

**Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA
Engenharia Eletrônica**

**DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO
MÉDICO DE LED DE BAIXA INTENSIDADE –
CONSTRUÇÃO E ANÁLISE**

**Autor: Erismar Arnaldo de Sousa
Autor: Daniel Pierobon de Carvalho
Orientador: Profa. Dra. Suélia Rodrigues Fleury Rosa
Coorientador: Eng. Diogo de Oliveira Costa**

Brasília, DF 2016



**DANIEL PIEROBON DE CARVALHO
ERISMAR ARNALDO DE SOUSA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO
MÉDICO DE LED DE BAIXA INTENSIDADE –
CONSTRUÇÃO E ANÁLISE**

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia de Energia e Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia de Energia e Eletrônica.

Orientador: Professora Doutora Suévia Rodrigues Fleury Rosa

Coorientador: Engenheiro Diogo de Oliveira Costa

**Brasília, DF
2016**

CIP – Catalogação Internacional da Publicação*

CARVALHO, Daniel Pierobon de; SOUSA Erismar Arnaldo de.

Desenvolvimento de um equipamento médico de LED de baixa intensidade: Construção e Análise / Daniel Pierobon de Carvalho, Erismar Arnaldo de Sousa. Brasília: UnB, 2016. XX p.: il.; 29,5 cm.

Monografia (Graduação) – Universidade de Brasília
Faculdade do Gama, Brasília, 2013. Orientação: Professora Doutora
Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa, Engenheiro Diogo de
Oliveira Costa.

1. Úlceras. 2. Neoformação. 3. Circuito Eletrônico I. Rosa, Suélia. II.
Desenvolvimento de um equipamento médico de LED de baixa
intensidade Construção e Análise.

CDU Classificação

- A ficha catalográfica oficial deverá ser solicitada à Biblioteca pelo aluno após a apresentação.



**DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO MÉDICO DE LED DE BAIXA
INTENSIDADE – CONSTRUÇÃO E ANÁLISE**

Daniel Pierobon de Carvalho
Erismar Arnaldo de Sousa

Monografia submetida como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia de Energia e Eletrônica da Faculdade UnB Gama - FGA, da Universidade de Brasília, em 29/11/2016 apresentada e aprovada pela banca examinadora abaixo assinada:

Profa. Dra. Suélia Rodrigues Fleury Rosa
Orientador

Eng. Diogo de Oliveira Costa
Coorientador

Me. Danilo dos Santos Oliveira
Membro Convidado

Eng. Gustavo Adolfo Nunes Membro
Convidado

Enga. Sylvia de Sousa Faria
Membro Convidado

Brasília, DF
2016

Este trabalho é dedicado aos nossos pais, irmãos, e a todos os nossos familiares que, com muito carinho e apoio, não mediram esforços para que nós chegássemos até esta etapa das nossas vidas.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar gostaríamos de agradecer a Deus que nos deu fé para perseverar na nossa escolha de fazer este curso tão difícil e por ter nos sustentado em momentos que não tínhamos mais forças para estudar e por cuidar de todos os nossos passos.

Essa conquista não foi somente mérito meu (Erismar Arnaldo), Compartilho minha gratidão todas as pessoas que estiveram perto de mim, sempre me apoiaram e acreditaram no meu potencial durante todo esse tempo, devo meu muito obrigado, principalmente, ao meu pai (Edimar Vogado) minha mãe (Geovanete Arnaldo), minhas irmãs (Janette, Francisca e Geovanna), todos meus familiares, meus amigos e a minha parceria neste trabalho (Daniel Pierobon).

Sou grato a todo o corpo docente e discente da Universidade de Brasília Campus Gama que ao longo dessa caminhada me auxiliaram a crescer como engenheiro e cidadão. Em especial a professora Suélia Rodrigues, minha orientadora, pelo apoio, conselhos, encorajamentos, pela inspiração como engenheira, e por acreditar no meu potencial. Seu apoio foi crucial para que eu chegasse ao final, sua motivação me impulsionou inúmeras vezes, sempre acreditando na nossa capacidade.

Obrigado, de verdade, a todos por tudo que vocês fizeram e fazem por mim, esse trabalho de conclusão de curso é para e por vocês.

“O que fazemos em vida ecoa pela eternidade.”
(Marcus Aurelius).

RESUMO

O início da civilização foi marcado por diversas conquistas, sendo o advento da tecnologia a mola propulsora para evolução da humanidade tal qual como ela é hoje. Dessa maneira a sociedade se mantém cada vez mais dependente da tecnologia, buscando constantemente o desenvolvimento de novas tecnologias. A Medicina é uma das áreas que mais se beneficia desses avanços. Sabe-se que a *Diabetes Mellitus* é uma doença crônica que traz uma variedade de complicações, dentre elas há o pé diabético, sendo este considerado um problema grave e com consequências muitas vezes devastadoras diante dos resultados das ulcerações, de difícil cicatrização, podendo levar à gangrena e até a amputação de dedos, pés ou pernas. Diante do exposto, este trabalho tem por finalidade apresentar o desenvolvimento de um equipamento eletromédico para emissão de LED (*Light Emitting Diode*) de baixa intensidade. Foram desenvolvidos tanto o hardware como o software, para auxiliar a neoformação tecidual. Esse equipamento é composto por um circuito de controle que gerencia o tempo e o tipo de cada luz irradiada pelo circuito eletrônico, utilizando uma célula de irradiação de sinal com base no princípio da regeneração de tecidos dérmicos e epiteliais com a utilização de luz dos LEDs. Por fim, foram realizados testes e análises, além de estudos do circuito de neoformação, como análise de compatibilidade eletromagnética, emissão de luz e comprimento de onda.

Palavras-chave: Úlceras, Neoformação, Circuito Eletrônico.

ABSTRACT

The beginning of civilization was marked by several achievements, and the advent of technology is the driving force behind humanity's evolution as it is today. In this way society is increasingly dependent on technology, constantly seeking the development of new technologies. Medicine is one of the areas that benefits most from these advances. It is known that Diabetes Mellitus is a chronic disease that brings a variety of complications, among them there is the diabetic foot, which is considered a serious problem and with consequences often devastating to the results of ulcerations, difficult to heal and can lead to gangrene and even amputation of fingers, feet or legs. In view of the above, this work has the purpose of presenting the development of an electromedical equipment for the emission of low intensity LED (Light Emitting Diode). Both hardware and software were developed to support tissue neoformation. This equipment is composed of a control circuit that manages the time and type of each light irradiated by the electronic circuit, using a signal irradiation cell based on the principle of the regeneration of dermal and epithelial tissues with the use of LED light. Finally, tests and analyzes were carried out, as well as studies of the neoformation circuit, such as electromagnetic compatibility, light emission and wavelength analysis.

Keywords: Ulcers, Neoformation, Eletronic Circuit.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Seção do corte de um LED (GAGE, 1977).	18
Figura 2: Princípio de funcionamento de um LED (AZEVEDO, 2009).	19
Figura 3: Espectro luminoso. Radiação visível em função da frequência, do comprimento de onda e da cor, sem modificações de (MACEDO, 2015).	23
Figura 4: Diagrama do funcionamento do Módulo de Controle e seus componentes.	25
Figura 5: Simulação da Placa de Controle em 3D.	26
Figura 6: Placa Arduino UNO (ARDUINO, 2016).	27
Figura 7: Visão geral dos componentes do Arduino. Fonte: site Arduino Portugal.	28
Figura 8: Display LCD 5110 Vista Frontal (FLIPFLOP, 2016).	29
Figura 9: <i>Buzzer</i> 12 mm 5V (ROBOCORE, 2016).	30
Figura 10: <i>Case</i> para três baterias. (a esquerda) Baterias (a direita).....	30
Figura 11: Esquemático da placa de chaveamento e acionamento dos LED's.	31
Figura 12: Diagrama da placa com LED's que ficará no aplicador.	31
Figura 13: Simulação da placa de chaveamento e acionamento dos LED's em 3D.	32
Figura 14: Simulação da placa de LED's em 3D.	32
Figura 15: Símbolo e representação física de um LED RGB 5 mm: a) cátodo comum; b) anodo comum.	33
Figura 16: Teste do equipamento em <i>protoboard</i>	34
Figura 17: Resultado final da construção da PCI de controle: a) em vista superior; b) em vista inferior (b).	34
Figura 18: Resultado final da construção da PCI: a) da célula de LEDs; b) de chaveamento e acionamento do equipamento (b).	35
Figura 19: Placa de controle: a) conectada aos botões de comando; b) conectada ao display LCD.....	35
Figura 20: Placa de chaveamento conectada a célula de LEDs e ao botão de inicialização.	36

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DM – *Diabetes Mellitus*

ND – Neuropatia Diabética

EEM – Equipamentos Eletromédicos

FGF – *Fibroblast Growth Factor*

LED – *Light Emitting Diode*

LASER – *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* RGB

– *Red, Green, Blue* (Vermelho, Verde e Azul)

TGF- β . – *Transforming Growth Factor Beta*

VEGF – *Vascular Endothelial Growth Factor*

SMD – *Surface Mount Device*

LISTA DE SÍMBOLOS

V	Tensão elétrica, diferença de potencial medida entre dois pontos.
A	Ampère, corrente elétrica.
W	Potência (J/s).
Hz	Hertz, frequência (1/s).
Ω	Ohm, resistência elétrica.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Resumo das especificações - Arduino UNO.	28
---	----

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 SURGIMENTO DA IDEIA	17
1.2 JUSTIFICATIVA	18
1.3 OBJETIVOS	18
1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO	19
2 FUNDAMENTAÇÃO TEORICA	19
2.1 DIODO EMISSOR DE LUZ (LED)	19
2.2 O PROCESSO DE CICATRIZAÇÃO DE FERIDAS CUTÂNEAS	22
2.2.1 Fatores que Interferem na Cicatrização	23
2.3 AÇÃO DOS LEDs NO TECIDO HUMANO	24
3 MATERIAIS E MÉTODOS	26
3.1 PROCESSOS DE CONFECÇÃO – MÓDULO DE CONTROLE	26
3.1.2 Microcontrolador	27
3.1.2.1 Arduino UNO.....	28
3.1.3 <i>Display</i> LCD 5110.....	30
3.1.4 <i>Buzzer</i>	31
3.1.5 Baterias	31
3.2 PROCESSOS DE CONFECÇÃO - MÓDULO DE IRRADIAÇÃO LEDS	32
3.2.1 LED RGB	34
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	35
4.1 CONFECÇÃO DA PLACA DE CONTROLE DE LEDS	35
4.2 FUNCIONAMENTO DO EQUIPAMENTO	38
5 CONCLUSÃO	39
6 REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	41

1. INTRODUÇÃO

A *Diabetes Mellitus* (DM) é uma doença crônica, na qual o corpo não produz insulina ou não consegue empregá-la adequadamente. Essa doença está associada a uma variedade de complicações em órgãos que são essenciais à vida humana. No Brasil, atualmente, segundo dados divulgados pela OMS em 2016, há aproximadamente mais de 16 milhões de brasileiros adultos vivendo com Diabetes, o que representa 8,1% da população. Por se tratar de uma doença silenciosa e em muitos casos com diagnósticos demorados, quando é descoberta já se apresenta com diversas complicações.

As complicações crônicas advindas da diabetes tornam-se a causa mais comum de amputações não traumáticas, dentre as quais pode-se destacar o pé diabético. Este, por sua vez, é um estado fisiopatológico multifacetado caracterizado por lesões que surgem nos pés das pessoas com diabetes e são decorrentes da consequência de neuropatia em 90% dos casos de doença vascular periférica e de deformidades (PEDROSA et al., 1998).

A neuropática diabética (ND) é considerada o fator permissivo principal para o desenvolvimento de ulcerações nos pés de pacientes diabéticos, encontra-se presente em aproximadamente 80 a 85% dos casos. É definida como a presença de sinais e sintomas de disfunção dos nervos periféricos, atribuível única e exclusivamente ao diabetes. Entre os sinais da ND incluem a redução da sensibilidade à dor, à vibração e à temperatura, hipotrofia dos pequenos músculos intraósseos (dedos em garra e em martelo), anidrose e distensão das veias dorsais dos pés. Tragicamente pode comprometer todas as fibras sensitivas, as motoras e as autonômicas (PEDROSA et al., 2004) apud (MACEDO, 2015).

As infecções podem ser classificadas como: sem risco, com risco leve ou com risco de amputação do membro. Suas características são, na primeira classificação, superficiais, sem toxicidade sistêmica e com baixo comprometimento vascular, tendo como principais agentes etiológicos os estreptococos e estafilococos, cocos gram-positivos anaeróbicos também podem ser encontrados. No segundo grupo predominam as infecções profundas ou infecções com isquemia ou áreas de necrose e, geralmente, infecções polimicrobianas causadas por cocos gram-positivos, cepas anaeróbicas e bacilos gram-negativos.

Úlceras diabéticas compreendem importante problema de saúde pública uma vez que causam lesões prolongadas, recorrentes e incapacitantes que repercutem de forma severa na qualidade de vida de seus portadores. Além disso, demandam tratamento complexo e duradouro, onerando cofres públicos, sendo responsáveis por significativos índices de morbidade e mortalidade. Assim, acelerar sua reparação, minimizando as complicações, consiste em melhora

significativa da qualidade de vida, dos índices de morbi-mortalidade bem como dos custos referentes aos cuidados médicos associados a esta população.

A cicatrização das feridas decorre de um processo que acontece na úlcera no intuito de restaurar a integridade do tecido lesado. Estas fases são: hemostasia, inflamação, proliferação, epitelização e maturação da cicatriz. Além dos processos citados anteriormente, devemos levar em consideração outros fatores de risco como: idade avançada, disfunção renal, o uso da nicotina, alterações cardiocirculatórias e de coagulação, entre outros. Havendo alguma complicação no processo de cicatrização decorrido de algum fator de risco ou por outro tipo de complicação, haverá um risco iminente da amputação do membro.

No mundo inteiro, o pé diabético ocupa um dos primeiros lugares entre os principais problemas de saúde, uma vez que o risco de amputação de membros inferiores em portadores de diabetes é de aproximadamente 40 vezes maior do que na população em geral (ASSUNÇÃO et al, 2001) apud (REIS, 2013).

O presente trabalho visa demonstrar o desenvolvimento de um equipamento para o tratamento de feridas decorrentes de complicações provindas da diabetes. O método apresentado no tratamento da úlcera demonstra uma abordagem diferenciada em relação aos métodos atualmente utilizados. O processo de cicatrização se dará pela utilização de um circuito indutor de neoformação tecidual, aplicando a radiação de luz do LED (*Light Emitting Diode*) em conjunto com um adesivo de látex sobre o local afetado.

1.1 SURGIMENTO DA IDÉIA

A partir de um diálogo entre a orientadora desta tese, Profa. Dra. Suélia Rodrigues Fleury Rosa, e a Profa. Dra. Fátima Mrué, cirurgiã oncologista, que observou a necessidade de um diagnóstico personalizado para tal patologia, motivou o surgimento da ideia que fundamenta este estudo (REIS, 2013). Dessa premissa, emergiu a ideia de confecção de uma palmilha, utilizando os resultados de pesquisas que foram obtidos com a tecnologia BioCure, aplicando e aperfeiçoando essa mesma tecnologia em um futuro próximo. Mediante a isso, no doutorado da Dra. Maria Do Carmo Dos Reis, houve a integralização da ideia e iniciou-se o estudo do desenvolvimento deste sistema indutor de neoformação tecidual, para atuar na patologia do pé diabético com o circuito emissor de luz de LED's e utilização do látex natural. Sabendo-se que a sociedade moderna possui uma dependência crescente da tecnologia, faz com que diversas áreas cresçam ao passo em que ela também avança. A evolução da medicina é um exemplo da utilização de meios tecnológicos com finalidades terapêuticas, podendo ser observada a partir da crescente complexidade dos equipamentos eletromédicos (EEM). Pensando nisso, foi

proposto pela orientadora a modernização e aperfeiçoamento desse equipamento, desenvolvendo novas funcionalidades para uma abrangência maior.

1.2 JUSTIFICATIVA

Até o momento não se conseguiu um processo adequado, quando relacionados aos métodos para o tratamento das úlceras diabéticas. Particularmente, na literatura há alguns métodos de cicatrização das úlceras, como sistema indutor de neoformação tecidual para pé diabético com circuito emissor de luz de LED's e utilização do látex, para pacientes com pés diabéticos, desenvolvido pela Dra. Maria Do Carmo Dos Reis. Este trabalho traz na sua composição a possibilidade de aprimorar esse método com o objetivo de realizar algo ainda não obtido, acrescentando e desenvolvendo recursos que contribuem no tratamento de úlceras diabéticas, essencialmente no processo de cicatrização.

Além disso, neste campo há uma imensa necessidade de novas pesquisas e estudos abordando a tentativa de se encontrar melhores e novos métodos de tratamento das úlceras diabéticas. Este trabalho de conclusão de curso se justifica pela necessidade real de se criar uma nova abordagem na tentativa de solucionar o problema das úlceras diabéticas. Este trabalho procurou desenvolver e viabilizar um novo método e uma metodologia precisa para a cicatrização das mesmas.

1.3 OBJETIVOS

O presente trabalho tem como objetivo geral o desenvolvimento de um equipamento para o tratamento de ulcerações decorrentes da Diabetes em diversas partes do corpo humano. A proposta, nesse trabalho é desenvolvimento de um sistema indutor de neoformação tecidual, com circuito emissor LED para o tratamento de pequenas feridas em pessoas com diabetes.

Abaixo, são listados os objetivos específicos:

- Desenvolvimento de um sistema indutor de neoformação tecidual com circuito emissor de luz LED;
- Avaliar as características construtivas desse sistema, sua estrutura e o protocolo de sua utilização em humanos;
- Avaliar a eficiência do projeto;
- Comparar os resultados obtidos com outras formas de tratamento existentes como por exemplo os tratamentos a *laser* (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*).

1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO

O presente trabalho foi subdividido em 5 capítulos. O primeiro refere-se a introdução na qual há a contextualização do problema, o Capítulo 2 traz uma revisão de literatura sobre os pontos mais relevantes para compreensão do tema proposto e da abordagem adotada no trabalho. O Capítulo 3 apresenta a metodologia experimental a ser utilizada nos procedimentos de ensaios e análises. No Capítulo 4 são relatados os resultados das análises e sua discussão. Por último, o Capítulo 5 descreve as conclusões finais sobre os testes.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 DIODO EMISSOR DE LUZ (LED)

Segundo GAGE (1977), o LED é um diodo capaz de emitir luz quando há passagem de corrente no seu sentido de condição e acima do limiar de tensão necessário. Ele é um dispositivo semiconductor de estado sólido de junções *p-n*. Devido aos materiais utilizados em sua construção, o LED apresenta muitas vantagens em relação a outros dispositivos de geração de luz, tais como: larga faixa de temperatura de operação, elevado tempo de vida útil, alta velocidade de ativação e desativação e baixa tensão e corrente para a produção de luz. A Fig. 1 mostra esse processo.

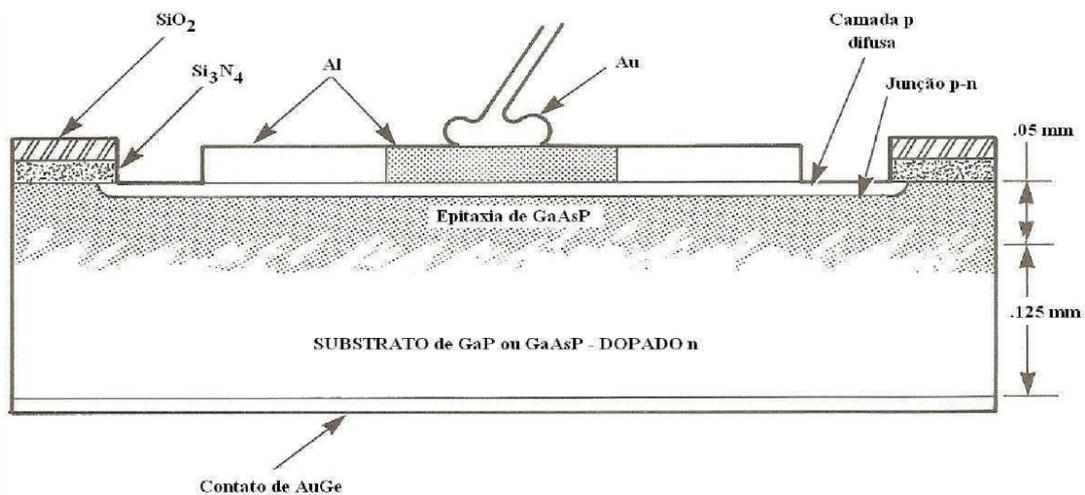


Figura 1 – Seção do corte de um LED (GAGE, 1977).

Quando a tensão aplicada ao LED excede a tensão de ruptura, as cargas positivas, também chamadas de “lacunas”, da região *p* (ânodo) atraem os elétrons da região *n* (catodo). Essa ação preenche a lacuna que havia no átomo ionizado, mas cria uma nova lacuna no outro átomo. Esse processo, conhecido como recombinação, repete-se ocasionando condução de corrente elétrica. À medida que se aumenta a corrente direta do diodo, também aumenta o

número de recombinações e a luz emitida. A fabricação da junção $p-n$ deve ser realizada usando semicondutores que possuem a faixa proibida no modo de transição direta (SEDRA; SMITH, 2005). A Fig. 2 mostra esse.

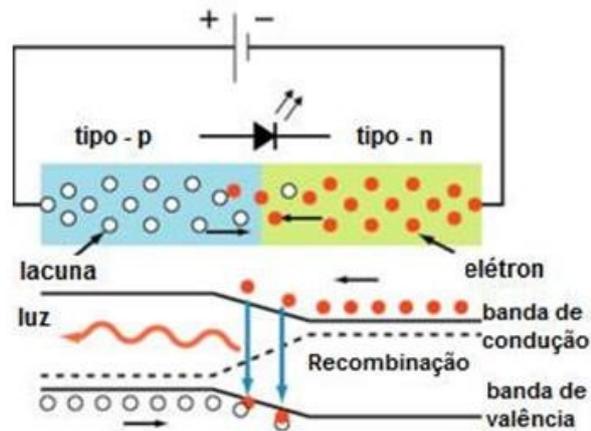


Figura 2 – Princípio de funcionamento de um LED (AZEVEDO, 2009).

A luz gerada na pastilha é fundamentalmente monocromática, sendo produzida pelas interações energéticas do elétron. Este processo de emissão de luz, que provém de uma fonte de energia elétrica, é chamado de eletroluminescência. As recombinações entre as lacunas e os elétrons ocorrem em qualquer junção $p-n$ polarizada de forma direta. De tal forma que essas recombinações forçam a energia adquirida por esse elétron, que até então era livre, seja liberada, ocorrendo na forma de calor, nos diodos comuns ou fótons de luz e calor nos diodos tipo LED.

O comprimento de onda da radiação resultante dependerá dos materiais utilizados na dopagem do semicondutor, de tal forma que estes vão influenciar na diferença de energia entre as camadas de condução e valência. A partir dessa análise, é possível concluir que a luz emitida por um LED tem uma relação bastante estreita com a corrente que circula pelo mesmo, possibilitando afirmar que o fluxo luminoso produzido por um LED é diretamente proporcional à corrente média que circula pelo mesmo.

Os elementos químicos utilizados na construção do cristal semicondutor determinam o comprimento de onda resultante da excitação do cristal de um LED. Dentre esses elementos, podem ser citados o gálio (Ga), alumínio (Al), arsênio (Ar), fósforo (P), índio (In) e nitrogênio (N), e a alteração da mistura desses elementos, ou da relação dessa mistura, também altera o comprimento de onda da luz emitida (OLIVEIRA, 2007).

CERVI (2005) relata que os compostos mais utilizados são InGaN, aplicada em LED's emissores de luz azul, verde e branca, de acordo com a relação de cada um destes componentes,

e AlInGaP, utilizada em LED's emissores de luz vermelha, laranja e amarela, também dependendo da relação utilizada na mistura destes componentes. Sabe-se que cada comprimento de onda emitido na faixa visível corresponde a uma cor específica.

Segundo OLIVEIRA (2007), existem, atualmente, no mercado várias formas e tamanhos de LED's, de tal forma que cada tipo apresenta um encapsulamento próprio, resultando em diferenciados tipos de feixes luminosos com ângulos de abertura específicos. Os LED's dividem-se em três categorias: indicadores, de alto brilho e de potência. Os LED's indicadores, que geralmente são utilizados em equipamentos eletro-eletrônicos para sinalização de status do equipamento, são de baixa potência e funcionam com correntes na faixa dos 20 mA. Possuem um invólucro colorido que tem a função de filtro óptico, selecionando a cor emitida. As cores mais comuns destes tipos são vermelha, verde e amarela. Os LED's de alto brilho emitem em um comprimento de onda específico e não carecem de filtros ópticos. Estes LED's são geralmente transparentes e apresentam uma eficiência maior que a dos LED's indicadores, permitindo a extração de um fluxo luminoso maior. Estes LED's são usualmente aplicados onde não se necessita de uma grande intensidade luminosa, como, por exemplo, em semáforos, painéis eletrônicos, pequenas lanternas, dentre outros. Já os LED's de potência são caracterizados por trabalharem com correntes maiores que 350 mA, o que representa uma potência em torno de 1 W. Estes LED's já são usados para iluminação em ambientes internos, sendo aplicados em projetos arquitetônicos e vitrines.

Os LED's possuem uma vida útil bastante elevada, podendo ultrapassar às 100.000 horas, se forem utilizados valores de corrente abaixo de seus limites máximos e um bom gerenciamento térmico.

Uma vantagem dos LED's que atualmente representa um importante avanço científico é a sua aplicação nos tecidos humanos. Segundo RIGAU (1996), a luz vermelha quando aplicada na pele tem ação cicatrizante e anti-inflamatória, enquanto a azul possui ação bactericida e de rejuvenescimento. A intensidade dos feixes de luz emitida pelos LED's na pele é mais baixa que o *laser*, já que suas células mentem uma boa interação com a luz incoerente.

2.2 O PROCESSO DE CICATRIZAÇÃO DE FERIDAS CUTÂNEAS

Segundo MANDELBAUM et al. (2003), as feridas cutâneas dão início a um processo de reparo que consiste em uma perfeita e coordenada cascata de eventos moleculares e celulares que interagem para que aconteça a reconstituição do tecido. Esse evento é um processo dinâmico que envolve fenômenos fisiológicos e bioquímicos que se comportam de forma harmoniosa a fim de garantir a restauração tissular.

A cicatrização é uma sucessão de fases que acontecem no leito da úlcera. Estas fases são: hemostasia, proliferação, inflamação, epitelização e maturação da cicatriz. A existência de hiperglicemia ou de infecção sempre é desvantajosa no processo cicatricial. Este pode evoluir de forma vagarosa ou incapaz de atingir a fase final de reparação (BAUM; ARPEY, 2005).

O processo de hemostasia se inicia imediatamente após a lesão. Nessa etapa ocorre a vasoconstrição e formação de coágulo a partir da interação entre células endoteliais, plaquetas e fibrinas, resultando em. Além de findar o sangramento, o coágulo atua como uma treliça provisória para as células inflamatórias, fibroblastos e fatores de crescimento que aportam no local (BAUM; ARPEY, 2005).

Os neutrófilos são atraídos por quimiotaxia para o local da lesão, e predominam nas fases iniciais da inflamação, removendo, por meio da liberação de enzimas e da fagocitose, bactérias e outros materiais estranhos. Após alguns dias, os neutrófilos são gradativamente substituídos pelos macrófagos, as células mais importantes dessa fase HARDING et al. (2002).

O fechamento da lesão propriamente dita é a responsabilidade da fase proliferativa. Os fibroblastos são os principais responsáveis pela formação da matriz extracelular durante esta fase. Ocorre também durante esta fase a reepitelização da lesão mediante a proliferação e migração de queratinócitos não danificados das bordas do ferimento e/ou dos anexos epiteliais. O aumento da mitose e hiperplasia do epitélio tem como prováveis responsáveis os fatores de crescimento (HARDING et al., 2002; MANDELBAUM et al., 2003).

De acordo com BAUM e ARPEY (2005) a angiogênese é outro fenômeno pronunciado durante a fase proliferativa e ocorre após a migração e proliferação de células endoteliais, provavelmente estimuladas por fatores de crescimento, tais como: VEGF, FGF, angiopoetina e TGF- β .

O começo da contração do ferimento é observado após o quarto ou quinto dia da lesão inicial associado ao aumento do número de miofibroblastos no local. A contração continua por aproximadamente duas semanas, caracterizada pelo movimento centrípeto das bordas da úlcera, em uma taxa de aproximadamente 0,6 a 0,75 milímetros por dia (BAUM; ARPEY, 2005).

É percebida clinicamente a formação da matriz extracelular e a angiogênese com o aparecimento do tecido de granulação. Para a cicatrização da úlcera é essencial à combinação entre a formação de novo tecido e a contração dos tecidos vizinhos (HARDING et al., 2002).

Conforme MANDELBAUM et al. (2003), a remodelagem e maturação da cicatriz formada ocorrem após o fechamento da úlcera. Esta fase leva meses ou anos, e envolve a redução do número de células e do fluxo sanguíneo no tecido cicatricial, reformulação e melhoria dos componentes do colágeno, e reabsorção de água. O aumento da força de tensão

(máximo de 80% da força da pele normal) e pela diminuição do tamanho da cicatriz é responsabilidade da maturação.

2.2.1 Fatores que Interferem na Cicatrização

O processo de cicatrização pode ser afetado por diversos fatores, sendo eles locais ou sistêmicos, resultando adversamente na cicatrização das feridas. Para HALLORAN e SLAVIN (2002), os fatores locais estão relacionados principalmente ao movimento da área afetada à presença de resíduos dentro da ferida, como por exemplo: tecido necrosado, corpos estranhos, contaminação bacteriana e hipóxia tecidual. Estes fatores podem funcionar como barreira física para o crescimento ordenado do tecido de granulação e deposição de colágeno, ou podem exagerar a inflamação, afetando, dessa maneira, a resposta inflamatória.

De acordo com SARANDY (2007), considerando os fatores locais, a infecção é tida como a causa mais importante do retardo da cicatrização. A priori, deve-se considerar que toda ferida está colonizada, uma vez que as bactérias existentes na pele podem colonizar a lesão, mas isso não significa que esteja infectada.

Uma ferida, presente numa área cuja mobilidade é alta, está mais suscetível à inflamação crônica, em decorrência da perturbação repetitiva dos novos capilares, depósitos de colágeno e fragilidade do novo epitélio. Todavia, a imobilização completa do local da ferida pode levar a um arranjo desordenado do novo colágeno dentro da ferida, diminuindo a força de tensão resultante.

Quando o fluxo sanguíneo é deficiente para a ferida, aumenta o risco de infecção e retarda a taxa de cura (HENDRICKSON; VIRGIN, 2005). De acordo com SARANDY (2007), o fluxo sanguíneo diminuído também reduz a perfusão tissular, aumentando a hipóxia, interferindo no metabolismo e no crescimento celular, afetando a cicatrização.

Os fatores sistêmicos são aqueles que dificultam a cicatrização, incluindo o estado nutricional, hipovolemia, hipotensão, hipóxia, hipotermia, infecção, trauma e uso de medicamentos anti-inflamatórios. Determinados medicamentos podem afetar a cicatrização de feridas, produzindo efeitos adversos à pele, tornando-a mais suscetível ao aparecimento de lesões e de outras patologias cutâneas (FREITAS et al., 2011). Os anti-inflamatórios esteroidais limitam a fase inflamatória da cicatrização, inibindo a taxa e a qualidade da cicatrização. Em decorrência disso, ocorrem atrasos na formação de tecido de granulação, proliferação de fibroblastos e neovascularização. Todavia, o efeito de uma única dose de esteroides pode não ser suficiente para afetar as fases de cicatrização.

Outros fatores como: idade avançada, alterações cardiocirculatórias e de coagulação, aterosclerose, disfunção renal, uso de drogas sistêmicas como anticoagulantes, antiagregantes plaquetários, antineoplásicos e isotretinoína são importantes contribuintes adversos ao processo de cicatrização. Além dos fármacos, a nicotina pode estar relacionada com prejuízos na cicatrização. Tem sido observado que o uso indiscriminado de agentes tópicos como a associação de antibióticos, corticóides e antifúngicos tem interferido negativamente na cicatrização. As úlceras ressecadas, ao contrário da crença popular, epitelizam mais lentamente (MANDELBAUM et al., 2003).

2.3 AÇÕES DOS LEDs NO TECIDO HUMANO

Os LED's são diodos semicondutores que quando submetidos a uma corrente elétrica emitem luz e podem ser utilizados para fototerapia com comprimentos e frequência de onda que variam de 405nm (azul) a 940nm (infravermelho). A radiação visível é de aproximadamente de 384×10^{12} Hz (para o vermelho) e até de 769×10^{12} Hz (para o violeta). As frequências e comprimentos de onda para várias cores são expressas na figura 3.

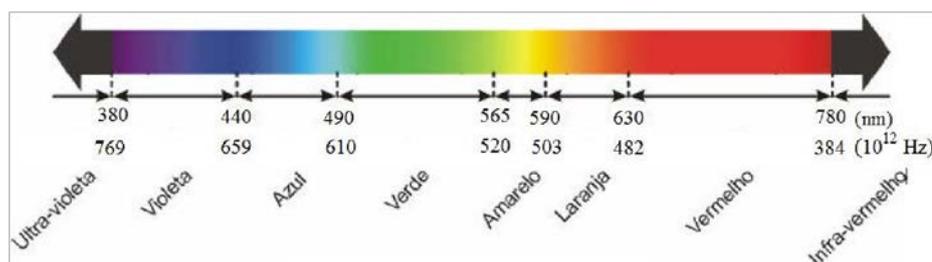


Figura 3 – Espectro luminoso. Radiação visível em função da frequência, do comprimento de onda e da cor, sem modificações de (MACEDO, 2015).

No tecido humano, o LED age a partir da combinação da luz vermelha com a azul, na qual a vermelha tem ação cicatrizante e anti-inflamatória, enquanto a azul possui ação bactericida e de rejuvenescimento. A intensidade contida nos feixes de luz emitidos pelo LED é menor que os do *laser*, pois as células mantêm uma boa interação com a luz incoerente (DOVER et al., 1989).

A grande vantagem da utilização do LED é a emissão de luz em um amplo espectro, do próximo ao infravermelho até o ultravioleta (REIS, 2013). O mesmo pode ser aplicado em vários tratamentos terapêuticos como: utilização de luz no auxílio à cicatrização de lesões na pele, utilização de luz no auxílio do tratamento de lesões em diabéticos (assunto do presente trabalho), tratamento de lesões com o auxílio de luz em pacientes hemofílicos e procedimentos fotossensíveis no tratamento do câncer (BRUGNERA; PINHEIRO, 1998).

A profundidade de penetração da luz é diretamente proporcional ao comprimento de onda. A intensidade luminosa no LED e do LASER, com elevados comprimento de onda penetram mais profundamente que as de pequenos comprimentos de onda. Isso ocorre por que quanto menor o comprimento de onda, maior é a frequência da luz e vice-versa (KARU, 1988).

Os LED's possuem uma maior facilidade de aplicação, uma vez que as emissões de luz são capazes de penetrar em uma área mais ampla do tecido. A dispersão gerada pelo LED atinge uma superfície maior, o que resulta em um tratamento mais ágil. O seu uso é seguro e proporciona uma suave e eficaz entrega de energia luminosa, além de maior rendimento energético por unidade de área, dessa maneira vem gradativamente substituindo os lasers.

Nos últimos anos, a fototerapia por luzes coerentes e não-coerentes destaca-se como método bioestimulador para reparo tecidual, que aumenta a circulação local, proliferação celular e síntese de colágeno. Os efeitos terapêuticos do LED são específicos, porém por se tratar de uma tecnologia recente, ainda se encontra em fase de investigação a respeito de seus resultados em potencial.

Estudos clínicos avaliaram a fototerapia no tratamento em vários tipos de úlceras crônicas, mas diferem quanto aos tipos e dosimetrias utilizados (comprimento de onda, potência, intensidade), que geram ceticismo da real eficácia na cicatrização tecidual. Recentemente, trabalhos realizados em nosso serviço, CAETANO et al. (2009) demonstraram que a fototerapia acelera a cicatrização de úlceras venosas crônicas quando comparadas com curativo de sulfadiazina de prata 1% tópica ou terapia a luz placebo.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 PROCESSOS DE CONFECÇÃO – MÓDULO DE CONTROLE

O sistema de controle do circuito é constituído pela fonte de alimentação; a plataforma Arduino UNO, que conta com o microcontrolador ATmega328P, dois capacitores de 22 pF, um regulador de tensão LM 7805 de 5V, um regulador de tensão LM 78L33 de 3.3V e um cristal de 16 MHz; um sistema de alarme, que foi feito utilizando um resistor de 1 kohm, um buzzer de 5V e um transistor modelo BC549; acrescentando também um display LCD (liquid crystal display) 5110 e a parte de comandos, que foi desenvolvida utilizando cinco resistores de 10K ohms e quatro botões (push button). A Fig. 4 mostra o layout do circuito implementado no *software* Proteus 7.8 SP2.

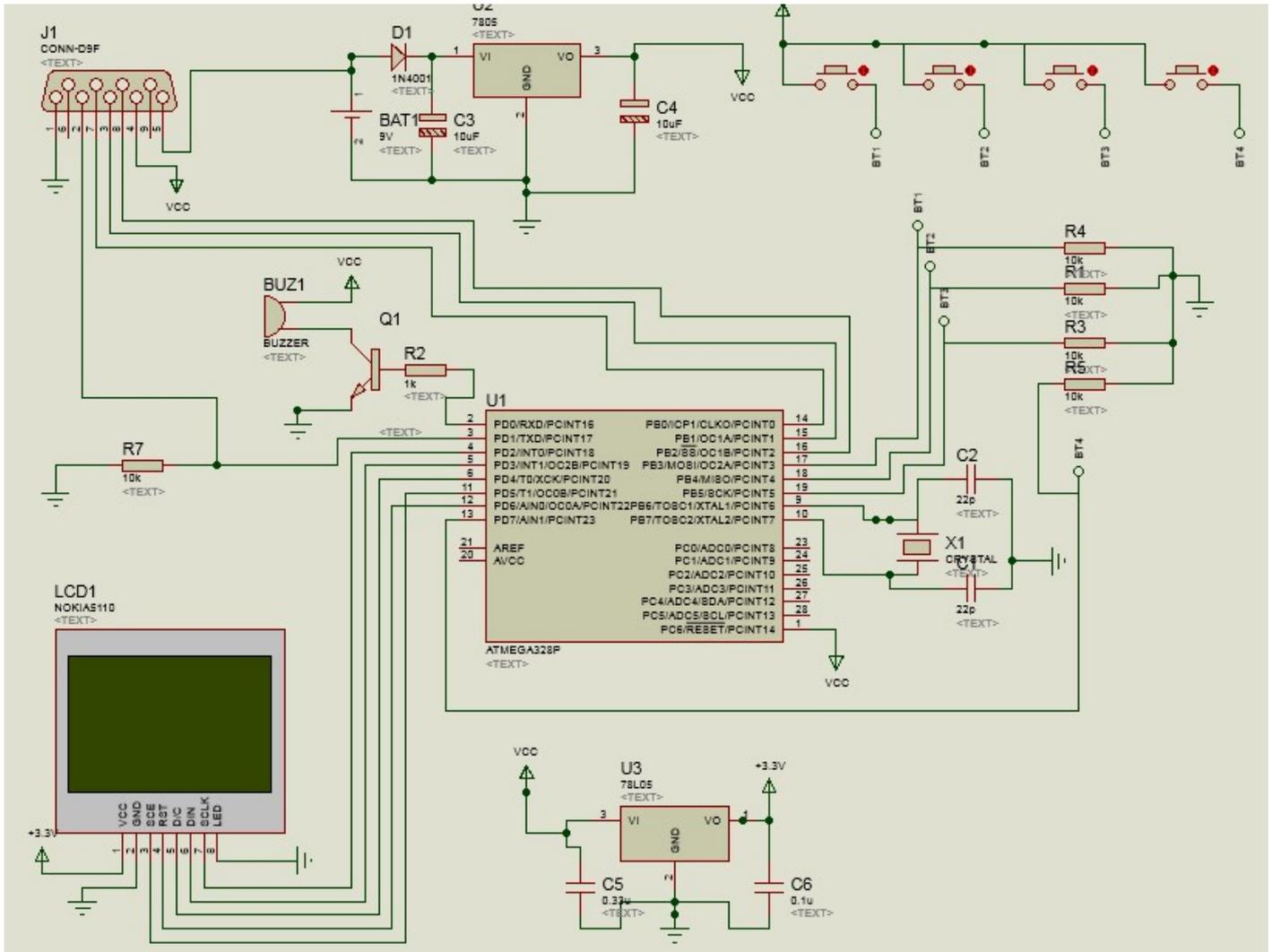


Figura 4 – Diagrama do funcionamento do Módulo de Controle e seus componentes.

Em relação ao funcionamento do módulo e controle, inicialmente o microcontrolador ATmega 328p foi programado de modo a receber comandos externos, como a escolha da cor (verde, vermelho ou azul) e o tempo de atuação de cada uma, de acordo com as necessidades para a cicatrização das feridas do paciente. Esses comandos são: os botões de incrementar e decrementar, que são responsáveis pela escolha do tempo; o botão de reiniciar, que é utilizado para reiniciar o sistema, voltando às configurações iniciais; e o botão de confirmar, que é utilizado para escolha e confirmação dos dados. Sendo todos eles realizados com o auxílio das informações fornecidas no display. Após a configuração dos dados, para dar início ao sistema, é preciso acionar o botão iniciar / parar, que fica localizado no aplicador. Conseqüentemente ao acionamento do mesmo, o sistema de controle emite sinal e alimentação para ativar o módulo de LED's. Esse comando também tem a função de parar o funcionamento do sistema caso haja, por algum motivo, necessidade de fazê-lo. Durante o funcionamento, no display é mostrado o tempo restante para o término do tratamento. No momento em que os 35 minutos do tratamento

termina, o módulo de LED's desliga, o display informa na imagem zero minuto e um alerta é emitido pelo buzzer.

Abaixo a Fig. 5 mostra a simulação do módulo de controle em 3D:

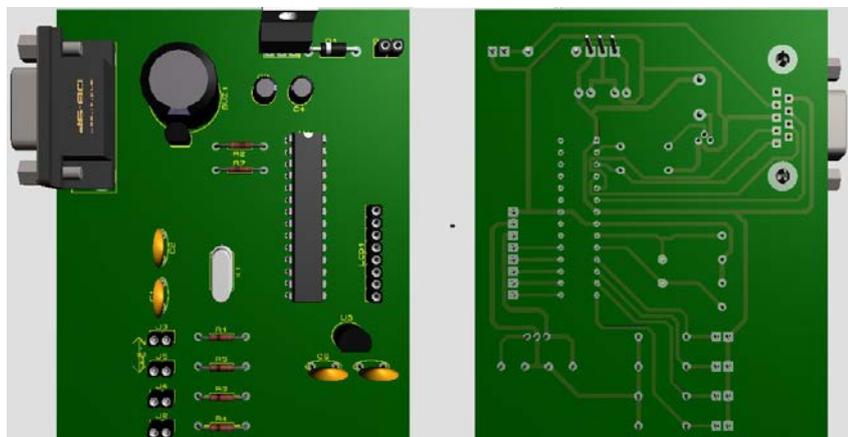


Figura 5 – Simulação da Placa de Controle em 3D.

3.1.1. Microcontrolador

O Arduino é uma plataforma de prototipação eletrônica aberta, *open-source*, baseada em *software* e *hardware* livres, onde é possível desenvolver várias automações que envolvam sensores, microcontroladores, motores e outros componentes, através de uma interface programável e portas eletrônicas digitais e analógicas. Em outras palavras, o Arduino é um pequeno computador, capaz de ser programado para processar entradas e saídas (através de seu sistema de suporte *Input/Output*) entre ele e outros dispositivos externos conectados a ele.

O Arduino foi projetado para tornar o uso da eletrônica, em projetos multidisciplinares, mais acessível. O *hardware* é programado numa linguagem baseada em *wiring*, similar ao C++ com algumas simplificações e modificações, e uma IDE (em português Ambiente de Desenvolvimento Integrado) baseada em *processing*. Os projetos desenvolvidos com Arduino podem ser executados mesmo sem a conexão a um computador, apesar de que também podem ser feitos comunicando-se com diferentes tipos de software (como *Flash*, *Processing* ou *MaxMSP*).

As placas de circuito impresso (PCI) podem ser feitas artesanalmente ou encomendadas de empresas especializadas. O processo de gravação do *software* pode ser feito de forma gratuita e os desenhos da placa estão disponíveis sob uma licença aberta, podendo ser adaptado às necessidades requeridas.

A plataforma microcontrolada dispõe de uma camada simples de *software* implementada na placa, que é um *bootloader*, e uma interface no computador que utiliza a linguagem *processing*, baseada na linguagem C/C++, a qual possui código aberto (*open - source*). Através do *bootloader* dispensa-se o uso de programadores para o chip, facilitando

ainda mais o seu uso, uma vez que não exige compiladores ou hardware adicional. Neste ambiente de desenvolvimento, são disponibilizadas bibliotecas que permitem a interface com outros *hardwares*, permitindo o completo desenvolvimento de aplicações simples ou complexas em qualquer área (SOUZA et al, 2011).

3.1.1.1 Arduino UNO

O Arduino possui muitas variantes, entretanto a mais versátil e mais popular é a versão Arduino UNO. É a placa mais recente dentre as séries de placas Arduino USB. Essa placa difere das outras – da família Arduino – por não utilizar o chip conversor FTDI USB para Serial, facilitando o upload do código fonte do computador para a placa. O Arduino UNO é baseado no microcontrolador ATmega328p, produzido pela Atmel. Fig. 6 mostra a essa plataforma.



Figura 6 – Placa Arduino UNO (ARDUINO, 2016).

A placa Arduino UNO é baseada no microcontrolador ATmega328, possuindo 14 pinos de entrada/saída digitais (dos quais 6 podem ser utilizados como saída PWM), 6 entradas analógicas, cristal de cerâmica com 16 MHz de *clock* que define a frequência de operação do microcontrolador, conexão USB, pino de alimentação externa padrão *barrel* e botão de *reset*. Dessa forma, contém o necessário para o suporte ao microcontrolador. As principais características desta placa são apresentadas na Tabela 1 abaixo:

Tabela 1: Resumo das especificações - Arduino UNO.

Microcontrolador	ATmega328
Voltagem de Operação (recomendada)	7-12V
Voltagem de Operação (limites)	6-20V
Pinos de E/S Digitais	14 (onde 6 permitem saída PWM)
Pinos de entrada analógicos	6
Corrente DC por pino de E/S	40 mA
Corrente DC para o pino 3.3V	50 mA
Armazenamento em Flash	32 KB (ATmega328), com 0.5 KB para bootloader
Memória RAM (SRAM)	2 KB
Memória EEPROM	1 KB
Frequência de clock	16 MHz

A placa possui 3 pinos GND (do inglês Ground, ou Terra), dois pinos que fornecem uma voltagem regulada de 3,3 V e 5 V cada, um pino Vin que fornece a voltagem advinda diretamente da alimentação – seja por USB ou por fonte externa – e um pino de entrada para referência analógica (AREF).

O fato de o Arduino UNO utilizar um circuito integrado (CI) padrão de 28 pinos, o ATmega328 ligado a um soquete de CI, torna esse sistema apropriado em situações nas quais se queira criar algo com um Arduino e depois queria transformá-lo em algo permanente. Em vez de utilizar uma placa Arduino relativamente cara, é possível comprar somente o CI e colocá-lo em sua própria placa de circuito, em seu dispositivo personalizado. Dessa forma, obtém-se um dispositivo embarcado personalizado.

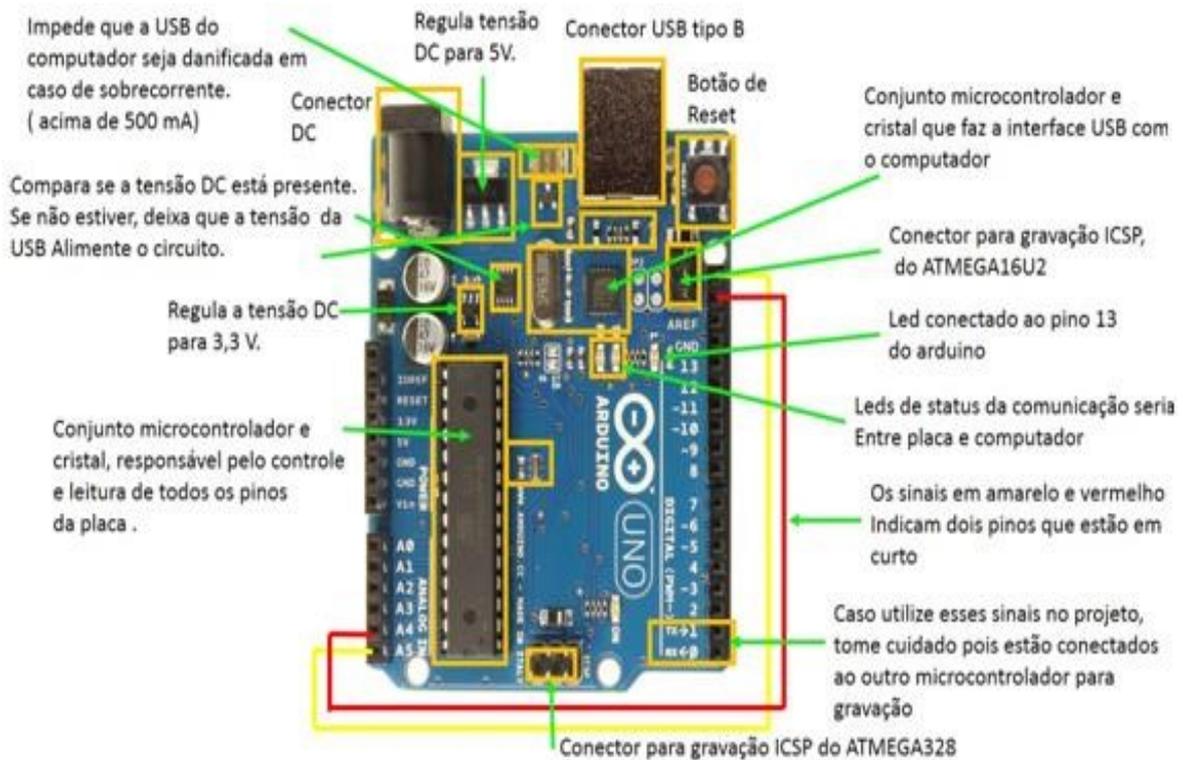


Figura 7 – Visão geral dos componentes do Arduino. Fonte: site Arduino Portugal.

3.1.2 Display LCD 5110

Para visualização das informações no equipamento foi utilizado um *display* LCD, com código Nokia 5110. Este é um *display* gráfico monocromático com resolução de 84x48 pixels, com ele é possível ter, em uma mesma tela, gráficos e textos. O mesmo utiliza o controlador PCD8544, que é um controlador/driver LCD CMOS de baixo consumo, desenvolvido para controlar *display* gráfico de 84 colunas e 48 linhas. A comunicação com um microcontrolador é feita através de 8 pinos com funcionalidades divididas em alimentação, gerenciamento de dados e reset. A Fig. 8 mostra o O *display* LCD.



Figura 8 – Display LCD 5110 Vista Frontal (FLIPFLOP, 2016).

Como pode ser observado na figura anterior o *display* vem com espaço para conectores tanto na parte superior quanto na parte inferior, permitindo que você solde a barra de pinos na posição que achar mais conveniente para o seu projeto.

A tensão de alimentação do *display* é de 3.3V e tensão de operação dos pinos de dados tolerante a 5V. Assim, é possível utilizá-lo, sem problemas, por exemplo, com um Arduino UNO.

Sua tela é composta por uma matriz de pixels que estão organizados lado a lado. Cada pixel pode assumir uma cor, no caso de uma tela monocromática, cada pixel pode assumir uma cor opaca ou transparente.

3.1.3 Buzzer

Para o sonorizador do equipamento, foi escolhido um *buzzer* com especificações de 12mm e 5V. O *buzzer* é um dispositivo de sinalização sonora, que normalmente é utilizado em sistema de alarme, carros e até em computadores. Dentro do *buzzer* existem duas camadas de metal e uma camada interna de cristal piezoelétrico, quando é enviada corrente através do *buzzer* a camada interna vibra na mesma frequência reproduzindo assim um som.

No Quanto maior a corrente maior o “volume” do som. A Fig. 9 mostra o *buzzer* 12mm 5V.



Figura 9 – *Buzzer* 12 mm 5V (ROBOCORE, 2016).

3.1.4 Bateria

O lítio na atualidade é o elemento-base mais utilizado em baterias do mercado, sua utilização frequente se deve ao fato do material ser o mais leve entre os metais conhecidos, além de ter o melhor potencial eletroquímico e a sua relação entre capacidade e peso, devido à sua alta densidade de carga, ou seja, a capacidade de armazenar carga em um determinado volume.

A partir dessas qualidades destacadas sobre as baterias que possuem lítio em sua composição o equipamento médico utilizará baterias recarregáveis de íons de lítio. O modelo

adquirido para uso foram as baterias 18650, com tensão e carga nominal de 3,7V e 4800 mAh respectivamente.

Todo o sistema será mantido com três baterias ligadas em série o que proporcionará uma tensão de 11,1V e autonomia de 96 horas de uso.



Figura 10 – Case para três baterias. (a esquerda) Baterias (a direita).

3.2 PROCESSOS DE CONFECÇÃO – MÓDULO DE IRRADIAÇÃO LEDS

A proposta desse equipamento médico é o tratamento de pequenas feridas ou feridas em locais de difícil acesso, entre os dedos dos pés, por exemplo, o que se fez necessário o desenvolvimento de um módulo aplicador com tamanho reduzido.

O módulo aplicador foi desenvolvido utilizando duas PCI's, uma com formato circular, placa com LED's, com diâmetro máximo de 30mm e 14 LED's RGB distribuídos ao longo da PCI e a outra, que é a placa de chaveamento e acionamento dos LED's, possui formato retangular, 6 transistores BC549, três resistores 1K ohm, seis de 470 ohms, um conector DB9 e um botão (*push button*). Como mostram as Fig. 11 e 12 a seguir.

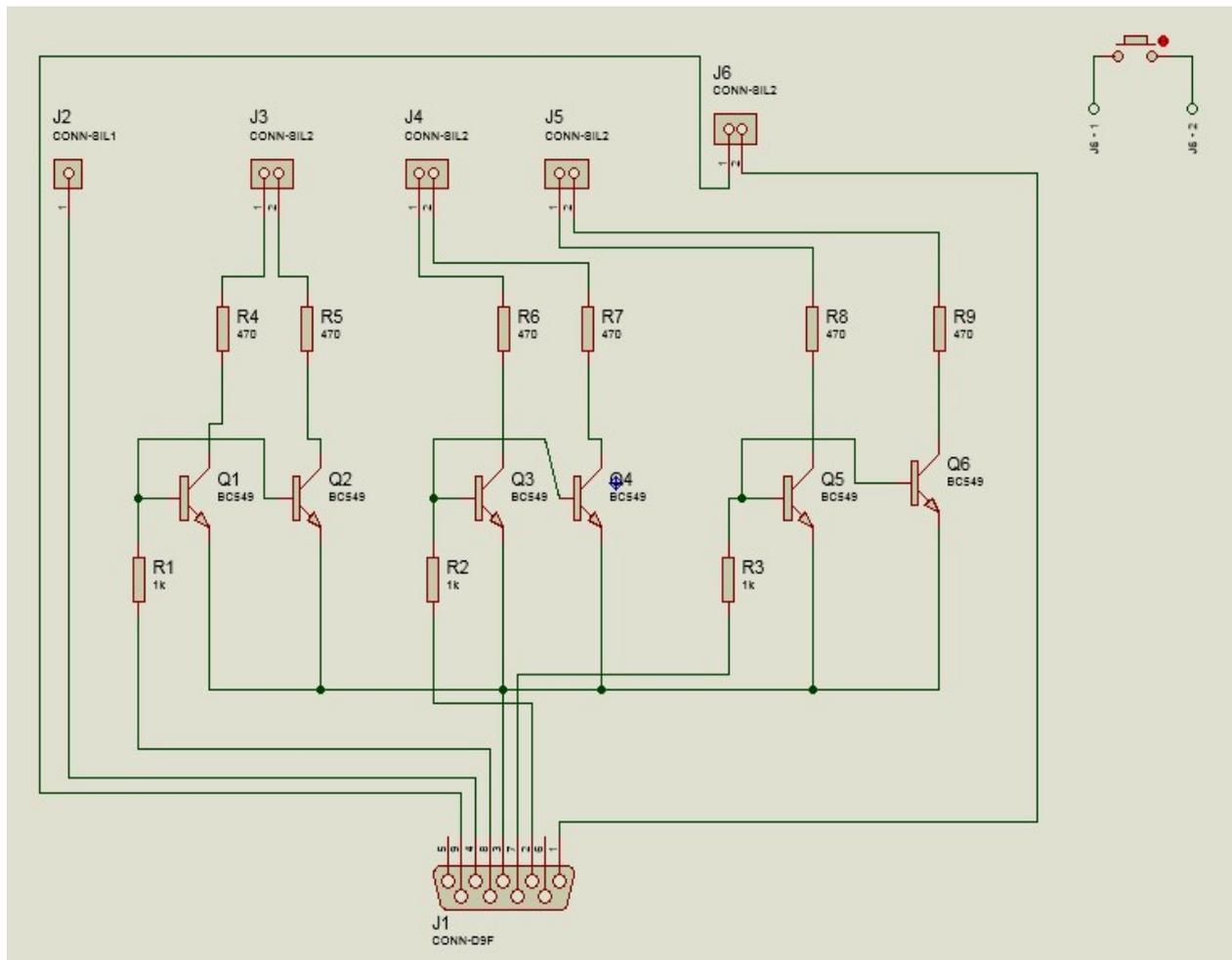


Figura 11: Esquemático da placa de chaveamento e acionamento dos LED's.

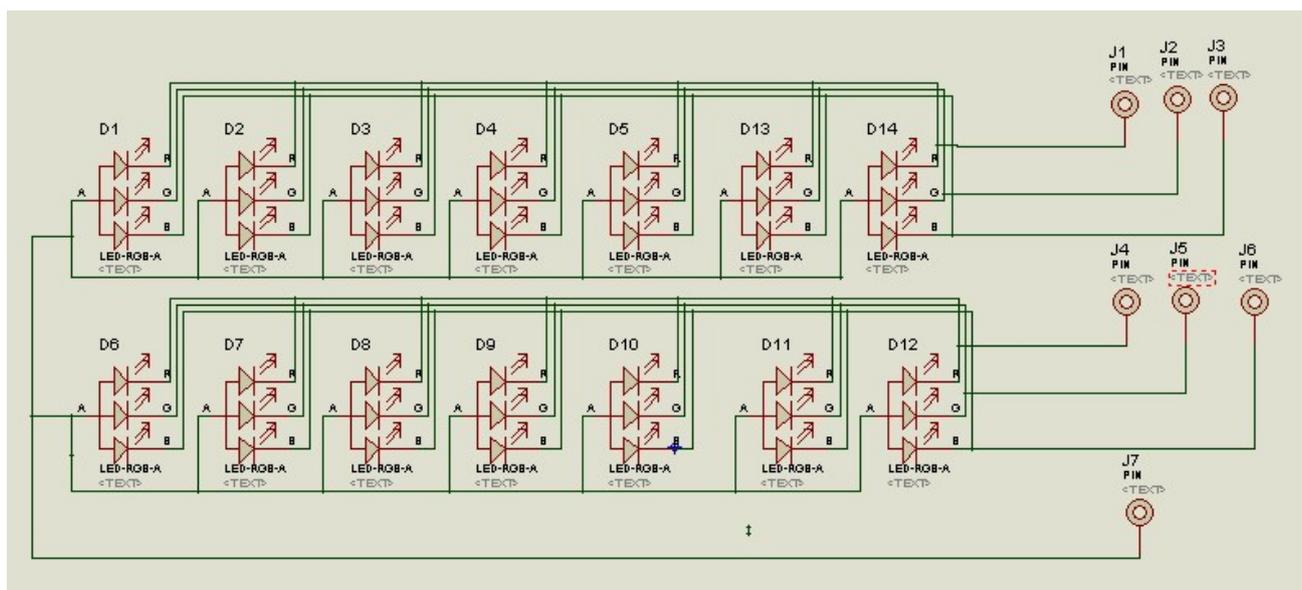


Figura 12: Diagrama da placa com LED's que ficará no aplicador.

As PCIs foram desenvolvidas no *software* Proteus 7.8 SP2 e executadas em placas de fenolite com laminas de cobre na face. Para a confecção da mesma foi utilizado o método de sublimação de toner e a finalização realizada de modo manual.

Ao final, com auxílio do *software* Proteus 7.8 SP2, as placas de LEDS e de chaveamento foram simuladas em 3D. Como mostram as Fig. 13 e 14.



Figura 13: Simulação da placa de chaveamento e acionamento dos LED's em 3D.

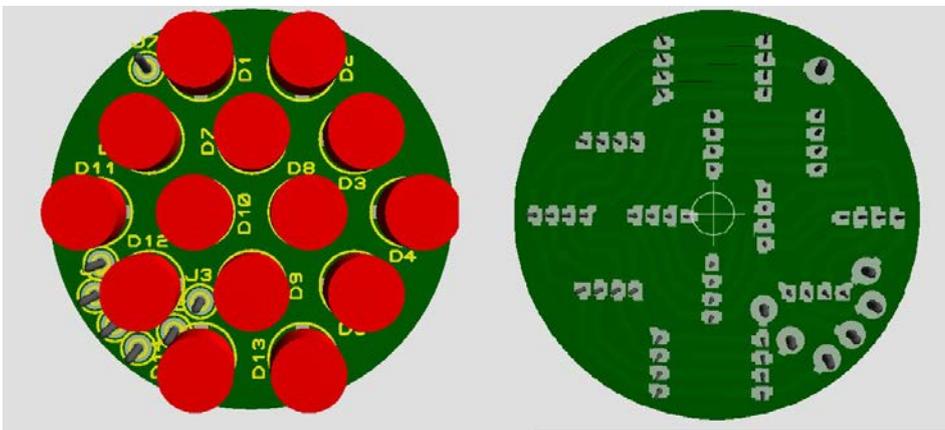


Figura 14 – Simulação da placa de LED's em 3D.

3.2.1 LED RGB

Para o desenvolvimento da placa de LED's foi utilizado o LED RGB, abreviação em inglês das da composição das cores primárias, que são Vermelho (Red), Verde (Green) e Azul (blue). Individualmente, os LED's se comportam como emissores de luz a partir de uma a tensão específica quando polarizados diretamente, tendo sua cor definida pelo material que os compõem. Partindo deste princípio, pode-se afirmar que LED's RGB são formados pela

combinação de três LED's num único invólucro, sendo acessados a partir de quatro pinos, como mostrado na Figura 15. O material que os compõem podem ser os mais variados, podendo apresentar para composição das cores vermelho, verde e azul os materiais AlGaInP/GaAs, GaInN/GaN e GaInN/GaN respectivamente.

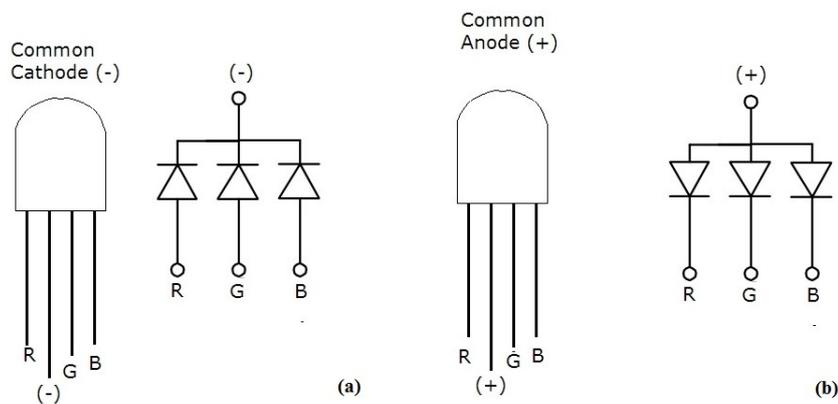


Figura 15 – Símbolo e representação física de um LED RGB 5 mm: a) catodo comum; b) anodo comum.

LED's RGB podem ser do tipo anodo ou catodo comum, possuem corrente direta de 20 mA e possuem como valores típicos de tensão de LED 3,5V para azul e verde e 2V para vermelho.

A partir das misturas das três cores primárias, em quantidades determinadas, são obtidas várias cores. Cada uma das cores obtida está enquadrada numa escala que varia de 0 a 255. Quando a mistura das três cores está no valor mínimo (0, 0, 0), o resultado é a cor preta. Quanto está no máximo (255, 255, 255), resulta na cor branca. A variação entre valores mínimos corresponde a tons escuros e entre os valores máximos, os tons são mais intensos, mais claros.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo, serão apresentados os resultados obtidos na implementação do experimento médico de LED de baixa intensidade. O desenvolvimento do mesmo foi dividido em duas etapas distintas, hardware e software, dessa maneira, na etapa do hardware todos os componentes utilizados na confecção do equipamento foram ligados e devidamente conectados, já na parte de software foi desenvolvida a programação responsável por controlar o hardware montado. Assim, neste capítulo, será mostrado o resultado do produto final com o software já embarcado.

4.1 CONFECCÕES DO MÓDULO DE CONTROLE E DE IRRADIAÇÃO LEDS

Inicialmente a placa de controle foi idealizada a partir da prototipagem eletrônica e plataforma de desenvolvimento Arduino e a matriz de LEDs foi montada na *protoboard*, que nada mais é do que uma placa condutora para montagem de circuitos elétricos experimentais.

A Fig. 16 mostra como eram feitos os testes.

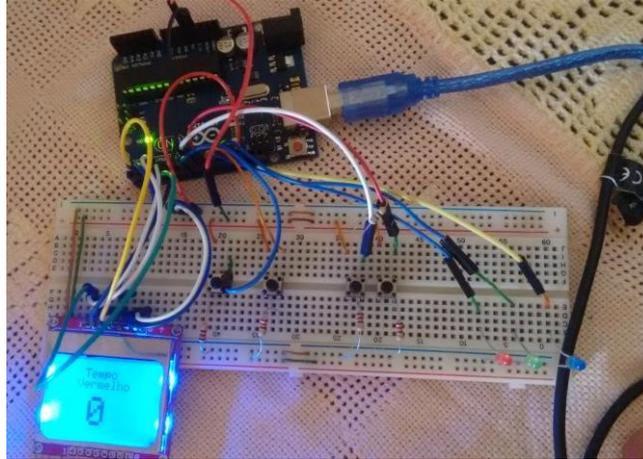
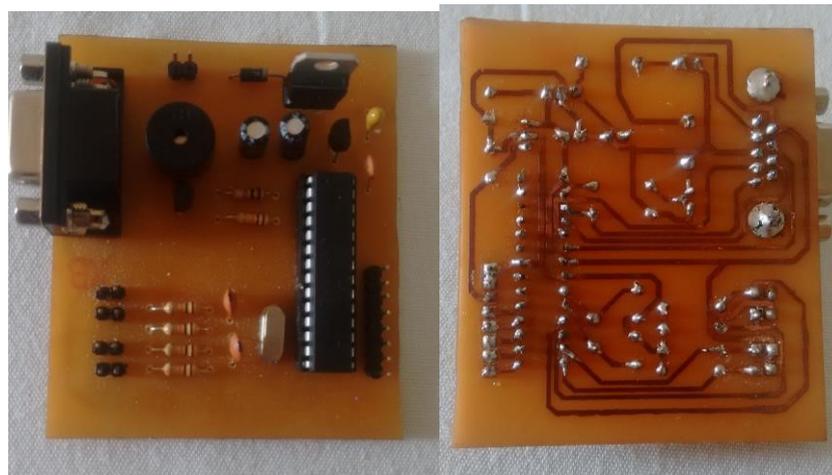


Figura 16 – Teste do equipamento em protoboard.

Após a consolidação do protótipo final migrou-se da plataforma Arduino para as PCIs desenvolvidas pela equipe com o suporte do software Proteus 7.8 SP2. As placas de controle e de LEDs foram confeccionadas em laboratório com a utilização de placas de Fenolite de face simples. O método de confecção da mesma foi por sublimação de toner, sendo feita, o serviço de transferência e finalização, de modo manual. A Fig. 17 mostra o resultado final da construção da PCI de controle.



(a)

(b)

Figura 17 – Resultado final da construção da PCI de controle: a) em vista superior; b) em vista inferior (b).

O módulo de irradiação de luz LED, para uma melhor funcionalidade devido a necessidade do mesmo estar presente dentro do aplicador, foi confeccionado em duas placas, a de chaveamento e acionamento do equipamento e a célula de LED's. Dessa forma, foram utilizados fios para fazer a ligação de uma placa com a outra. Fig. 18 mostra o resultado final da construção das PCIs.

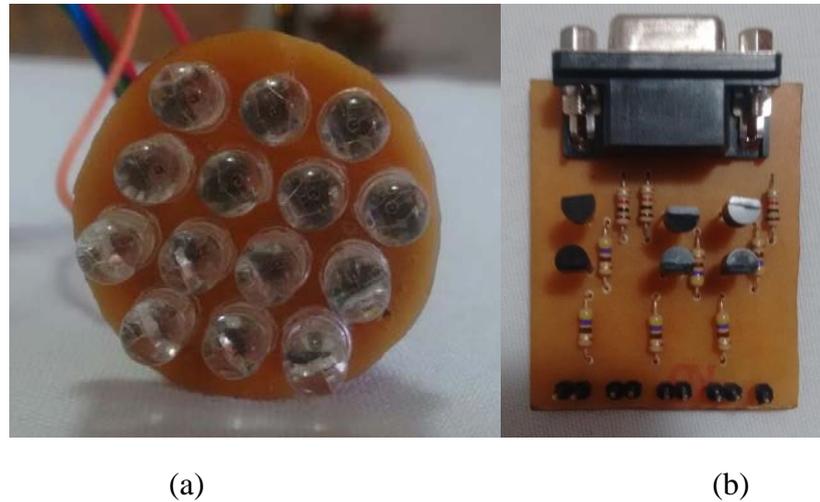


Figura 18 – Resultado final da construção da PCI: a) da célula de LED's; b) de chaveamento e acionamento do equipamento (b).

A caixa de controle foi projetada de forma a acomodar os seguintes componentes:

Placa de controle, baterias, tela LCD e os botões de comando. Fig. 19 mostra o placa de controle conectada aos botões de comando ao display LCD.

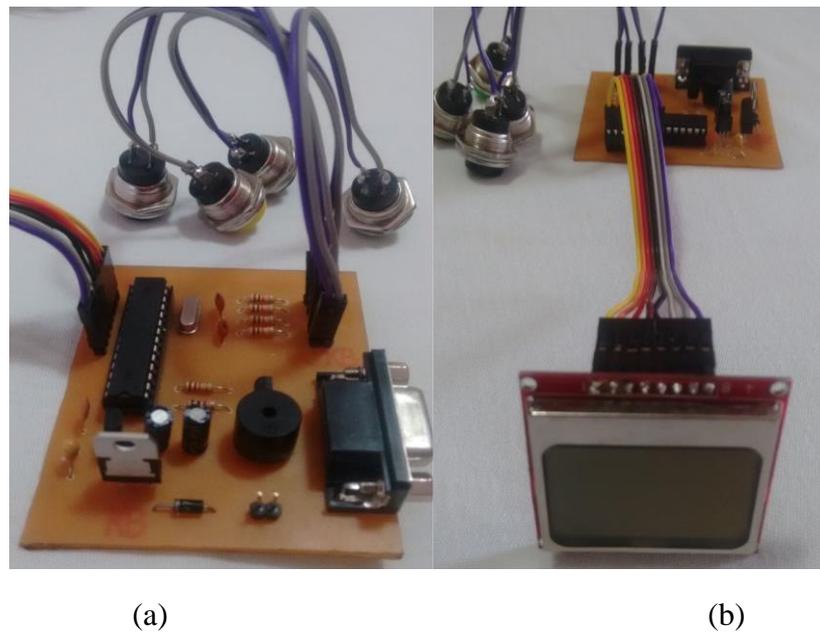


Figura 19 – Placa de controle: a) conectada aos botões de comando; b) conectada ao display LCD.

A outra parte do equipamento que completa o a caixa de controle é o aplicador. É neste dispositivo que fica localizado a placa de LED's, a placa de chaveamento e e, também, o botão de inicialização e pausa do equipamento. Fig. 19 mostra a placa de chaveamento conectada a célula de LED's e ao botão de inicialização.

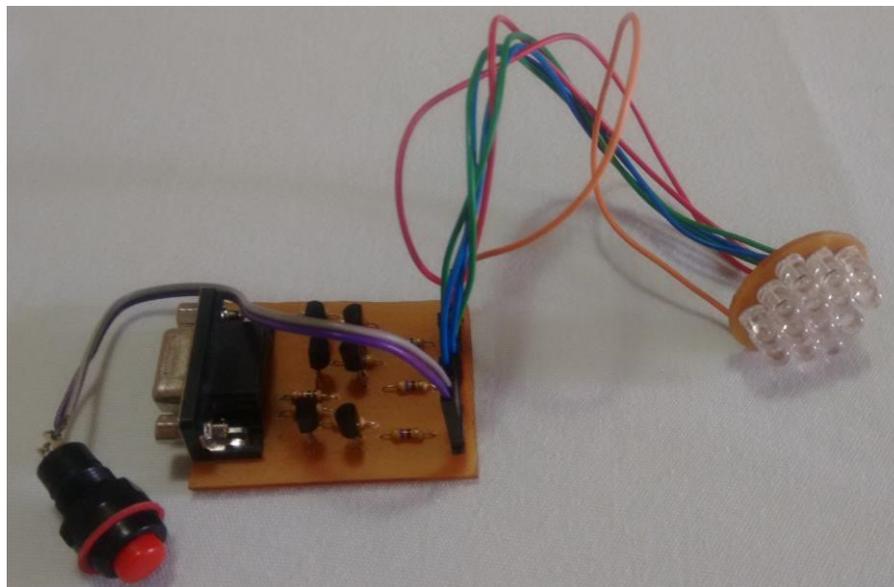


Figura 20 – Placa de chaveamento conectada a célula de LED's e ao botão de inicialização.

4.2 FUNCIONAMENTO DO EQUIPAMENTO

Após essa explanação sobre a parte física do equipamento médico de LED de baixa intensidade, agora será abordado como se dá o funcionamento do mesmo. Abaixo serão mostradas as etapas com os procedimentos a serem realizados para o funcionamento do equipamento.

Primeiramente, deve-se acionar a chave liga/desliga para ligar o aparelho e aguardar a inicialização do mesmo, acompanhando o que é exibido na tela LCD. Após esse início, é mostrado na tela do display o menu de escolha de qual forma de tratamento será realizada. São quatro opções de escolhas para a forma de tratamento: luz vermelha, luz verde, luz azul e o modo combinado.

A seleção é feita através dos botões de comando localizados na caixa de controle. Este processo se dá com a utilização dos botões de incrementar e decrementar para a movimentação do cursor na tela do display. Após a parada do cursor na forma de tratamento desejada, com o botão de confirmar, é efetuada a escolha. Em seguida, de acordo com a forma de tratamento selecionada, na tela do equipamento, aparece o modo de escolha do tempo.

Onde, nas formas luz vermelha, luz verde e luz azul, a escolha do tempo é realizada de forma individual para cada tipo de cor. Já no modo combinado, é possível fazer a escolha do tempo para os três tipos de cores. Para a definição do tempo a ser selecionado é utilizado, mais uma vez, os botões de incrementar e decrementar, nos quais se aumenta e diminui o valor do tempo preterido, respectivamente. Logo após, para validar a escolha do tempo do tratamento, é necessário apertar o botão confirmar.

Depois de efetuado todos esses processos, na tela do equipamento serão mostrados, para validação dos dados informados, a forma e o tempo definido para o tratamento. Conforme todos os dados estejam certos, neste momento, o equipamento estará apto para iniciar o tratamento. Para isto, no aplicador há um botão iniciar/parar, que é responsável por dar início ao tratamento. Quando apertado, os LED's acenderão de acordo com a forma de tratamento escolhida no menu de escolha e será mostrado no display o tempo restante para término do tratamento. Em que na forma de luz vermelha irradia somente a luz vermelha, na forma de luz verde irradia somente a luz verde, na forma de luz azul irradia somente a luz azul e no modo combinado é possível irradiar, de forma individual e integrada, os três tipos de cores (vermelho, verde e azul), conforme os tempos escolhidos para cada um.

Caso no andamento do tratamento seja necessário a interrupção do mesmo, por algum motivo com o paciente, basta apertar o botão iniciar / parar que será realizada a interrupção do tratamento, onde os LED's serão deligados e o cronômetro parado. No momento em que for possível a continuação do tratamento, basta apertar novamente o botão que o tratamento será reinicializado de onde parou, ou seja, os LED's acenderão e o cronômetro voltará a funcionar do exato instante de onde parou. Esse processo pode ser repetido quantas vezes sejam possíveis, de acordo com a necessidade do paciente. Depois de todos os processos apresentados é chegado o fim do tratamento. Este momento ocorrerá quando o tempo na tela do equipamento chegar a zero. Neste momento soará um sinal de alerta emitido pelo o buzzer, os LED's se apagarão e o display voltará ao menu de escolha.

Por último, mas não menos importante, há um comando a ser comentado. Este comando é o botão reiniciar, que é o botão para ser utilizado caso queira redefinir as escolhas feitas anteriormente para o tratamento. O botão pode acionado em qualquer etapa do tratamento, desde a escolha da forma até o início do tratamento. Quando o botão reiniciar é acionado, sempre voltará para o menu de escolha.

5. CONCLUSÃO

Após constatações anteriores a esse trabalho comprovando a eficácia do circuito emissor de luz LED no tratamento de pés diabéticos, foi proposto o desenvolvimento desse equipamento com a finalidade de atribuir-lhe mais funcionalidade e direcionar para o tratamento de pequenas úlceras. Essa versão do equipamento permite a escolha da cor do LED a ser aplicado e definir o tempo de aplicação de cada cor de LED.

Mesmo o trabalho não tendo um foco econômico com relação à sua produção o equipamento mostra-se viável para a produção em larga escala tendo como foco o uso em hospitais da rede pública de saúde proporcionando um aumento na recuperação de úlceras e evitando a amputação parcial ou total dos membros em feridas diagnosticadas como graves, sem perspectivas de tratamento após avaliação médica.

Uma das primeiras etapas na concepção desse equipamento foi verificar se a distância mínima e o posicionamento dos LED's na PCI poderiam de alguma forma interferir no tratamento em humanos. Foi feito um breve teste em laboratório e constatou-se que não há distância mínima entre os LED's a ponto de interferir na eficácia do tratamento sendo que os mesmos devem ser posicionados em forma de losango.

O método que se apresentou mais satisfatório foi o apresentado nesse trabalho, porém, ainda há lacunas para que se possa finalizar o projeto. Um breve resumo é o trabalho no desenvolvimento de diferentes aplicadores, tornando o sistema adaptável às mais diversas ulcerações ou até mesmo um trabalho específico com os LED's existentes no mercado, como exemplo os LED's SMD (*Surface Mounted Device*) com a finalidade de aumentar a eficiência do tratamento ou até mesmo para uso nas adaptações citadas anteriormente.

Devido à tecnologia disponível para a confecção da PCI o tamanho e a distância entre as trilhas foi um limitador no desenvolvimento do aplicador fazendo com que fosse diminuído a quantidade de LED's dispostos na PCI do aplicador.

Antes que se inicie a utilização do equipamento é necessário que seja feito alguns testes com a finalidade de comprovar que o mesmo é seguro tanto para o paciente quanto para o profissional que irá manuseá-lo. Dois testes básicos que dever ser feitos são o teste na câmara anecoica para verificar se o equipamento sofre ou realiza interferência eletromagnética na presença de outros equipamentos e a análise de segurança elétrica para verificar que o mesmo não oferece risco de provocar choques em quem for operar.

De acordo com trabalhos anteriores o equipamento mostra-se eficiente no tratamento de úlceras em pés diabéticos. Esse equipamento não teve sua eficiência testada em pacientes, o

foco foi o seu desenvolvimento para que em trabalhos futuros sejam apresentados testes comprovando a sua capacidade.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADJUTO, Graça. **OMS diz que mais de 16 milhões de brasileiros sofrem de diabetes**. EBC Agência Brasil, 2016. Disponível em: < <http://agenciabrasil.ebc.com.br/geral/noticia/2016-04/oms-diz-que-mais-de-16-milhoes-de-brasileiros-sofrem-de-diabetes>>. Acesso em: 25 de out. 2016.

ARDUINO, **Como identificar um arduino falsificado**, 2015. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/Products/Counterfeit>>. Acesso em: 26 de out. 2016.

ARDUINO PORTUGAL, **Características técnicas do Arduino UNO**, 2015. Disponível em: <<http://www.arduinoportugal.pt/arduino-uno/>>Acesso em: 27 de out. 2016.

ASSUNÇÃO, M. C.; SANTOS I. S.; GIGANTE, D. P., **Atenção primária em diabetes no Sul do Brasil: estrutura, processo e resultado**. Revista Saúde Pública, 2001. 35:88-95.

AZEVEDO, I. L.; GRANGER, M.; FRITIZ, M., **The Transition to Solid States Lighting**, 2009. v. 97, 3.

BAUM, C.; ARPEY, C., **Normal cutaneous wound healing: clinical correlation with cellular and molecular events**. Dermatologic Surgery, 2005. v. 31, n. 6, p. 674–86.

BRUGNERA, A. J.; PINHEIRO, A. **Lasers na odontologia moderna**. São Paulo: Pancast, 1998.

CAETANO, K.S.; FRADE, M.A.; MINATEL, D.G.; SANTANA, L.A.; ENWEMEKA, C.S. **Phototherapy improves healing of chronic venous ulcers**. Photomed. Laser Surg., v.27, n.1, p.111- 118, 2009.

CERVI, M., **Rede de Iluminação Semicondutora para Aplicação Automotiva**. UFSM Santa Maria, 2005. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Universidade Federal de Santa Maria, 2007.

DOVER, J.; PHILLIPS, T.; ARNDT, K., **Cutaneous effects and therapeutic uses of heat with emphasis on infrared radiation**. Journal of the American Academy of Dermatology, 1989. v. 20, n. 2, p. 278–286.

FILIFELOP, **Display LCD Nokia 5110**. Disponível em: <<http://www.filipeflop.com/pd137999-display-lcd-nokia-5110.html>>. Acesso em: 25 de out. 2016.

FREITAS M.C.; MEDEIROS A.B.F.; GUEDES M.V.C.; ALMEIDA P.C.; GALIZA F.T.; NOGUEIRA J.M., **Úlcera por pressão em idosos institucionalizados: Análise da prevalência e fatores de risco**. Revista Gaúcha Enfermagem, 2011. 32(1):143-150.

GAGE, S; EVANS, D; HODAPP, M; SORENSEN, H., **Hewlett-Packard optoelectronics application manual**. New York: McGraw-Hill, 1977.

HALLORAN C.M.; SLAVIN J.P., **Pathophysiology of Wound Healing. Surgery (Oxford)**. The Medicine Publishing Company Ltd, 2002. 5(1):i-v.

HARDING, K.; MORRIS, H.; PATEL, G., **Healing chronic wounds**. BMJ, 2002. v. 32, n. 4, p. 160–3.

KARU, T. et al. **Helium: neon laser induced respiratory burst of phagocytes cells**. Lasers Surg Med, 1988. v. 1, n. 9, p. 585–588.

MACEDO, Y. C. L. **Proposta e análise de um circuito para neoformação tecidual**. Universidade de Brasília, 2015.

MANDELBAUM, S.; SANTIS, D.; MANDELBAUM, M. **Cicatrização: conceitos atuais e recursos auxiliares – parte II**. An Bras Dermatol, 2003. v. 78, n. 5, p. 521–522.

NETO J.C.L. **Considerações sobre a cicatrização e o tratamento de feridas cutâneas em equinos em 2003**. Online. Disponível na internet <<http://br.merial.com/pdf/arquivo8.pdf>>. Acesso em: 11 de out. 2016.

OLIVEIRA, A. A. M. **Sistema de Iluminação Distribuída Utilizando LEDs Acionados por Dois Conversores Flyback Integrados (TLM)**. Santa Maria: UFSM, 2007. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Universidade Federal de Santa Maria, 2007.

PEDROSA, H. et al. **O desafio do projeto salvando o pé diabético**. *Terapêutica em diabetes*, 1998. v. 4, n. 19, p. 1–10.

PEDROSA, H. et al. **The diabetic foot in south america: progress with the brazilian save the diabetic foot project**. *International Diabetes Monitor*, 2004. v. 16, n. 4, p. 17–23.

REIS, M. **Sistema indutor de neoformação tecidual para pé diabético com circuito emissor de luz de leds e utilização do látex natural**. Brasília, DF: Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, 2013.

RIGAU, J. **Acción de la luz laser a baja intensidad en la modulación de la función celular**. Facultad de Medicina i Ciencias de la Salut, Univ. Rovira i Virgili, 1996.

ROBOCORE. **Buzzer contínuo com oscilador interno**. Disponível em: <https://www.robocore.net/modules.php?name=GR_LojaVirtual&prod=308>. Acesso em: 22 de out. 2016.

SARANDY M.M. 2007. **Avaliação do efeito cicatrizante do extrato de repolho (Brassica oleracea var. capitata) em ratos wistar**. Dissertação de mestrado, Universidade Federal de Viçosa, Viçosa. 49p.

SEDRA, S.; SMITH, K; **Microeletrônica, 4ª. Edição**. Pearson Makron Books, São Paulo, Brasil, 2005.

SOUZA, A. R. et al. **A placa Arduino: uma opção de baixo custo para experiências de física assistidas pelo PC**. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, 2011. v. 33, n. 1, pp.1702.