os valores de temperatura se mostram muito próximos dos obtidos pelo sensor calibrado do hospital, sendo possível obter uma curva de ajuste com um coeficiente de correlação próximo da unidade, com um desvio padrão de $0,81^{\circ}\text{C}$. Por fim, O uso do chip WIFI no dispositivo 2 adiciona funcionalidades interessantes ao projeto, como o acompanhamento das medições através de um *website* ou de aplicativos para *smartphones*, podendo servir de vantagem em comparação com outros dispositivos comerciais.

Como proposta futura para aperfeiçoamento do projeto, pode-se considerar a utilização de baterias como fonte de energia, removendo-se a necessidade de cabos de luz. Através da reformulação do código fonte do produto para redução do consumo, é possível em teoria obter-se uma autonomia suficiente para deixar o dispositivo funcionando por meses, tornando o produto ainda mais conveniente e seguro para o hospital.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Bano M, Chiaromanni F, Corrias M, Turco M, De Rui M, Amodio P, Merkel C, Gatta A, Mazzotta G, Costa R, Montagnese S. **“The influence of environmental factors on sleep quality in hospitalized medical patients”**. Front Neurol. 2014 Dec 11;5:267.

Bernhofer EI, Higgins PA, Daly BJ, Burant CJ, Hornick TR. **“Hospital lighting and its association with sleep, mood and pain in medical inpatients”**. J Adv Nurs. 2014 May;70(5):1164-73. doi: 10.1111/jan.12282. Epub 2013 Oct 27. PubMed PMID: 24164506.

Brainard GC, Hanifin JP, Greeson JM, Byrne B, Glickman G, Gerner E, Rollag MD. **“Action spectrum for melatonin regulation in humans: evidence for a novel circadian photoreceptor”**. J Neurosci. 2001 Aug 15;21(16):6405-12. PubMed PMID: 11487664.

Bishop, T., Lee, G., **“TAOS Designer’s Notebook number 20: Colorimetry Tutorial, The Science of Color”**, Feb 28, 2006.

Bishop, T., Lee, G., **“Designer’s Notebook number 21: Radiometric and Photometric Measurements with TAOS PhotoSensors”** March 12, 2007.

Gomes, Luiz Vidal N; **“Criatividade – Projeto – Desenho – Produto”**; SCHDS, 2000.

Marques, N., Menna-Barreto, L. (2003) **“Cronobiologia: princípios e aplicações”**. São Paulo: Edusp- Editora da universidade de São Paulo.

Moore, R.Y. (1997). **“Circadian Rythms: basic neurobiology and clinical applications”**. Annu Ver Med, 48,253-66.

Ogliari, A. **“Sistematização da Concepção de Produtos Auxiliado por Computador com Aplicações no Domínio de Componentes de Plástico Injetado. Florianópolis”**. SC. PPGEM. UFSC. 1999. Tese.

Rozenfeld, H; Forcellini, F. Amaral, D.C; Toledo, J; Allipradini, D.; Silva, S. L. e Scalice, R. **“Gestão de Desenvolvimento de Produto: Uma referência para Melhoria do Processo”**. Editora Saraiva, 2006.

Smith, J, **“Designer’s Notebook number 23: TAOS Photo Sensor Response Part I: Sensitivity to Wavelength”** June 30, 2008.

Smith, J, **“Designer’s Notebook number 25: Calculating Color Temperature and Illuminance using the TAOS TCS3414CS Digital Color Sensor”** February 27, 2009 rev C.

Vásquez-Ruiz S, Maya-Barrios JA, Torres-Narváez P, Vega-Martínez BR, Rojas-Granados A, Escobar C, Angeles-Castellanos M. **“A light/dark cycle in the NICU accelerates body weight gain and shortens time to discharge in preterm infants”**. Early Hum Dev. 2014 Sep;90(9):535-40

APÊNDICE I

Percepção de luz e cor

A percepção de luz e cor pelo olho humano é feita através de dois tipos de células chamadas de células cones (*cone cells*) e células bastonete (*rod cells*), mostrados na Figura A1.1 Esquerda. A luz entra pela lente e é focada na retina, onde se encontram esses dois tipos de células. Os bastonetes são mais sensíveis em baixos níveis de luminância, medindo a intensidade e o brilho da luz. Em níveis de luminância abaixo de 0.034 cd/m^2 , a visão é chamada de escotópica não possuindo distinção de cores. Para níveis de luminância maiores, as células cones são ativadas. Existem três tipos de células cones, que contêm pigmentos capazes de absorver luz de acordo com o comprimento de onda e proporcionam a distinção de cores. A níveis de luminância maiores que $3,4 \text{ cd/m}^2$ a visão é classificada como fotópica [Bishop, 2006].

Valores tristimulus e metamerismo

Como visto anteriormente, a percepção de cores pelo olho humano se dá através da excitação dos três tipos de células cones, cada uma abrangendo uma faixa do espectro da luz visível e apresentando picos em comprimentos de onda curtos (420 nm até 440 nm), médias (530 nm até 540 nm) e longos (560 nm até 580 nm). A Figura 1 a) mostra as curvas de sensibilidade normalizadas que ilustram o funcionamento das células.

O ponderamento da potência espectral total de uma certa fonte de luz com base na sensibilidade desses três tipos de células geram três parâmetros, que juntos podem representar qualquer cor percebida pelo olho humano. Com base nesse sistema, a Comissão Internacional de Iluminação (CIE) criou um espaço de cor chamado CIE XYZ. Nesse sistema, X, Y e Z são os valores tristimulus e representam coordenadas usadas para mapear as cores em um espaço tridimensional. Existem dois tipos fundamentais de modelos que representam a percepção de cores: modelos subtrativos e modelos aditivos.

Em modelos subtrativos, como na Figura 1 b), a luz incidente em um objeto é absorvida e apenas uma faixa do comprimento de onda é refletida. Neste modelo, a mistura de todas as cores gera o preto (em que todas as cores são absorvidas, sem nenhuma parcela refletida). Esse modelo geralmente é usado para mistura de pigmentos, como em pinturas e impressão. Em modelos aditivos, como na Figura 1 c), mais próximos da forma que nossos olhos percebem a cor, a mistura de todas as cores causa a estimulação simultânea de todas as células cones, resultando na sensação da cor branca. O espaço CIE XYZ se baseia nesse modelo, que é usado por displays LCD, LEDs, e outros dispositivos eletrônicos.

Devido a existência desses dois modelos para a percepção das cores, é comum que distribuições espectrais diferentes resultem em uma mesma cor, gerando o efeito chamado de metamerismo. Um limão amarelo, por exemplo, absorve todos os espectros da luz e reflete o amarelo em maior intensidade, que é percebida no olho humano através da estimulação dos cones verdes e vermelhos. Um display LCD, por outro lado, consegue representar a mesma cor refletida pelo limão ao emitir luz verde e vermelha simultaneamente. Nos dois casos, as mesmas células cones são ativadas e, portanto, geram a sensação da mesma cor.

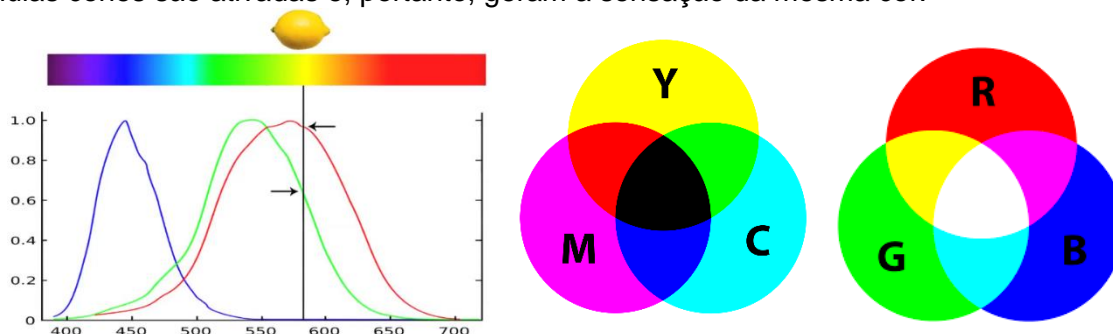


Figura 1 a) Sensibilidade das células cones b) modelo subtrativo c) Modelo aditivo

Fonte: https://en.wikipedia.org/wiki/List_of_color_spaces_and_their_uses acessado em 01/07/2017

APENDICE II

Temperatura de cor e temperatura de cor correlacionada

A temperatura de cor é um parâmetro amplamente utilizado para especificar diferentes tipos de luz, sendo uma forma de caracterizar propriedades espectrais de fontes de luz quase-branca. A temperatura de cor, medida em Kelvin (K), se refere a temperatura que um corpo negro teria caso fosse aquecido até que o pico da sua emissão espectral atinja um determinado comprimento de onda, representando uma certa cor. Esse comportamento é descrito pela Lei do Deslocamento de Wien, podendo ser observado graficamente na Figura 2 a).

Um corpo negro é um objeto teórico que radia luz sem perdas. Como o aquecimento de um corpo negro, a luz é irradiada primeiro no espectro infravermelho, depois na luz visível vermelha, laranja, branca e finalmente azul/branca. Esse modelo geralmente é utilizado para descrever a cor de estrelas durante o seu tempo de vida, porém alguns objetos também podem ser representados através de corpos negros. Lâmpadas incandescentes são boas aproximações de emissores de corpo negro, porque boa parte da luz emitida é devido ao aquecimento dos seus filamentos. Consequentemente, medições da sua temperatura de cor podem representar bem a natureza da cor percebida [Smith, 2009].

A temperatura de cor pode ser calculada através da Lei de Planck juntamente com a determinação dos seus valores tristimulus. A equação (1) representa a Lei de Planck:

$$M(\lambda, T) = \frac{c_1}{\lambda^5} \frac{1}{\exp\left(\frac{c_2}{\lambda T}\right) - 1} \quad (1)$$

Onde $M(\lambda, T)$ é irradiância espectral, c_1 é primeira constante de radiação e c_2 é a segunda constante de radiação, definidas pelas equações (2) e (3):

$$c_1 = 2\pi hc^2 \quad (2)$$

$$c_2 = \frac{hc}{k} \quad (3)$$

Sendo T a temperatura do corpo negro em K, h a constante de Planck, c a velocidade da luz e k a constante de Boltzmann. Os valores tristimulus são dados pelas equações (4), (5) e (6):

$$X_T = \int_0^\infty X(\lambda) M(\lambda, T) d\lambda \quad (4)$$

$$Y_T = \int_0^\infty Y(\lambda) M(\lambda, T) d\lambda \quad (5)$$

$$Z_T = \int_0^\infty Z(\lambda) * M(\lambda, T) d\lambda \quad (6)$$

Onde $X(\lambda)$, $Y(\lambda)$ e $Z(\lambda)$ são as funções de relação de cor, obtidas empiricamente pela Comissão Internacional de Iluminação (CIE). Os pontos x_T e y_T , calculados pelas equações (7) e (8), representam as coordenadas de cromacidade. Essas coordenadas combinadas geram a linha conhecida como Planckian locus, mapeada no espaço de cor CIE XYZ, como demonstra a Figura 2 b).

$$x_T = \frac{X_T}{X_T + Y_T + Z_T} \quad (7)$$

$$y_T = \frac{Y_T}{X_T + Y_T + Z_T} \quad (8)$$

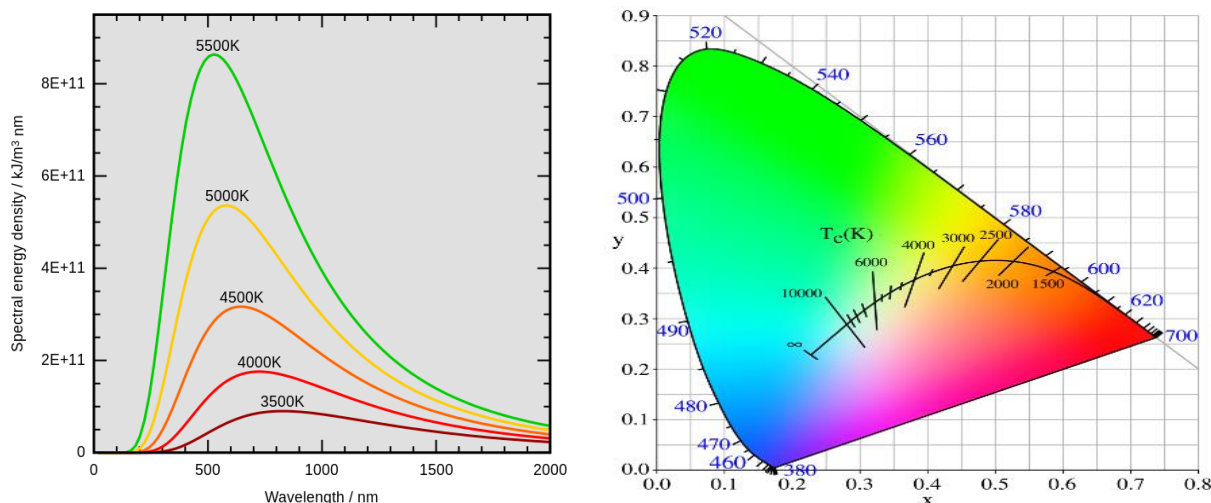


Figura 2 a) Representação gráfica da Lei de Wien; b) Planckian locus

Fonte: https://en.wikipedia.org/wiki/Wien%27s_displacement_law acessado em 01/07/2017

Para fontes de luz que não produzem luz a partir de um elemento aquecido, sua cor pode ser caracterizada pela Cor de Temperatura Correlacionada (CCT), também medida em Kelvin (K). CCT surgiu para lidar com fontes de luz que não são modeladas por um corpo negro, como lâmpadas fluorescentes, por exemplo.

A cor de temperatura correlacionada é a temperatura que um corpo negro teria cuja as coordenadas de cromacidade da sua temperatura de cor são as mais próximas possíveis do ponto de cromacidade de uma fonte de luz não-planckiana. Em outras palavras. A CCT é basicamente a caracterização de uma fonte luminosa para cores azul/branca, neutra ou vermelha/branca. Existem diferentes formas de se calcular a temperatura de cor correlacionada, o método descrito abaixo é o utilizado para o sensor em questão neste projeto.

Cálculo da temperatura de cor e lux

Para escalas de temperatura de cor pequenas, tendo a luz do dia como ponto máximo (até aproximadamente 10.000K), uma aproximação cúbica pode ser feita para a Planckian Locus. A formula proposta por McCamy, representada pelas equações (9) e (10), leva isso em consideração [Smith, 2009]:

$$CCT(x, y) = -449 n^3 + 3525 n^2 - 6823,3 n + 5520,33 \quad (9)$$

$$n = \frac{x - x_e}{y - y_e} \quad (10)$$

Onde $x_e = 0,3320$ e $y_e = 0,1858$.

Para que a equação acima possa ser utilizada, é necessário conhecer o ponto de cromacidade definido por x e y no espaço CIE XYZ. Esse ponto pode ser calculado da mesma forma mostrada na equação acima, através dos valores X , Y e Z , sem ter nenhuma relação com a temperatura.

Como o sensor utilizado nesse trabalho fornece valores RGB medidos através do seu fotodiodo (em lm/m^2), é necessário primeiro fazer a seguinte transformação linear para a obtenção dos valores tristimulus, representada pela equação (11):

$$T = C * S \quad (11)$$

Onde T é a matriz de valores tristimulus XYZ, C é a matriz de correlação e S a matriz dos valores RGB obtidas pelo sensor.

A obtenção da matriz de correlação foi feita pelo fabricante através da calibração do sensor utilizando um colorímetro de referência para uma lâmpada incandescente de 60W, uma lâmpada fluorescente de 3000k e outra de 6500K. Para o cálculo da matriz de correlação, os valores tristimulus podem ser multiplicados pelo inverso da matriz de resposta do sensor, gerando as equações (12) e (13):

$$C = T * S^{-1} \quad (12)$$

$$C = \begin{bmatrix} X_{60W} & X_{3000K} & X_{6500K} \\ Y_{60W} & Y_{3000K} & Y_{6500K} \\ Z_{60W} & Z_{3000K} & Z_{6500K} \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} R_{60W} & R_{3000K} & R_{6500K} \\ G_{60W} & G_{3000K} & G_{6500K} \\ B_{60W} & B_{3000K} & B_{6500K} \end{bmatrix}^{-1} \quad (13)$$

Essa metodologia é indicada para efetuar a calibração do sensor RGB para obter dados mais precisos em outras faixas de alcance, de acordo com o devido interesse, sempre utilizando um valor baixo, um valor intermediário e um valor alto para garantir um melhor ajuste da transformação. Vale salientar que a medição da temperatura de cor correlacionada só tem sentido para cores perto do branco, seguindo a Planckian locus. A Figura 3 a) apresenta uma escala aceitável para a aproximação de McCamy.

Aproveitando a transformação linear feita anteriormente necessária para o cálculo da temperatura de cor correlacionada, o valor de iluminância em Lux também pode ser determinado. No espaço de cor CIE XYZ, como mostra a Figura 3 b), o parâmetro Y representa justamente a iluminância. Apesar de existirem outros métodos, o cálculo da iluminância através desse parâmetro resulta em valores mais precisos para o sensor aqui utilizado, uma vez que ele leva em consideração a iluminância em três faixas do espectro, simulando a forma com que nossos olhos percebem a luz [Smith, 2009].

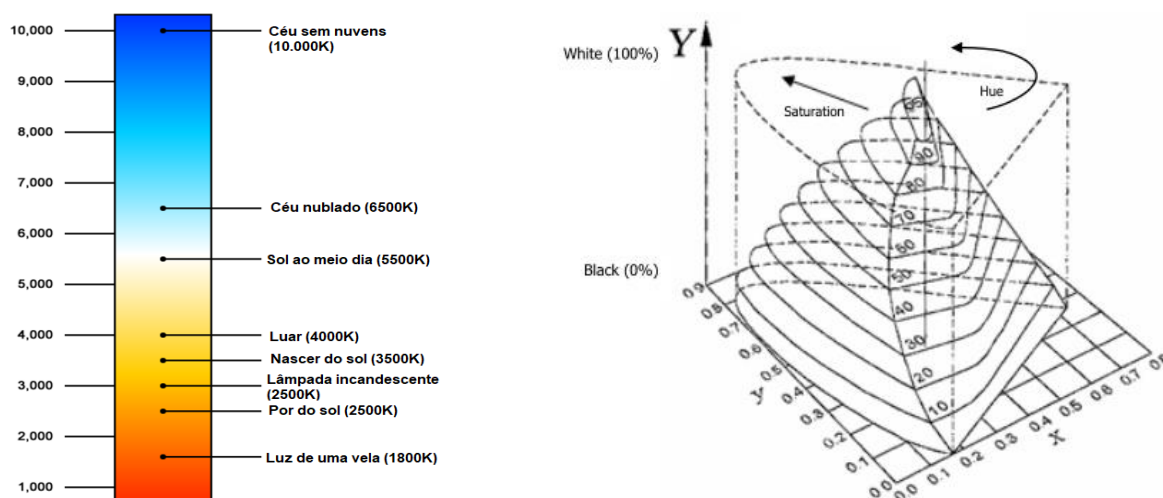


Figura 3 a) Escala de temperatura de cor b) Representação tridimensional do espaço CIE XYZ

Fonte: <http://www.photographymad.com/pages/view/what-is-colour-temperature>. Acessado em 01/07/2017

APÊNDICE III

Radiometria e Fotometria

Estudos envolvendo radiação e luz geralmente tomam dois caminhos: a radiometria e a fotometria. De forma geral, a radiometria envolve medições da radiação eletromagnética abrangendo todos os comprimentos de onda. A fotometria, por outro lado, leva em consideração apenas os comprimentos de onda do espectro que fazem parte da luz visível, levando em conta a interação da luz com o olho humano. As duas linhas envolvem unidades que podem ser relacionadas, úteis para diferentes tipos de aplicações.

Nos estudos envolvendo actigrafia, os relógios actígrafos são capazes de medir ambas quantidades, geralmente registrando a irradiância dos comprimentos de onda vermelho, verde e azul, além da iluminância da luz ambiente. Para melhor interpretação dos dados, é preciso ter claro a diferença entre as duas unidades.

A irradiância representa a potência incidente sobre uma área em todas as bandas do espectro eletromagnético. É calculada através a derivada do fluxo radiante em relação a área, medida em $\mu\text{W}/\text{cm}^2$. A Iluminância, por outra vez, se refere a potência luminosa incidente em uma área levando em consideração apenas comprimentos de onda dentro do espectro da luz visível. É calculada pela derivada do fluxo luminoso em relação a área. Pode-se dizer que a iluminância é um caso especial da irradiância. A Tabela 1 ilustra o paralelismo entre as quantidades dos dois sistemas:

Tabela 1 - Unidades radiométricas e fotométricas

Radiométricas	Símbolo	Unidade	Fotométrica	Símbolo	Unidade
Fluxo Radiante	Φ	W	Fluxo luminoso	F	Lúmen (lm)
Int. Radiante	I	W/sr	Int. Luminosa	Iv	Candela (cd)
Irradiância	E	W/m ²	Iluminância	Ev	Lux (lm/m ²)
Radiância	L	W/sr.m ²	Luminância	Lv	Cd/m ²

Conversão entre unidades radiométricas e fotométricas.

A conversão entre unidades pode ser feita contanto que a distribuição espectral da fonte luminosa seja conhecida. A equação (14) mostra a relação entre o termo luminoso Q_v e o termo radiante Q_λ .

$$Q_v = 683 \int_{380}^{780} Q_\lambda V(\lambda) d\lambda \quad (14)$$

Onde Q_λ é o termo radiante no comprimento de onda de 380nm a 780nm e $V(\lambda)$ é a função de eficiência luminosa. A constante em frente da equação (683 lm/W) é um fator de escala e representa a máxima eficiência luminosa que ocorre a 555 nm. Essas relações podem ser feitas, por exemplo, entre o fluxo luminoso (lm) e a potência espectral (W/nm), entre a iluminância (lx) e irradiância espectral (W/m² -nm), entre a intensidade luminosa (cd) e a intensidade radiante espectral (W/sr-nm) ou entre luminância (cd/m²) e radiância espectral (W/m² -sr-nm). Conversões no sentido contrário, de unidades fotométricas para radiométricas podem ser feitas, porem podem resultar em perda de informação visto que a equação não leva em consideração valores fora do espectro da luz visível [Bishop, 2006].