

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ABC
CENTRO DE ENGENHARIA, MODELAGEM E CIÊNCIAS SOCIAIS
APLICADAS

Gabriel Vendrami Scocca

**DISPOSITIVO DE LEDS PARA FOTOTERAPIA DE ÚLCERAS EM PÉ
DIABÉTICO**

São Bernardo do Campo – SP

2018

De acordo:

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Gabriel Scocca', is written over the text 'De acordo:'.

Gabriel Vendrami Scocca

DISPOSITIVO DE LEDS PARA FOTOTERAPIA DE ÚLCERAS EM PÉ
DIABÉTICO

Trabalho de Graduação III apresentado ao Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas da Universidade Federal do ABC como requisito para conclusão do curso de Engenharia Biomédica. Linha de pesquisa: biofotônica, instrumentação biomédica.

Orientadora: Prof. Dra. Patrícia Aparecida da Ana.

Co-orientador: Prof. Dr. Fernando Silva de Moura.

São Bernardo do Campo – SP

2018

RESUMO

Úlceras de pé diabético é um problema que, se não tratado, pode levar a graves consequências, até mesmo a morte. Este tipo de ferida apresenta certa resistência aos tratamentos convencionais, de forma que alternativas devem ser investigadas. O presente estudo visou a construção de um dispositivo de LEDs em diferentes comprimentos de onda (466 nm e 629 nm) para verificar a efetividade da fototerapia com diferentes parâmetros na descontaminação e auxílio da cicatrização de úlceras de pé diabético. Foram verificados os espectros de emissão dos LEDs, bem como foi feito o levantamento da curva da potência de emissão em função da corrente elétrica. O controle do brilho foi feito através da construção de um circuito, utilizando como controlador um microprocessador Arduino MEGA 2560 e mostrando os valores num display de LCD. Concluiu-se que é possível construir um dispositivo de baixo custo para a realização de fototerapia em úlceras de pé diabético, porém mais etapas são necessárias para que o dispositivo seja finalizado.

Palavras-chave: úlceras de pé diabético, fototerapia, LED.

DEDICATÓRIA

In memoriam de Taii.

AGRADECIMENTOS

Início os agradecimentos com um muito obrigado à minha mãe Tania, meu pai Milton e meu irmão Vinícius, sem vocês nada que fiz até seria possível e nem faria sentido. Amo vocês.

Muito obrigado aos meus avós Carlos e Teresa, Edison e Ilda.

Não poderia deixar de agradecer à pessoa que me fez descobrir que eu nasci para a Engenharia Biomédica, minha queridíssima professora e orientadora Patrícia Aparecida da Ana: serei eternamente grato pelo conhecimento compartilhado.

Outra pessoa fundamental em minha decisão por seguir na área de instrumentação e, também, por me mostrar que nada é impossível para quem se dedica, meu professor e co-orientador Fernando Silva de Moura: muito obrigado, nos vemos no meu mestrado.

Agradeço à todos os professores que me ensinaram tudo que eu aprendi em minha vida, desde o pré até a universidade. Ainda viveríamos em cavernas se não fosse por vocês.

Também gostaria de citar aqui meus amados e fiéis amigos que nunca me deixaram desistir apesar de todas as dificuldades ao longo de toda a minha graduação (alguns deles ao longo de toda a minha vida). Muito obrigado Felipe Votta, Lucas Mendes, Lucas Lobo, Maiara Bensal, Quenon Melo, Daniel Conti, Bruno Carvalho, Carolina Daneluci, Lucas Lyak, Gustavo Torres, Gilmar de Brito, Ezequias Jeiel, Marcos Bonfim, Naufal Osman, Arthur França, Natália Machado, Renan Scocca, Rodrigo Scocca, Luís Gustavo Scocca, Tiago Scocca, Taíne Scocca, Erica Scocca, Angélica Scocca, Diego Scoca, Henrique Carvalho e Emílio Carvalho.

Por fim, agradeço a todos os meus tios e tias, primos e primas que não foram citados aqui, visto que nossa família é grande demais para uma página de agradecimentos.

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO	7
2. OBJETIVOS	10
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	11
3.1. O pâncreas e a insulina.....	11
3.2. <i>Diabetes mellitus</i> e úlceras em pé diabético.....	12
3.3. Interação luz-tecido.....	14
3.4. Diodos emissores de luz (LEDs).....	16
3.5. Fototerapia.....	17
4. METODOLOGIA.....	19
4.1. Espectro de emissão dos LEDs	19
4.2. Potência luminosa dos LEDs.....	19
4.3. Protótipo.....	20
4.3.1. Estrutura.....	20
4.3.2. Alimentação.....	21
4.3.3. Controle.....	21
4.3.4. LEDs.....	22
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	23
5.1. Espectro de emissão dos LEDs	23
5.2. Potência luminosa dos LEDs.....	25
5.3. Montagem do protótipo.....	28
6. CONCLUSÃO	30
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	31
8. APÊNDICE	36

1. INTRODUÇÃO

O *diabetes mellitus* é um distúrbio que se apresenta com duas causas distintas: (1) ausência da produção de insulina; ou (2) a resistência insulínica. Este distúrbio acomete 9 milhões de brasileiros (Ministério da Saúde, 2015) e, segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), em 2014 o número de adultos em todo o mundo com diabetes era de 422 milhões. Ainda, só no ano de 2012 o relevante número de 1,5 milhão de pessoas morreu ao redor do mundo devido à diabetes (OMS).

Estes números mostram a necessidade de que as ações de combate às causas e aos malefícios da doença devem ser sempre atualizadas, buscando o desenvolvimento de novas estratégias e técnicas mais eficientes.

É possível classificar o diabetes em tipo I e tipo II, sendo o tipo I caracterizado pela ausência da secreção de insulina pelas células beta do pâncreas (diabetes *mellitus* dependente de insulina – *DMID*) e o tipo II, em que ocorre a redução da capacidade dos tecidos de ser sensíveis à insulina (diabetes *mellitus* não dependente de insulina – *DMNID*) (HALL, 2011).

Embora a causa da doença seja diferente em cada um dos tipos, ambas acabam por ocasionar problemas no metabolismo da glicose, desencadeando determinados efeitos sobre o organismo. Com a redução da capacidade de captar e utilizar eficientemente a glicose, ocorre um aumento no consumo dos lipídios e proteínas – resultando na hiperglicemia sanguínea (HALL, 2011).

A hiperglicemia sanguínea pode causar desidratação celular devido às alterações significativas no equilíbrio da pressão osmótica no líquido extracelular. Outro problema desencadeado pelo excesso de glicose

no sangue é a presença de glicose na urina, o que pode levar o corpo a excretar líquidos e eletrólitos em função da diurese osmótica renal. Ainda, quando a concentração de glicose sanguínea permanece alta por longos períodos ocorrem lesões teciduais, principalmente em vasos sanguíneos, levando a um aumento das chances de problemas cardíacos, acidentes vâsculo-cerebrais, cegueira, doença vascular periférica e doença renal no estágio terminal (HALL, 2011).

Graças ao avanço das tecnologias para o tratamento e controle do diabetes, a sobrevida das pessoas acometidas pelo distúrbio vem aumentando ao passar dos anos, causando maior ocorrência de complicações crônicas em função do maior tempo de exposição à hiperglicemia. Dentre elas estão doenças cardiovasculares, retinopatia, nefropatia e as neuropatias, sendo o pé diabético um problema relevante devido ao número de amputações em membros inferiores (Sociedade Brasileira de Diabetes – SBD, 2016).

Desta forma, novas alternativas para o tratamento de úlceras e feridas em pés de pacientes diabéticos devem ser desenvolvidas a fim de auxiliar no processo de cicatrização e desinfecção das regiões afetadas.

A fototerapia em baixa intensidade tem se mostrado uma excelente ferramenta no incremento de processos celulares envolvidos na cicatrização, como a proliferação e migração celular, a síntese e deposição de bioprodutos – como o colágeno – e o estímulo do metabolismo celular (ANNEROTH *et al.*, 1998; KOUTNÁ *et al.*, 2003; ZUNGU *et al.*, 2009).

É possível encontrar evidências clínicas recentes de que a fototerapia atua positivamente na cicatrização de úlceras em pé diabético,

sendo que a luz utilizada para tal aplicação é a vermelha, com comprimento de onda por volta de 635 nm (NUNES *et al.*, 2016).

Além disso, a irradiação com luz azul (405 a 470 nm), associada ou não a um agente fotossensibilizante - como na terapia fotodinâmica – mostra ter significativo potencial antimicrobiano (LEITE *et al.*, 2014; LUCCA *et al.*, 2012; MASSON-MEYERS *et al.*, 2015), podendo atuar na descontaminação das feridas, evitando infecções que possam agravar ainda mais o processo de ulceração.

Entretanto, dados mais precisos do tratamento, como a dose (densidade de energia) e a taxa de entrega de energia, devem ser considerados para aprimorar o tratamento. Assim sendo, o desenvolvimento de um dispositivo em que, além do controle do comprimento de onda, seja possível controlar a dose de energia utilizada é de interesse clínico na busca de se encontrar os parâmetros ótimos para o tratamento.

2. OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um dispositivo a base de LEDs (diodos emissores de luz), capaz de realizar a fototerapia para úlceras em pacientes com pé diabético, atuando tanto na descontaminação quanto no auxílio da cicatrização das lesões.

Objetivos específicos:

- 1 – empregar luz em diferentes comprimentos de onda;
- 2 – controlar a quantidade total de energia empregada no tratamento, assim como a taxa de entrega desta energia luminosa.

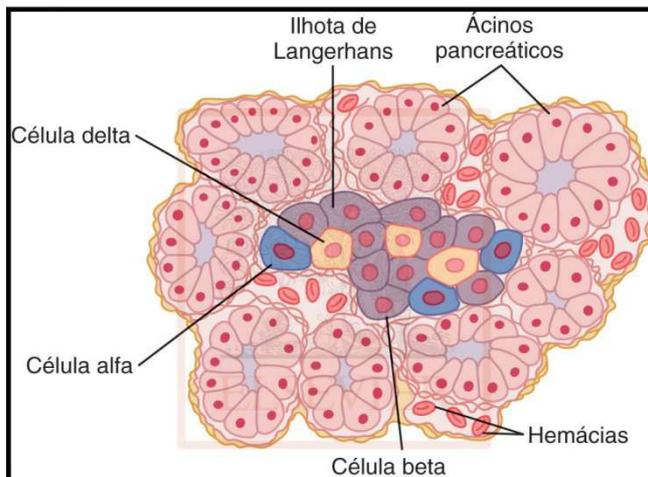
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1. O pâncreas e a insulina

Dois hormônios indispensáveis para o controle metabólico da glicose, dos lipídios e das proteínas são secretados pelo pâncreas. Esses hormônios são a insulina e o glucagon, e problemas na sua secreção ou atividade estão estritamente relacionados ao *diabetes mellitus*. O pâncreas também atua na digestão e na produção de outros hormônios, como o polipeptídeo pancreático, a amilina e a somatostatina (HALL, 2011).

São dois os principais grupos celulares que constituem o pâncreas, sendo eles os ácinos e as ilhotas de Langerhans. O primeiro é responsável pela secreção do suco digestivo, enquanto que o segundo secreta insulina, glucagon, amilina, polipeptídeo pancreático e somatostatina. As ilhotas são formadas por três principais tipos de células: alfa, beta e delta, conforme apresentado na Figura 1 a seguir.

Figura 1 – Anatomia fisiológica das células pancreáticas



Fonte: HALL, 2011.

As células beta são responsáveis por secretar insulina (e também amilina), sendo encontradas principalmente na região central das ilhotas, constituindo cerca de 60% das células deste tecido. As células alfa secretam o glucagon, enquanto que as células delta secretam a somatostatina, constituindo aproximadamente 25% e 10% das ilhotas de Langerhans, respectivamente. O polipeptídeo pancreático, cuja função

ainda é pouco compreendida, é secretado por outro tipo celular encontrado nas ilhotas – em pequena quantidade – as células PP (HALL, 2011).

Os efeitos da insulina estão profundamente ligados ao metabolismo dos carboidratos, entretanto a insulina acaba por afetar também o metabolismo de proteínas e lipídios. Assim que se ingerem alimentos ricos em carboidratos, a glicose absorvida na corrente sanguínea desencadeia a rápida secreção de insulina, levando à imediata captação da glicose (armazenando ou utilizando-a em diversos tecidos, principalmente músculos, fígado e pelo tecido adiposo). Quando a secreção deste hormônio não ocorre da forma adequada, ou quando as células passam a se tornar resistentes à insulina, ocorre a síndrome dita *diabetes mellitus* (HALL, 2011).

3.2. *Diabetes mellitus* e úlceras em pé diabético

O *diabetes mellitus* pode ser descrito como uma síndrome que afeta o metabolismo de carboidratos, proteínas e lipídios, sendo este o resultado da ausência da secreção de insulina por células beta (*diabetes tipo I*) ou da redução da sensibilidade à ação insulínica por parte dos tecidos (*diabetes tipo II*). Os dois tipos têm como consequência uma captação ineficiente da glicose pelas células de quase todo o corpo, com exceção do cérebro. Isto faz com que a concentração de glicose no sangue seja maior que o normal, assim como diminui o uso de glicose nas células e, por consequência, aumenta o consumo de lipídios e proteínas (HALL, 2011).

Com a concentração de glicose sanguínea aumentada, diversos efeitos prejudiciais passam a surgir. Um destes efeitos, a desidratação celular, ocorre devido à transferência de água do meio intracelular para o exterior das células causada pelo considerável aumento da pressão osmótica dos líquidos presentes no meio extracelular. Ainda, quando os níveis de glicose sanguínea ultrapassam o limite de concentração de 180 mg/100 mL, ocorre a sua eliminação através da urina. Desta forma, inicia-se um processo ainda mais grave de desidratação, em que a

importante perda de líquido na urina desidrata o ambiente extracelular, que acaba por causar mais desidratação no interior das células (HALL, 2011).

Ao passar dos anos, a alta concentração de glicose sanguínea passa a gerar lesões em muitos tecidos. Os vasos sanguíneos sofrem alterações estruturais, tornando-se funcionalmente anormais e incapazes de fornecer o sangue adequadamente aos tecidos, levando a uma maior chance de que problemas graves, tais como ataques cardíacos, acidentes vasculares, retinopatia e cegueira, doença renal no estágio terminal possam ocorrer (HALL, 2011).

Além destes, outros dois problemas merecem destaque: a isquemia e a neuropatia periférica, os quais são os principais fatores responsáveis pela formação das úlceras do pé diabético, que são tidas como a principal causa de morbidade e podem levar à infecção, gangrena, amputação e até a morte (FARD *et al.*, 2007; IRAJ *et al.*, 2013; SYNDER & HANFT, 2009).

O termo “pé diabético” é comumente utilizado para designar problemas tais como infecção e ulceração em membros inferiores de pacientes portadores de *diabetes mellitus*, atrelados a complicações periféricas nos sistemas circulatório e nervoso – isquemia e neuropatia periférica (PEDROSA & TAVARES, 2014). Estudos indicam que 15% dos pacientes com *diabetes* devam sofrer com úlceras em pé diabético ao decorrer de suas vidas (BAKRI *et al.*, 2012; LEONE *et al.*, 2012; NATHER *et al.*, 2008; RICHARD & SCHULDINER, 2008). Ainda, vale ressaltar que de 6-40% destes pacientes acometidos por úlceras sofrerão com amputações (*Centre for Disease Control and Prevention*, 2002).

Outro dado que chama atenção é que a taxa de amputação de membros inferiores é 15 (quinze) vezes maior em pacientes portadores de *diabetes* quando comparadas com pessoas sem a síndrome e, além disso, a incrível faixa que vai de 50-70% das amputações de membro inferior são originadas por úlceras em pé diabético (LEONE *et al.*, 2012). Esse grave problema acomete tantas pessoas devido ao fato de que há nos pacientes com *diabetes* uma considerável deficiência na resposta

angiogênica e de fatores de crescimento importantes para a cura das feridas, além do fato de que estas úlceras resistem aos tratamentos convencionais (MILLINGTON & NORRIS, 2000; STEED, 1997).

Os tratamentos convencionais para úlceras em pé diabético são, de maneira geral, os cuidados básicos que se deve ter com qualquer ferida: manutenção da umidade e limpeza, proteger contra traumas físicos que possam agravar ainda mais a situação local e, desta forma, tentar preservar a integridade dos tecidos acometidos até que o organismo consiga realizar o reparo de forma adequada (HESS, 2002). Apesar disso, os números mostram a necessidade de que técnicas alternativas sejam investigadas a fim de acelerar o processo de cicatrização e impedir a progressão das feridas.

Dentre as diversas técnicas alternativas que têm sido estudadas para que venham a auxiliar de forma efetiva no tratamento das úlceras, é possível citar o uso de ultrassom, terapia a laser (fotobiomodulação), estímulos elétricos, oxigênio hiperbárico e fechamento assistido por vácuo (DYSON, 2007; RINALDI *et al.*, 1993).

Muitos estudos têm mostrado o enorme potencial da fototerapia, tanto para auxiliar na cura de feridas quanto para fins de descontaminação (ANNEROTH *et al.*, 1998; KOUTNÁ *et al.*, 2003; ZUNGU *et al.*, 2009; LEITE *et al.*, 2014; LUCCA *et al.*, 2012; MASSON-MEYERS *et al.*, 2015). Entretanto, os parâmetros adequados a serem utilizados para atingir os melhores resultados ainda são pouco conhecidos e, portanto, devem ser investigados para que possam vir a ser utilizados de forma efetiva.

3.3. Interação luz-tecido

A luz pode ser sucintamente descrita como radiação eletromagnética, consistindo de fótons (pacotes discretos de energia) que se propagam no espaço na forma de ondas. Desta forma, a luz apresenta a dita dualidade onda-partícula, se propagando como onda, mas podendo ser modelada como partícula ao interagir com a matéria (EISBERG & RESNICK, 1979).

A luz pode interagir de diferentes maneiras com a matéria (alvo). Os fenômenos predominantes de interação luz-matéria são a transmissão, reflexão, refração, absorção e espalhamento. Estes fenômenos não ocorrem de forma isolada nos tecidos biológicos, na verdade o que ocorre é uma combinação de diversos deles com a predominância de algum tipo específico de interação. Isto se deve tanto às características do tecido irradiado quanto da energia dos fótons incidentes. (NIEMZ, 2007).

No fenômeno da transmissão, o fóton não altera sua trajetória nem sua energia ao atingir e passar pelo alvo, sendo totalmente transmitida por ele. Na reflexão, o fóton incidente é incapaz de adentrar no meio em que está incidindo, sendo refletido de volta, de forma parcial ou total, para o meio em que se encontrava anteriormente. Na refração, a velocidade de propagação do fóton é alterada ao penetrar em um meio, de tal forma que pode haver uma mudança em sua direção, dependendo do ângulo de incidência e das características do material e da luz (NIEMZ, 2007).

O fenômeno da absorção ocorre quando há ressonância entre a luz incidente e os átomos e moléculas da matéria atingida, ou seja, fótons que apresentem energia/comprimento de onda equivalentes às energias de ligação dos componentes do material. Ao ser absorvido por estas moléculas, os fótons originam diferentes efeitos, térmicos ou não-térmicos, decorrentes da alteração da vibração das moléculas do tecido alvo. O espalhamento é caracterizado por fótons que não são absorvidos diretamente no local onde incidiram, sendo antes espalhados para várias direções e percorrendo determinadas distâncias antes de cederem sua energia para a matéria (NIEMZ, 2007).

Os tipos de interações que ocorrem dependem tanto do comprimento de onda da luz incidente quanto dos átomos e moléculas que compõem o material (tipo e concentração). Nos tecidos biológicos, os cromóforos presentes (moléculas fotoabsorvedoras) definirão quais comprimentos de onda serão absorvidos (NIEMZ, 2007).

3.4. Diodos emissores de luz (LEDs)

No presente trabalho, os LEDs serão a fonte de luz para a realização da fototerapia. LED é uma sigla para as palavras em inglês *Light Emitting Diode*, que traduzido para o português significa Diodo Emissor de Luz. Sendo assim, é interessante que seja brevemente discutido o que é um diodo e como este passa a emitir luz de forma controlada.

Diodos podem ser definidos como bipolos passivos e não lineares, os quais são constituídos por materiais semicondutores dopados de forma a ter uma junção p-n. Por material semicondutor entende-se que não seja nem um bom isolante e nem um bom condutor, isto ocorre devido à camada de valência destes materiais não estarem nem completas e nem vazias, mas sim no meio do caminho. Assim, elementos como o Silício e o Germânio, que possuem quatro elétrons em sua camada de valência (sendo oito o maior número de elétrons possível) são ditos semicondutores. Ainda, é possível unir dois elementos, como Gálio e Arsênio que possuem, respectivamente, três e cinco elétrons na sua camada de valência e obter também um material semicondutor. O silício (Si) e o germânio (Ge) são ditos cristais singulares, enquanto que o arseneto de gálio (GaAs) é dito de cristal composto (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2013).

Em semicondutores, são definidos dois portadores de carga: elétrons livres e lacunas. Os elétrons livres são portadores de carga negativa e as lacunas portadoras de carga positiva, e tanto um quanto o outro podem se mover no interior de um cristal. O processo de dopagem, necessário para a obtenção de diodos, consiste na adição de átomos de impureza a uma base de material semicondutor. Assim, o que ocorre na prática é aumentar o número de elétrons livres ou lacunas no cristal. Quando elétrons livres são adicionados, a dopagem é dita do tipo n, e quando lacunas são inseridas, a dopagem é do tipo p (MALVINO; BATES, 2008).

A partir da junção de um material do tipo n com outro do tipo p se obtém os diodos semicondutores. Assim que esta junção é formada, ocorre uma combinação espontânea entre os portadores da região mais

próxima da junção, formando-se a região chamada de zona de depleção. Com a adição de terminais elétricos nas extremidades do cristal, é possível imaginar três condições para o diodo: sem polarização, polarizado direta ou indiretamente. E é sob a condição de polarização direta que a emissão de luz é possível a partir de um diodo (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2013).

3.5. Fototerapia

O uso da luz para a obtenção de efeitos terapêuticos é um dos métodos mais antigos de tratamento conhecido pelo ser humano (KARU, 1987; KARU, 1989). Desta forma, é essencial que os mecanismos biológicos envolvidos em cada aplicação de interesse sejam discutidos.

Uma aplicação de grande interesse para a luz em baixa intensidade – menor que $1\text{W}/\text{cm}^2$, sem promover alteração térmica nos tecidos – é a melhoria no processo de cicatrização, tanto de tecidos moles quanto duros (ANNEROTH *et al.*, 1998). Ainda, é possível obter efeitos benéficos na reparação tecidual, modulação de processos inflamatórios e em analgesia (REDDY, 2004). Estudos demonstram que a terapia com luz em baixa intensidade é capaz de desencadear processos bioquímicos no interior das células, levando a um aumento na capacidade de proliferação e migração celular e, ainda, intensifica a síntese de bioprodutos importantes em processos reparatórios, além de estimular o metabolismo celular (ZUNGU *et al.*, 2009).

O mecanismo para este tipo de efeitos celulares pode ser entendido da seguinte forma: um comprimento de onda específico de luz é absorvido por uma molécula fotoceptora, a qual é promovida para estados eletronicamente excitados e, posteriormente, causando efeitos biológicos mensuráveis ao nível celular (VO-DIHN, 2003).

Acredita-se que, em células de mamíferos, o fotoceptor primário para certos comprimentos de onda no vermelho e no infravermelho próximo seja uma forma do complexo proteico transmembranar *citocromo c oxidase*, encontrado na cadeia respiratória de mitocôndrias (KARU & AFANASYEVA, 1995). Após as reações primárias ocorrerem

na mitocôndria, uma cascata de reações secundárias passa a ocorrer no citoplasma, membrana e núcleo da célula (KARU, 1988).

Sob condições fisiológicas, a atividade da citocromo c oxidase pode ser regulada também pela presença de óxido nítrico (NO), através da inibição reversível da respiração mitocondrial (BROWN, 1999), e que a ativação do fluxo de elétrons da citocromo c oxidase alcançada com a irradiação de luz seria capaz de reverter a inibição parcial do centro catalítico causado pelo NO e, desta forma, aumentar a capacidade de respiração mitocondrial (KARU, 2000). Ainda, sob condições patológicas a concentração de NO é aumentada – principalmente devido a presença de macrófagos, os quais produzem NO – aumenta-se a probabilidade de que a respiração de várias células sejam comprometidas (HOTHERSAL *et al.*, 1997), desta forma a ativação da cadeia respiratória causada pela absorção de fótons de luz pode gerar os efeitos benéficos observados na fototerapia em baixa intensidade.

Outra aplicação de interesse para o presente trabalho é a inativação de bactérias através da fototerapia de baixa intensidade, especificamente com luz azul. Este tipo de terapia não faz uso de fotossensibilizadores exógenos, como na terapia fotodinâmica (PDT).

O seu mecanismo de ação, apesar de não estar completamente compreendido, pode ser descrito como similar à PDT, com a diferença de que os fótons são absorvidos por porfirinas intracelulares endógenas ao invés dos fotossensibilizadores. Após a absorção dos fótons pelas porfirinas endógenas, estas passam a um estado excitado e permitem, através da transferência de energia (presença de cruzamento intersistema), a produção de espécies reativas de oxigênio (ROS) altamente citotóxicas – principalmente o oxigênio singlete (1O_2) (ASHKENAZI *et al.*, 2003; HAMBLIN *et al.*, 2005; MACLEAN *et al.*, 2008).

4. METODOLOGIA

4.1. Espectro de emissão dos LEDs

Logo após a compra dos LEDs de 5 mm de alto brilho que seriam utilizados na construção do dispositivo, foi realizado o levantamento do espectro de emissão dos mesmos. Foram selecionados aleatoriamente 10 (dez) LEDs vermelhos L-513HURC e 10 (dez) LEDs azuis L-513LBC (Paralight, Taiwan), cujas especificações declaradas no *datasheet* são, respectivamente:

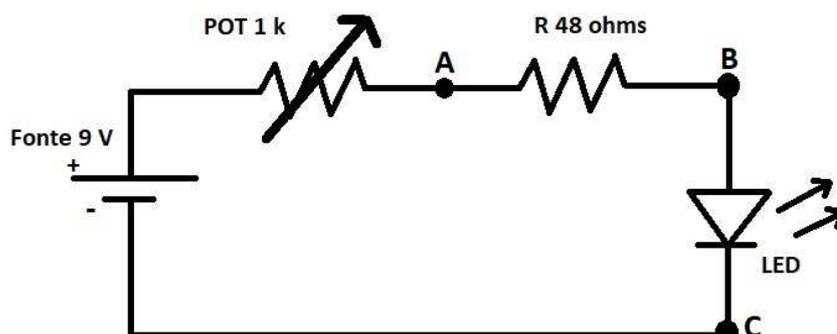
- Comprimento de onda: 628 nm e 470 nm;
- Material: GaAlInP e GaInN;
- Tensão máx: 2,5 V e 4,0 V;
- Corrente máx: 20 mA;
- Temperatura operacional: -40° C a 85° C.

O espectro de cada LED foi obtido com auxílio do espectrômetro USB-650 Red Tide Spectrometer (Ocean Optics, EUA), e os dados foram colhidos através do *software* SpectraSuite integrado ao equipamento. Os dados colhidos foram tratados com o *software* livre Octave. Então, foi realizada a normalização das intensidades e, na sequência, o espectro médio para os 10 (dez) LEDs de cada cor foi obtido. Por fim, foi possível constatar em qual comprimento de onda estava o pico máximo de emissão de cada uma das cores.

4.2. Potência luminosa dos LEDs

O passo seguinte foi o levantamento da curva de potência luminosa em função da corrente elétrica utilizada nos LEDs. Para tal, foi montado o circuito apresentado na Figura 2.

Figura 2 – Circuito de testes de potência luminosa



Fonte: acervo pessoal.

Foram selecionados aleatoriamente 5 (cinco) LEDs de cada cor e, com auxílio do medidor de potência FieldMax II Top (Coherent, EUA), do multímetro digital HM-2090 (Hikari, Brasil) e do osciloscópio 2190D (B&K Precision, EUA) foi possível se realizar o levantamento da curva de potência luminosa em função da corrente elétrica (em que a corrente elétrica é a média entre as correntes medidas para a mesma potência em cada um dos 5 LEDs de mesma cor).

O esquema foi montado de tal forma que o LED fosse colocado a uma distância de 1 mm do sensor, de forma que o feixe de luz preencha toda a área do sensor. Ainda, com o osciloscópio se media a tensão elétrica entre os pontos B e C do circuito da Figura 2 e, com o multímetro, se media a tensão elétrica entre os pontos A e C. Através do ajuste do potenciômetro era possível se variar a potência luminosa emitida pelo LED até o valor desejado e, então, através das leituras do multímetro e do osciloscópio calcular a corrente elétrica associada àquela potência indicada no medidor de potência.

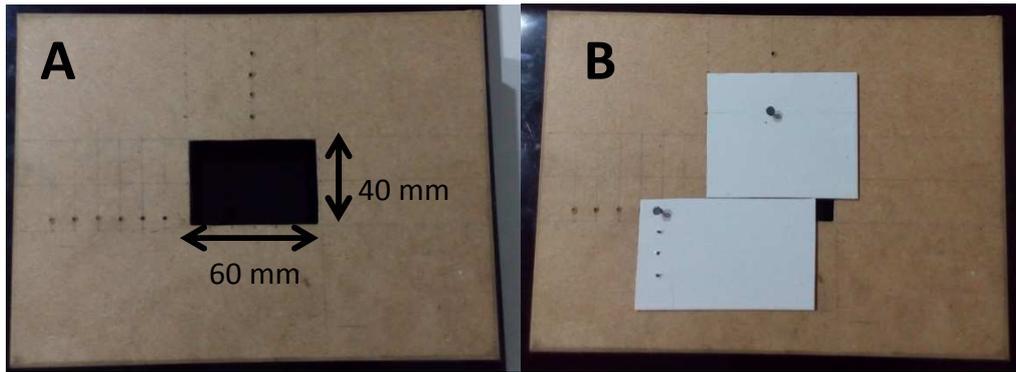
4.3. Protótipo

O protótipo foi dividido em algumas partes, sendo elas: estrutura, alimentação, controle e os LEDs.

4.3.1. Estrutura

A estrutura é a parte responsável por conter todo o sistema de controle, os LEDs e também controlar a área que será submetida à irradiação da luz, que é essencial para o controle da densidade de energia entregue (dose). Para esta parte, foi utilizada uma caixa de MDF (*Medium Density Fiberboard*), dois retângulos de papelão duro e duas tarraxas. A Figura 3 mostra a estrutura em duas configurações: (A) configuração para o tratamento em uma área de 24 cm² (área máxima do protótipo); (B) configuração para o tratamento de uma área de 1 cm² (área mínima do protótipo).

Figura 3 – Estrutura do protótipo. (A) área máxima de tratamento do protótipo; (B) área mínima de tratamento do protótipo.



Fonte: acervo pessoal.

Os materiais utilizados na construção do protótipo são de fácil acesso e baixo custo, e as dimensões foram escolhidas aleatoriamente, apenas para demonstrar o conceito.

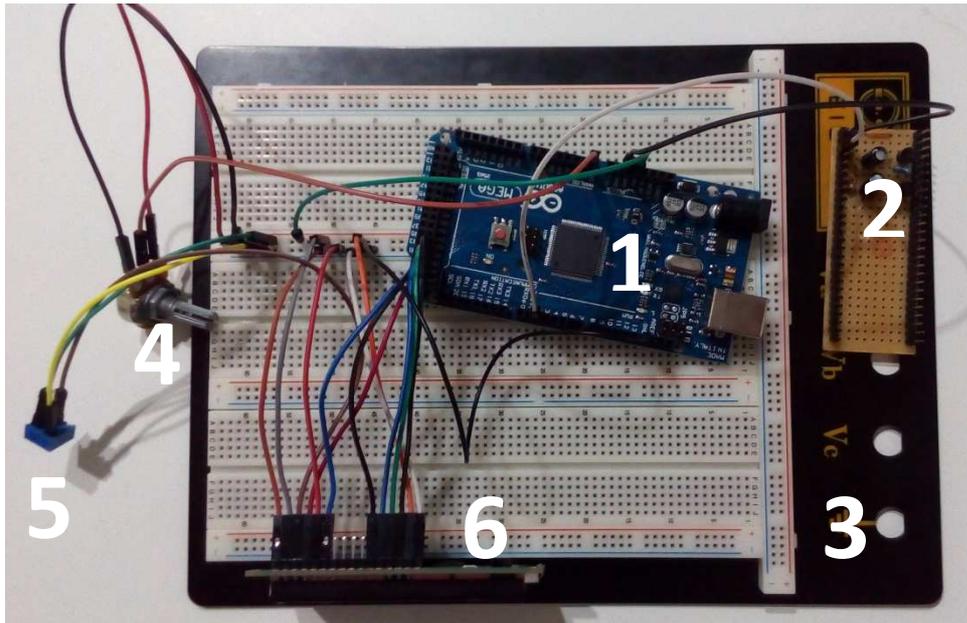
4.3.2. Alimentação

Para alimentar o dispositivo, foi utilizada uma fonte FS 0830 (DS Plus, Brasil) que recebe a tensão da tomada em 110/220 V e fornece até 9 V com uma corrente máxima de saída de 3 A.

4.3.3. Controle

O controle da corrente elétrica que alimenta os LEDs e, portanto, regula a potência luminosa emitida por eles foi feito com auxílio de um microprocessador Arduino MEGA 2560, uma protoboard, um display LCD 16x2, um transistor PN2222A, um capacitor de 1 μ F, um potenciômetro de 1 k Ω , um potenciômetro de 2 k Ω , um resistor de 7,5 Ω , um resistor de 4,7 k Ω , uma placa perfurada de 28 mm x 70 mm, conectores do tipo macho, diversos cabos, estanho e ferro de solda. A Figura 4 mostra os componentes do protótipo responsáveis pelo controle.

Figura 4 – Componentes do controle do protótipo



Fonte: acervo pessoal.

Na Figura 4, é possível observar o microprocessador Arduino MEGA 2560 (1); a placa (2) contendo o filtro composto pelo capacitor e pelo resistor de 4,7 k Ω utilizado para suavizar o sinal PWM (*Pulse Width Modulation*) que vem do Arduino, o transistor e o resistor de 7,5 Ω que fazem a amplificação da corrente que seguirá para os LEDs; a protoboard (3); o potenciômetro de 1 k Ω (4) utilizado para controlar o brilho dos LEDs; o potenciômetro de 2 k Ω (5) utilizado para controlar o brilho da tela do display de LCD (6), onde aparece o nível de brilho dos LEDs.

4.3.4. LEDs

Para a construção da iluminação do protótipo, foram utilizados 12 (doze) LEDs azuis, uma placa perfurada de 100 mm x 100 mm, estanho e ferro de solda. A Figura 5 apresenta a placa com os LEDs soldados de forma a estabelecer uma linha de LEDs.

Figura 5 – Placa com 12 LEDs soldados



Fonte: acervo pessoal.

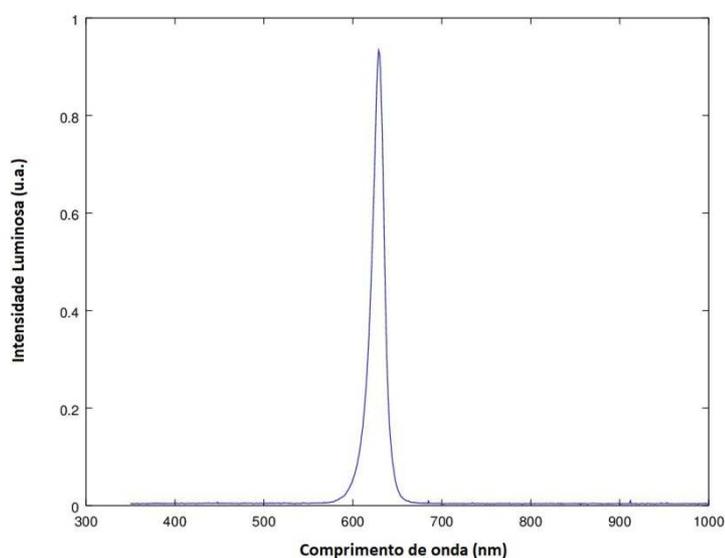
Os doze LEDs foram soldados em paralelo, formando uma linha, a fim de proporcionar os testes de controle de brilho dos mesmos.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1. Espectro de emissão dos LEDs

O espectro médio gerado para os 10 (dez) LEDs vermelhos é apresentado na Figura 3 a seguir.

Figura 6 – Espectro médio de emissão dos LEDs vermelhos



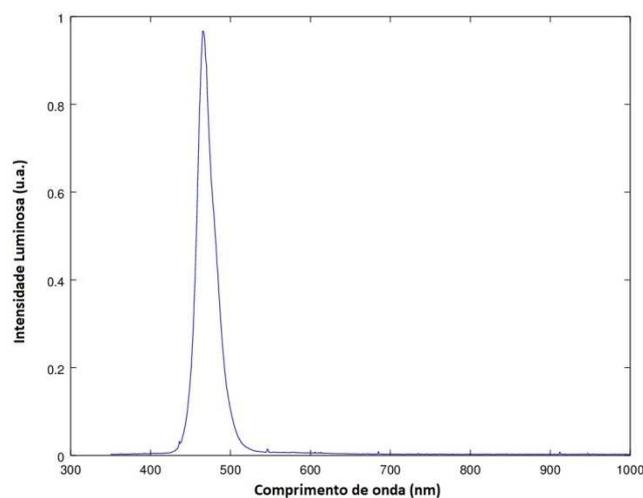
Fonte: acervo pessoal.

O pico de emissão do espectro médio ficou em 629 nm, bem próximo ao especificado no *datasheet* e ao comprimento de onda de 632,8 nm utilizado em estudos para tratamento de feridas em animais que obtiveram excelentes efeitos (HEGDE *et al.*, 2011; SILVEIRA *et al.*, 2011). Ainda, um estudo realizado para tratamento em úlceras de pé diabético utilizando LEDs no comprimento de onda de 635 nm, concluiu que este comprimento de onda pode acelerar significativamente a cicatrização das feridas (NUNES *et al.*, 2016). Entretanto, outros estudos para tratamento de feridas e úlceras em animais através da fototerapia que também obtiveram efeitos excelentes utilizam comprimentos de onda maiores, como 660 nm (DE MELO RAMBO *et al.*, 2014; MEIRELES *et al.*, 2008) e 685 nm (TARADAJ *et al.*, 2013). Mathur *et al.*,

(MATHUR *et al.*, 2017) em um estudo clínico, obteve a redução significativa na área de úlceras de pé diabético com emprego de luz no comprimento de onda de 660 nm. Sendo assim, seria de interesse clínico utilizar também, na construção do dispositivo sugerido no presente trabalho, LEDs que emitam nestas faixas de comprimento de onda.

A Figura 4 apresenta do espectro médio de emissão dos 10 (dez) LEDs azuis.

Figura 7 - Espectro médio de emissão dos LEDs azuis



Fonte: acervo pessoal.

Para os LEDs azuis, o pico do espectro médio ficou em 466 nm, também próximo ao declarado no *datasheet*. Estudos *in vitro* utilizando luz no comprimento de onda de 470 nm obtiveram reduções significativas nas unidades formadoras de colônias (UFCs) de bactérias – especificamente *P. aeruginosa* e *S. aureus* (ENWEMEKA *et al.*, 2009; GUFFEY & WILBORN, 2006).

Entretanto, estudos clínicos que verificaram a eficácia da fototerapia com luz azul no tratamento de acne facial (condição causada pela presença de *P. acnes*) utilizam comprimentos de onda menores, de 405 a 420 nm (AMMAD *et al.*, 2008; GOLD *et al.*, 2009; KAWADA *et al.*, 2002; MORTON *et al.*, 2005; NOBORIO *et al.*, 2007; OMI *et al.*, 2004; WHEELAND & DHAWAN, 2011). Sendo assim, realizar a construção do dispositivo apresentado no presente trabalho também com LEDs que emitam nestas faixas de comprimento de onda são de interesse clínico.

5.2. Potência luminosa dos LEDs

A potência luminosa dos LEDs vermelhos em função da corrente elétrica é apresentada na Tabela 1.

Tabela 1 – Potência luminosa dos LEDs vermelhos em função da corrente elétrica

Potência Luminosa (mW)	Corrente elétrica (mA)
1,5	6,26
2	8,02
3	12,54
4	16,20
5	19,94
6	24,56
7	28,79
8	33,70
9	38,49
10	44,48

Fonte: acervo pessoal.

Considerando que no dispositivo, os LEDs estarão exatamente um ao lado do outro, haverá 4 LEDs por cm^2 , é possível obter irradiâncias (densidade de potência) que vão de 6 mW/cm^2 , para uma corrente de 6,26 mA por LED, até 40 mW/cm^2 , com uma corrente de 44,48 mA por LED. Estas irradiâncias não serão uniformes devido às pequenas variações individuais dos LEDs, bem como devido a alguma sobreposição de luz.

Estudos para tratamentos de feridas com fototerapia com luz vermelha utilizam diversas irradiâncias. Testes em animais utilizando densidades de potência de $1,07 \text{ mW/cm}^2$ (DE MELO RAMBO *et al.*, 2014) e $4,02 \text{ mW/cm}^2$ (HEGDE *et al.*, 2011), mostraram ser efetivos no auxílio da cicatrização. As doses (densidade de energia) utilizadas nestes trabalhos variam de 1 J/cm^2 até 72 J/cm^2 . Para atingir estas

doses com o presente dispositivo basta calcular o tempo de irradiação necessário a partir da Equação 1.

$$T = \frac{D}{I} \quad (\text{Eq.1})$$

Em que T representa o tempo de tratamento em segundos, D é a dose (densidade de energia) dada em J/cm² e I é a irradiância (densidade de potência) em W/cm². Desta forma, considerando-se a maior irradiância fornecida pelo presente dispositivo, seriam necessários 25 s para atingir a densidade de energia de 1 J/cm² e 1800 s (30 minutos) para atingir a densidade de energia de 72 J/cm².

Entretanto, o estudo de Mathur *et al.*, (MATHUR *et al.*, 2016), realizou a fototerapia com laser no comprimento de 660 nm para o tratamento de úlceras de pé diabético utiliza a irradiância de ~50 mW/cm² e uma densidade de energia de 3 J/cm² e obteve excelentes efeitos na cicatrização das úlceras. Esta irradiância não seria alcançada com o presente dispositivo, porém para a entrega desta mesma densidade de energia com a irradiância máxima fornecida (40 mW/cm²), seriam necessários 75 s de tratamento.

Para os LEDs azuis, os resultados estão apresentados na Tabela 2 a seguir.

Tabela 2 – Potência luminosa dos LEDs azuis em função da corrente elétrica

Potência Luminosa (mW)	Corrente elétrica (mA)
3	5,03
4	7,33
5	9,34
6	11,97
7	14,71
8	17,68
9	20,85

10	24,47
11	28,29
12	32,58
13	37,29
14	43,13
15	49,12

Fonte: acervo pessoal.

Para os LEDs azuis, é possível obter irradiâncias que vão de 12 mW/cm², para uma corrente de 5,03 mA por LED, até 60 mW/cm², com uma corrente de 49,12 mA por LED. Assim como foi dito para os LEDs vermelhos, estas irradiâncias não serão uniformes devido às pequenas variações individuais dos LEDs (luminosidade x corrente), bem como devido à sobreposição de luz. Para minimizar estes efeitos, é necessário que sejam estudadas outras configurações para o posicionamento dos LEDs ou verificar se há a possibilidade de utilizar um material difusor para melhorar a distribuição da luz.

As irradiâncias de fototerapia com luz azul utilizadas em estudos *in vitro* para a inativação de bactérias variam entre 50 mW/cm², com uma dose de 15 J/cm² (FUKUI *et al.*, 2008) e 1300 mW/cm² com a dose de 62 J/cm² (FEUERSTEIN *et al.*, 2004). Ainda, Enwemeka *et al.*, (ENWEMEKA *et al.*, 2009), utilizou a irradiância de 30 mW/cm² com comprimento de onda de 470 nm, e observou que com a dose de 55 J/cm² praticamente todas as bactérias das culturas foram mortas. Com o presente dispositivo seriam necessários ~917 s (15 minutos) de tratamento para atingir esta mesma dose de 55 J/cm² com a mesma irradiância declarada no estudo citado (30 mW/cm²).

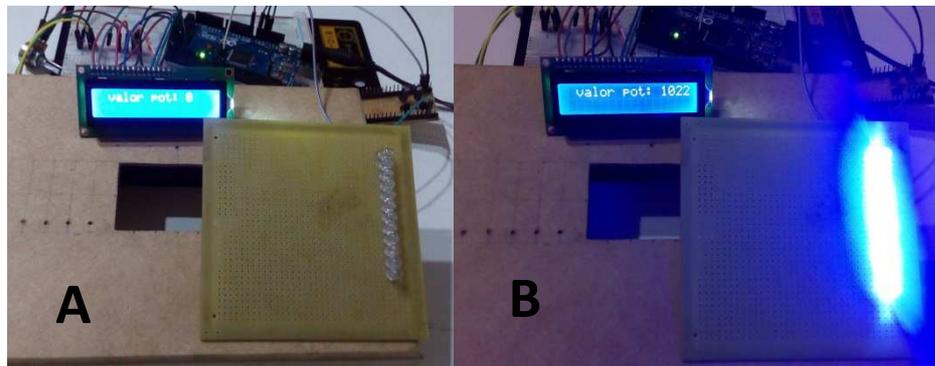
Utilizar uma corrente maior que a estipulada no *datasheet* pode causar o aquecimento excessivo dos LEDs e, assim, diminuir a vida útil deles. Sendo assim, seria necessário verificar quais as temperaturas atingidas quando utilizadas essas correntes máximas de 44,48 mA para os vermelhos e 49,12 mA para os azuis por determinado período de tempo, assim seria possível avaliar a viabilidade de utilizar essas potências – 10 mW para LEDs vermelhos e 15 mW para LEDs azuis,

proporcionando irradiâncias de até 40 mW/cm² e 60 mW/cm², respectivamente.

5.3. Montagem do protótipo

Após a construção de todos os componentes do protótipo, estes foram unidos e o funcionamento foi testado. O controle do brilho dos LEDs foi um sucesso, aparecendo na tela do display um valor para cada intensidade de brilho ajustada através do potenciômetro, conforme mostrado na Figura 8 a seguir.

Figura 8 – Funcionamento dos LEDs e indicação no display. (A) LEDs apagados e indicação de POT: 0 no display; (B) LEDs acesos na máxima luminosidade e indicação de POT: 1022.



Fonte: acervo pessoal.

É possível observar que, conforme se gira o potenciômetro de 1 k Ω , ocorre o aumento do valor indicado no display e também o aumento da luminosidade dos LEDs. Ainda é necessário realizar a calibração do dispositivo, de forma que se correlacione a corrente que passa pelos LEDs (e desta forma, a potência emitida) com o valor que aparece na tela. Só então seria possível fazer a curva de calibração e alterar o valor que aparece na tela para a unidade desejada (pode ser a potência individual dos LEDs em mW ou mesmo a irradiância em mW/cm²). A programação utilizada no Arduino para controlar o dispositivo é apresentada no Apêndice.

Por fim, para que o dispositivo esteja completo, seria necessário soldar os demais LEDs azuis na placa, confeccionar outra placa com os

LEDs vermelhos, fixar todos os componentes no interior da estrutura e realizar a calibração para cada uma das cores.

6. CONCLUSÃO

É possível construir um dispositivo de baixo custo – visto que o componente mais caro é o Arduino que pode ser encontrado em lojas virtuais por um preço de R\$ 75,00 – para a realização de fototerapia em úlcera de pé diabético, que permita o controle da área a ser tratada, da densidade de potência utilizada e da densidade de energia entregue. O baixo custo é extremamente importante, visto que este dispositivo seria utilizado em estudos clínicos que, geralmente, dispõem de poucos recursos financeiros.

Ainda são necessárias outras etapas para que este dispositivo possa ser utilizado em estudos clínicos, como a calibração das potências emitidas, a verificação da viabilidade de se utilizar correntes maiores que a estipulada pelos fabricantes dos LEDs, a possibilidade de utilizar LEDs que emitam outros comprimentos de onda, verificar a resistência mecânica da estrutura (pensar em outras matérias), formas de limpeza e esterilização da mesma e, por fim, verificar as dimensões que o dispositivo real deveria possuir para atender às necessidades.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMMAD, S., GONZALES, M., EDWARDS, C., FINLAY, A. Y., MILLS, C. An assessment of the efficacy of blue light phototherapy in the treatment of acne vulgaris. *J Cosmet Dermatol.* 2008; 7:180–188.

ANNEROTH, G., RYDEN, H., ZETTERQVIST, L. The effect of low energy infra-red laser irradiation on wound healing in rats. *Brit J Oral Maxfac Surg.* 1998; 26:12–7.

ASHKENAZI. H., MALIK, Z., HARTH, Y., NITZAN, Y. Eradication of Propionibacterium acnes by its endogenous porphyrins after illumination with high intensity blue light. *FEMS Immunol Med Microbiol.* 2003; 35:17–24.

BAKRI, F. G., ALLAN, A. H., KHADER, Y. S., YOUNES, N. A., AJLOUNI, K. M. Prevalence of diabetic foot ulcer and its associated risk factors among diabetic patients in Jordan. *J Med J.* 2012; 46:118-125.

BROWN, G. C. Nitric oxide and mitochondrial respiration. *Biochem Biophys Acta.* 1411, 351, 1999.

CENTRE FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION. National diabetes fact sheet: general information and national estimates on diabetes in the United States, 2002. US Dept of Health and Human Services, Atlanta. 2002.

DE LUCCA, A. J., CARTER-WIENTJES, C., WILLIAMS, K. A., BHATNAGAR, D. Blue light (470 nm) effectively inhibits bacterial and fungal growth. *Letters in Applied Microbiology.* 2012; 55:460-66.

DE MELO RAMBO, C. S., SILVA, J. A. JR., SERRA, A. J., LIGEIRO, A. P., VIEIRA, R. P., ALBERTINI, R., LEAL-JUNIOR, E. C., DE TARSO CAMILLO DE CARVALHO, P. Comparative analysis of low-level laser therapy (660 nm) on inflammatory biomarker expression during the skin wound-repair process in young and aged rats. *Lasers Med Sci.* 2014; 29:1723–1733.

DYSON, M. Adjuvant therapies; ultrasound, laser therapy, electrical stimulation, hyperbaric oxygen and VAC-therapy. In: MATHUR, R. K., SAHU, K., SARAF, S., PATHEJA, P., KHAN, F., GUPTA, P. K. Low-level laser therapy as an adjunct to conventional therapy in the treatment of diabetic foot ulcers. *Lasers Med Sci.* 2017; 32:275-282.

EISBERG, R., RESNICK, R. Física Quântica: Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas. Editora Campus. 1979.

ENWEMEKA, C. S., WILLIAMS, D., ENWEMEKA, S. K., HOLLOSI, S., YENS, D. Blue 470-nm light kills methicillin-resistant Staphylococcus aureus (MRSA) in vitro. *Photomed Laser Surg.* 2009; 27:221-226.

FARD, A.S., ESMAELZADEH, M., LARIJANI, B. Assesment and treatment of diabetic foot ulcer. *Int J Clin Pract.* 2007; 61:1931-1938.

FEUERSTEIN, O., PERSMAN, N., WEISS, E. I. Phototoxic effect of visible light on *Porphyromonas gingivalis* and *Fusobacterium nucleatum*: an in vitro study. *Photochem Photobiol.* 2004; 80:412–415.

FUKUI, M., YOSHIOKA, M., SATOMURA, K., NAKANISHI, H., NAGAYAMA, M. Specific-wavelength visible light irradiation inhibits bacterial growth of *Porphyromonas gingivalis*. *J Periodontal Res.* 2008; 43:174–178.

GOLD, M. H., ANDRIESSEN, A., BIRON, J., ANDRIESSEN, H. Clinical Efficacy of Self-applied Blue Light Therapy for Mild-to-Moderate Facial Acne. *J Clin Aesthet Dermatol.* 2009; 2:44–50.

GUFFEY, J. S., WILBORN, J. In vitro bactericidal effects of 405-nm and 470-nm blue light. *Photomed Laser Surg.* 2006; 24:684–688.

HALL, J. E. *Tratado de Fisiologia Médica.* 12ed. Editora Elsevier. 2011.

HAMBLIN, M. R., VIVEIROS, J., YANG, C., AHMADI, A., GANZ, R. A., TOLKOFF, M. J. *Helicobacter pylori* accumulates photoactive porphyrins and is killed by visible light. *Antimicrob Agents Chemother.* 2005; 49:2822–2827.

HEGDE, V. N., PRABHU, V., RAO, S. B., CHANDRA, S., KUMAR, P., SATYAMOORTHY, K., MAHATOK, K. Effect of laser dose and treatment schedule on excision wound healing in diabetic mice. *Photochem Photobiol.* 2011; 87:1433–1441.

HESS, C. T. *Tratamento de feridas e úlceras.* 4.ed. Rio de Janeiro: Reichemann & Affonso Editores. 2002; p.226.

HOTHERSALL, J. S., CUNHA, F. Q., NEILD, G. H., NOROHNA-DUTRA, A. Induction of nitric oxidesynthesis in J774 cell lowers intracellular glutathione: effect of oxide modulated glutathione redoxstatus on nitric oxide synthase induction. *Biochem J.* 1997; 322, 477.

IRAJ, B., KHORVASH, F., EBNESHAHIDI, A., ASKARI, G. Prevention of diabetic foot ulcer. *Int Prev Med.* 2013; 4:373-376.

KARU, T.I., AFANASYEVA, N. I. Cytochrome oxidase as primary photoacceptor for cultured cells in visible and near IR regions. *Dokl. Akad. Nauk (Moscow).* 1995; 342, p.693.

KARU, T. I., Mechanisms of low-power laser light action on cellular level. In: *Lasers in Medicine and Dentistry.* SIMUNOVIC, Z., Ed., Vitgraf, Rijeka (Croácia). 2000; p.97.

KARU, T. I. Molecular mechanism of the therapeutic effect of low-intensity laser radiation, *Lasers Life Sci.* 1988; 2, p.53.

KARU, T. I., Photobiological fundamentals of low-power laser therapy. *IEEE J. Quantum Electron.* 1987;QE-23, p.1703.

KARU, T. I., *Photobiology of Low-Power Laser Therapy.* Harwood Academic, London, 1989.

KAWADA, A., ARAGANE, Y., KAMEYAMA, H., SANGEN, Y., TEZUKA, T. Acne phototherapy with a high-intensity, enhanced, narrow-band, blue light source: an open study and in vitro investigation. *J Dermatol Sci.* 2002;30:129–135.

KOUTNÁ, M., JANISCH, R., VESELSKA, R. Effects of low-power irradiation on cell proliferation. *Scripta Medica (BRNO).* 2003; 76: 163-72.

LEITE, D. P. V., PAOLILLO, F. R., PARMESANO, T. N., FONTANA, C. R., BAGNATO, V. S. Effects of Photodynamic Therapy with Blue Light and Curcumin as Mouth Rinse for Oral Disinfection: A Randomized Controlled Trial. *Photomedicine and Laser Surgery.* 2014; 32 (11): 627-32.

LEONE, S., PASCALE, R., VITALE, M., ESPOSITO, S. Epidemiology of diabetic foot. *Infez Med.* 2012; 20(Suppl 1): 8-13.

MACLEAN, M., MACGREGOR, S. J., ANDERSON, J. G., WOOLSEY, G. High-intensity narrow-spectrum light inactivation and wavelength sensitivity of *Staphylococcus aureus*. *FEMS Microbiol Lett.* 2008; 285:227–232.

MASSON-MEYERS, D. S., BUMAH, V. V., BIENER, G., RAICU, V., ENWEMEKA, C. S. The relative antimicrobial effect of blue 405 nm LED and blue 405 nm laser on methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* in vitro. *Lasers Med Sci.* 2015; 30: 2265-71.

MATHUR, R. K., SAHU, K., SARAF, S., PATHEJA, P., KHAN, F., GUPTA, P. K. Low-level laser therapy as an adjunct to conventional therapy in the treatment of diabetic foot ulcers. *Lasers Med Sci.* 2017; 32:275-282.

MEIRELES, G. C., SANTOS, J. N., CHAGAS, P. O., MOURA, A. P., PINHEIRO, A. L. Effectiveness of laser photobiomodulation at 660 or 780 nanometers on the repair of third-degree burns in diabetic rats. *Photomed Laser Surg.* 2008; 26:47–54.

MILLINGTON, J. T., NORRIS, T. W. Effective treatment strategies for diabetic foot wounds. *J Fam Pract.* 2000; 49:S40-S48.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, Pesquisa Nacional de Saúde. Disponível em <http://www.brasil.gov.br/saude/2015/07/diabetes-atinge-9-milhoes-de-brasileiros>, acesso em 26 de novembro de 2016.

MORTON, C. A., SCHOLEFIELD, R. D., WHITEHURST, C., BIRCH, J. An open study to determine the efficacy of blue light in the treatment of mild to moderate acne. *J Dermatolog Treat.* 2005; 16:219–223.

NATHER, A., BEE, C. S., HUAK, C. Y., CHEW, J. L., LIN, C. B., NEO, S., SIM, E. Y. Epidemiology of diabetic foot problems and predictive factors for limb loss. *J Diabetes Complicat.* 2008; 22: 77-82.

NIEMZ, M. H. *Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications.* 3ed. Springer. 2007.

NOBORIO, R., NISHIDA, E., KUROKAWA, M., MORITA, A. A new targeted blue light phototherapy for the treatment of acne. *Photodermatol Photoimmunol Photomed.* 2007; 23:32–34.

NUNES, G. A. M. A., REIS, M. C., ROSA, M. F. F., PEIXOTO, L. R. T., ROCHA, A. F., ROSA, S. S. R. F. A system for treatment of diabetic foot ulcers using led irradiation and natural latex. *Res. Biomed. Eng.* 2016; 32 (1):3-13.

OMI, T., BJERRING, P., SATO, S., KAWANA, S., HANKINS, R. W., HONDA, M. 420 nm intense continuous light therapy for acne. *J Cosmet Laser Ther.* 2004; 6:156–162.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE, *Global report on diabetes.* Disponível em http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/204871/1/9789241565257_eng.pdf, acesso em 26 de novembro de 2016.

PEDROSA, H. C., TAVARES, F. S. As vias para a ulceração. In: PEDROSA, H. C., VILAR, L., BOULTON, A. J. M. *Neuropatias e pé diabético.* São Paulo: A C Farmacêutica. 2014;Cap.10, p.142-57.

REDDY, G. K. Photobiological basis and clinical role of low intensity lasers in biology and medicine. *J Clin Laser Med Surg.* 2004; 22(2):141-50.

RICHARD, J. L., SCHULDINER, S. Epidemiology of diabetic foot problems. *Rev Med Interne.* 2008; 29 (Suppl 2):S222-S230.

RINALDI, F., ALBERETTO, M., PONTIROLI, A. The diabetic foot. General considerations and proposal of a new therapeutic and preventive approach. *Diabetes Res Clin Pract.* 1993; 21:43-49.

SILVEIRA, P. C., SILVA, L. A., FREITAS, T. P., LATINI, A., PINHO, R. A. Effects of low-power laser irradiation (LPLI) at different wavelengths and doses on oxidative stress and fibrogenesis parameters in an animal model of wound healing. *Lasers Med Sci.* 2011; 26:125–131.

SNYDER, R. J., HANFT, J. R. Diabetic foot ulcers – effects on QOL, costs, and mortality and the role of standard wound care and advanced-care therapies. *Ostomy Wound Manage.* 2009; 55:28-38.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, Diabetes na prática clínica. Disponível em <http://www.diabetes.org.br/ebook/component/k2/item/73-capitulo-1-aspectos-epidemiologicos-do-diabetes-mellitus-e-seu-impacto-no-individuo-e-na-sociedade>, acesso em 26 de novembro de 2016.

STEED, D. L. The role of growth factors in wound healing. *Surg Clin N Am.* 1997; 77:575-586.

TARADAJ, J., HALSKI, T., KUCHARZEWSKI, M., URBANEK, T., HALSKA, U., KUCIO, C. Effect of laser irradiation at different wavelengths (940, 808, and 658 nm) on pressure ulcer healing: results from a clinical study. *Evid Based Complement Alternat Med.* 2013:960240.

VO-DIHN, T. *Biomedical Photonics Handbook*. 1ed. CRC Press. 2003.

WHEELAND, R. G., DHAWAN, S. Evaluation of self-treatment of mild-to-moderate facial acne with a blue light treatment system. *J Drugs Dermatol.* 2011; 10:596–602.

8. APÊNDICE

O código de programação utilizado para controlar o Arduino é:

```
//Carrega a biblioteca LiquidCrystal

#include <LiquidCrystal.h>

//Define os pinos que serão utilizados para ligação ao display

LiquidCrystal lcd(22, 24, 26, 28, 30, 32);

// These constants won't change. They're used to give names

// to the pins used:

const int analogInPin = A0; // Analog input pin that the potentiometer is
attached to

const int analogOutPin = 2; // Analog output pin that the LED is attached
to

int sensorValue = 0; // value read from the pot

int outputValue = 0; // value output to the PWM (analog out)

void setup() {

// initialize serial communications at 9600 bps:

Serial.begin(9600);

//Define o número de colunas e linhas do LCD

lcd.begin(16, 2);

//Limpa a tela

lcd.clear();

//Posiciona o cursor na coluna 3, linha 0;

lcd.setCursor(3, 0);
```

```

//Envia o texto entre aspas para o LCD

lcd.print("UFABC");

lcd.setCursor(3, 1);

lcd.print("Gabriel");

delay(3000);

}

void loop() {

  char potVal[16];

  char outVal[16];

  // read the analog in value:

  sensorValue = analogRead(analogInPin);

  // map it to the range of the analog out:

  outputValue = map(sensorValue, 0, 1023, 0, 255);

  // change the analog out value:

  analogWrite(analogOutPin, outputValue);

  Serial.print("sensor = ");

  Serial.print(sensorValue);

  Serial.print("\t output = ");

  Serial.println(outputValue);

  lcd.clear();

  lcd.setCursor(1, 0);

  //Envia o texto entre aspas para o LCD

```

```
sprintf(potVal,"valor pot: %d",sensorValue);
```

```
lcd.print(potVal);
```

```
}
```