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

PROPOSTA E ANÁLISE DE UM CIRCUITO PARA NEOFORMAÇÃO TECIDUAL

Autor: Yasmin Carneiro Lobo Macedo
Orientador: Pra. Dra. Suélia Rodrigues Fleury Rosa
Coorientador: Prof. Dr. José Felicio da Silva

Brasília, DF
2015

Yasmin Carneiro Lobo Macedo

PROPOSTA E ANÁLISE DE UM CIRCUITO PARA NEOFORMAÇÃO TECIDUAL

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

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade UnB Gama - FGA

Orientador: Pra. Dra. Suélia Rodrigues Fleury Rosa

Coorientador: Prof. Dr. José Felicio da Silva

Brasília, DF

2015

Yasmin Carneiro Lobo Macedo
PROPOSTA E ANÁLISE DE UM CIRCUITO PARA NEOFORMAÇÃO TECIDUAL/ Yasmin Carneiro Lobo Macedo. – Brasília, DF, 2015-
45 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Pra. Dra. Suélia Rodrigues Fleury Rosa

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA , 2015.

1. Circuito Indutor. 2. Neoformação Tecidual. I. Pra. Dra. Suélia Rodrigues Fleury Rosa. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. PROPOSTA E ANÁLISE DE UM CIRCUITO PARA NEOFORMAÇÃO TECIDUAL

CDU 02:141:005.6

Yasmin Carneiro Lobo Macedo

PROPOSTA E ANÁLISE DE UM CIRCUITO PARA NEOFORMAÇÃO TECIDUAL

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

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 19 de junho de 2015:

Pra. Dra. Suélia Rodrigues Fleury Rosa
Orientador

Prof. Dr. José Felicio da Silva
Coorientador

Pra. Jaqueline Alves Ribeiro
Convidado 1

Eng. Gustavo Adolfo Marcelino de Almeida Nunes
Convidado 2

Enga. Kennya Resende Mendonça
Convidado 3

Brasília, DF
2015

Este trabalho é dedicado a todas as pessoas que de alguma forma,
buscam em suas pesquisas melhorar a qualidade de vida de outras pessoas.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus que me pôs nesta jornada e iluminou meu caminho para desenvolvê-la da melhor forma possível.

Meus sinceros agradecimentos a minha orientadora Professora Dra. Suélia de S. Rodrigues Fleury Rosa pelo apoio e incentivo para o desenvolvimento deste projeto.

Ao grupo de pesquisa do BioEngLab (Laboratório de Engenharia e Biomateriais), a todos os técnicos e professores que participaram de alguma forma deste projeto pela dedicação, profissionalismo, apoio e amizade.

Ao aluno excepcional e grande amigo Pedro Henrique Gonçalves Inazawa por todos os conhecimentos transmitidos, constante auxilio, amizade e humildade em colaborar com a realização deste trabalho.

A todos os amigos pelo enorme carinho e boas vibrações emitidas.

Um agradecimento especial aos meus pais Celso Loureiro Macedo e Jaqueline Carneiro Lobo Macedo e ao meu namorado Rafael Soares Padilha pelo carinho, paciência, incentivo e apoio incondicional, elementos que se fizeram essenciais para o meu desenvolvimento como profissional e pessoa.

"A persistência é o menor caminho do êxito."

(Charles Chaplin)

Resumo

A Diabetes Mellitus é uma doença crônica e se caracteriza por uma variedade de complicações, entre as quais se destaca o pé diabético, considerado um problema grave e com consequências muitas vezes devastadoras diante dos resultados das ulcerações. A formação de feridas que se infeccionam e de difícil cicatrização podem levar à gangrena e até à amputação de dedos, pés ou pernas. Este trabalho propõe o desenvolvimento e analise de um circuito indutor de neoformação de tecidos para o tratamento de feridas. Ele utiliza uma célula irradiadora com circuito de díodo emissor de luz, também conhecido pela sigla em inglês LED (Light Emitting Diode) com quatro cores possíveis de LED, além do estudo do látex natural, com foco em pacientes que têm úlceras provenientes de várias doenças, tais como diabetes. A pesquisa apresentada será o desenvolvimento do elemento ativo deste adesivo, que se baseia num circuito eletrônico que controla a incidência da luz emitida pelo circuito de neoformação de tecido, utilizando uma célula de irradiação de sinal com base no princípio da regeneração de tecidos com a utilização de luz dos LEDs. Por fim, serão feitos ensaios com látex e analise de sua aplicabilidade no sistema, além de estudos do circuito de neoformação como, analise de compatibilidade eletromagnética, emissão de luz e comprimento de onda.

Palavras-chaves: Bioengenharia. Látex. LEDs. Neoformação. Adesivo.

Abstract

Diabetes mellitus is a chronic disease characterized by a series of complications. One of them is diabetic foot stands, considered a serious problem that often presents devastating consequences in view of the results of the ulcerations. The formation of sores with difficult cicatrization that become infected may lead to gangrene and even amputation of toes, feet or legs. This article proposes the development and analysis of a prototype that induces neoformation of tissues for treatment of these types of wounds. It uses natural latex and a light emitting circuit with LEDs (Light Emitting Diode) of four different colors, focused on patients that have ulcers from various diseases, such as diabetes. The proposed research will develop the active component of a healing adhesive, an electronic circuit that controls the light incidence emitted by the LEDs. By the end, we will analyze the latex and the applicability of the system, as well as explore the circuit itself regarding to its characteristics like electromagnetic compatibility, light emission and wave length.

Key-words: Bioengineering. Latex. LEDs. Neoformation. Adhesive.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Espectro luminoso. Radiação visível em função da frequência, do comprimento de onde e da cor. (REIS, 2013) 19
Figura 2 – Circuito exemplo da associação de mais de uma pastilha emissora em um componente fazendo uso de três LEDs [Elaborado pelo Autor]. . . . 19
Figura 3 – Associação das Cores RGB em um mesmo invólucro 20
Figura 4 – a) Curva Característica do LED, Lâmpada e do Resistor; b)Curva Características de Condução de Deferentes Cores de LED. 20
Figura 5 – Processo de Confecção da Lâmina de látex; a) Material utilizado; b) Disposição de 6 ml de látex no molde; c) Acomodação do látex do molde; d) Perfuração das pequenas bolhas formadas no processo com auxilio da ponta da seringa; e) Molde pronto com látex; f) Adesivo de látex após vulcanização. 26
Figura 6 – Layout do Modulo de Controle da Placa de LEDs. 27
Figura 7 – Programador de PIC. 28
Figura 8 – Simulação da Placa de Controle em 3D. 29
Figura 9 – Layout do circuito de radiação de luz LED padrão com conector DB9 para placa de controle. 29
Figura 10 – Simulação da Placa de LEDs em 3D. 30
Figura 11 – Teste de confecção de microfuros na lâmina de látex. 31
Figura 12 – Teste de revestimento da lâmina de látex. 32
Figura 13 – Aparelho de espectroscopia com lâmina de látex de 5 cm de raio. . . . 33
Figura 14 – Gráfico de analise da absorção do comprimento de onda em duas amostras de látex. 33
Figura 15 – a) Verso da Placa de Controle feita em placa de Fenolito; b) Frente da Placa de Controle. 34
Figura 16 – a) b) Frente e Verso da Placa de Controle feita pela empresa Griffus; c)d) Frente da Placa de Radiação de Luz LED. 34
Figura 17 – a) Protótipo Inicial da Placa de Controle; b) Resultado Final da Placa de Controle. 35
Figura 18 – a)Caixas com circuito de controle e placa de irradiação de luz LED; b)Caixa de irradiação de luz LED amarela; b)Caixa de irradiação de luz LED amarela com lâmina de látex. 35
Figura 19 – a) Câmara Anecoica Modelo MY5310 Micronix; b) c) Circuito com placa emissora de luz LED verde deligada e ligada. 36

Figura 20 – a) Curva gerada pelo software da Câmara Anecoica para o circuito de neoformação com luz LED verde deligado; b) Curva gerada pelo software da Câmara Anecoica para o circuito de neoformação com luz LED verde ligado. 37
Figura 21 – Analisa da célula de LEDS que emitem luz na cor amarela com espectrofotômetro Thorlabs modelo CSS200. 38
Figura 22 – Célula de LEDs que emitem luz na cor amarela com o posicionamento da lâmina de látex por cima. 38
Figura 23 – Gráfico do comprimento de onda e da intensidade luminosa do arranjo de LEDs que emitem luz na cor amarela com e sem o posicionamento da lâmina de látex por cima. 39
Figura 24 – Gráfico do comprimento de onda e da intensidade luminosa do arranjo de LEDs que emitem luz na cor azul com e sem o posicionamento da lâmina de látex por cima. 40
Figura 25 – Gráfico do comprimento de onda e da intensidade luminosa do arranjo de LEDs que emitem luz na cor verde com e sem o posicionamento da lâmina de látex por cima. 41
Figura 26 – Gráfico do comprimento de onda e da intensidade luminosa do arranjo de LEDs que emitem luz na cor vermelha com e sem o posicionamento da lâmina de látex por cima. 41
Figura 27 – a)b)Gráfico do comprimento de onda e da intensidade luminosa dos arranjos de LEDs que emitem luz na cor azul, verde, amarelo e vermelho com e sem o posicionamento da lâmina de látex por cima. 42

Lista de tabelas

Tabela 1 – Valor da queda de tensão para seis diferentes cores de LED. 20
Tabela 2 – Tabela de resultados obtidos para quatro diferentes células de emissão de luz LED. 42

Lista de abreviaturas e siglas

LED	LED Light Emitting Diode
DM	Diabetes Mellitus
ND	Neuropatia diabética
CI	Circuito integrado
RGB	Red, green and blue

Lista de símbolos

V	Volts
A	Ampere
Hz	Hertz

Sumário

1 INTRODUÇÃO . . . 15
1.1 Biomaterial . . . 16
1.2 Os LEDs . . . 18
1.3 A Luz como Tratamento - Cromoterapia . . . 21

2 OBJETIVO . . . 24

3 MATERIAIS E MÉTODOS . . . 25
3.1 Curativo de Látex . . . 25
3.1.1 Processo de confecção das Lâminas . . . 25
3.2 Sistema Eletrônico de Regeneração Tecidual . . . 26
3.2.1 Processo de confecção – Modulo de Controle . . . 26
3.2.2 Processo de confecção – Modulo de Radiação de LEDS . . . 28

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO . . . 31
4.1 Curativo de Látex . . . 31
4.1.1 Ensaio - Microperfuração . . . 31
4.1.2 Ensaio - Revestimento . . . 31
4.1.3 Caracterização das lâminas de látex com Espectrofotômetro . . . 32
4.2 Sistema Eletrônico de Regeneração Tecidual . . . 33
4.2.1 Circuito eletrônico de Regeneração Tecidual . . . 33
4.2.2 Analise de compatibilidade eletromagnética . . . 35
4.2.3 Analise da Emissão de Luz . . . 37

5 CONCLUSÃO . . . 43

REFERÊNCIAS . . . 44

1 Introdução

O pé diabético é um estado fisiopatológico multifacetado, caracterizado por úlceras, infecção e/ou destruição de tecidos profundos que surgem nos pés do portador de Diabetes Mellitus (DM). Ocorrem como consequência da neuropatia, da doença vascular periférica ou de deformidades nos membros inferiores (DIABéTICO, 2001) (PEDROSA et al., 1998). O pé diabético representa uma das complicações mais devastadoras do DM, uma vez que pode levar a ulcerações que potencialmente evoluem para amputações maiores e menores.

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 interósseos (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).

A infecção pode ser classificada em sem risco (ou com risco leve) ou com risco de amputação do membro. A primeira apresenta as seguintes características: é superficial, sem toxicidade sistêmica e com baixo comprometimento vascular e tem como principais agentes etiológicos os estreptococos e estafilococos, e cocos gram-positivos anaeróbicos 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.

O processo cicatricial das feridas se dá em uma sucessão de fases que acontecem no leito da úlcera com o intuito de restaurar a integridade do tecido lesado. Estas fases são: hemostasia, inflamação, proliferação, epitelização e maturação da cicatriz (reparação). A presença de hiperglicemia ou de infecção sempre é desfavorável no processo cicatricial. Este pode evoluir de forma vagarosa ou incapaz de atingir a fase final de reparação (BAUM; ARPEY, 2005). Os fatores mais comuns que podem prejudicar este processo são a hipóxia da úlcera, a presença de infecções, o esfacelo e tecido necrótico, desnutrição, fatores ambientais, desordens metabólicas como DM e uso de medicamentos tais como corticosteroides (STADELMANN; DIGENIS; TOBIN, 1998).

Os autores Mandelbaum, Di Santis e Mandelbaum (MANDELBAUM; SANTIS; MANDELBAUM, 2003) destacam outros fatores, como a idade avançada, alterações cardiocirculatórias e de coagulação, aterosclerose, disfunção renal, uso de drogas sistêmicas como anticoagulantes, antiagregantes plaquetários, antineoplásicos e isotretinoína. Além

dos fármacos, a nicotina parece estar relacionada com prejuízos na cicatrização. Tem sido observado que o uso indiscriminado de agentes tópicos como a associação de antibióticos, corticoides e antifúngicos têm interferido negativamente na cicatrização. As úlceras ressecadas, ao contrário da crença popular, epitelizam mais lentamente.

No processo de cicatrização, após o quarto ou quinto dia da lesão inicial, observa-se o começo da contração do ferimento, associada 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). A formação da matriz extracelular e a angiogênese são percebidas clinicamente com o surgimento do tecido de granulação. A combinação entre formação de novo tecido e a contração dos tecidos vizinhos é essencial para a cicatrização da úlcera (HARDING; MORRIS; PATEL, 2002).

Após o fechamento da úlcera, ocorre a remodelagem e maturação da cicatriz formada. 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. A maturação é responsável pelo aumento da força de tensão (máximo de 80% da força da pele normal) e pela diminuição do tamanho da cicatriz (MANDELBAUM; SANTIS; MANDELBAUM, 2003).

O método de tratamento de úlceras utilizado neste trabalho mostra-se como uma abordagem diferente das já apresentadas na literatura e atualmente utilizadas em pacientes com tal moléstia. O processo cicatricial se dá através da utilização de um circuito indutor de neoformação tecidual, aplicando a radiação de luz do LED em conjunto com um adesivo de látex sobre o local ulcerado.

1.1 Biomaterial

A busca por novos materiais sintéticos para o tratamento de alterações teciduais incentiva o estudo de uma técnica apoiada no desenvolvimento tecnológico, ainda pouco explorado, a do biomaterial. Um biomaterial é qualquer substância sintética ou natural que pode ser utilizada como tratamento para substituir parte de um sistema vivo ou para funcionar em íntimo contato com um tecido vivo. Excluem-se aqui os fármacos ou combinações de substâncias (GUASTALDI, 2004)(PETREL, 2005). São projetados para reparar e/ou reconstituir partes ou funções de órgãos e tecidos podendo ou não servir como matriz, veículo, suporte ou estimulador da formação de novo tecido (DALLAN, 2005)(CUNHA, 2008).

Os biomateriais são classificados de acordo com sua natureza química, dividindo-se em biomateriais naturais que se subdividem homólogos (quando originados do próprio indivíduo, por exemplo, as pontes de safena), autólogos (quando originados de outras

pessoas) e heterólogos (quando originados de animais e aproveitados em implantes ou cirurgias) ou biomateriais sintéticos que incluem implantes cirúrgicos, e que se dividem em metálicos (ferrosos e não ferrosos), cerâmicos, polímeros e compósitos, e que venham a substituir parcial ou integralmente a função original dos materiais biológicos (AGOSTINI; ELOIZO, 2009).

Destacam-se como suas principais características a biocompatibilidade, o fato de apresentarem bioestabilidade e não serem tóxicos nem carcinogênicos, possuírem propriedades mecânicas, peso e densidade adequados, possuírem um custo relativamente baixo, ser reprodutível e de fácil fabricação. Com o desenvolvimento de mais estudos e pesquisas sobre os biomateriais, concluiu-se que tais materiais devem ser associados a uma resposta biológica particular, disparada por sinais originados em nível molecular que incluem: correntes elétricas, distribuição eletrônica, conformação molecular, estado de agregação ou propriedades físico-químicas locais particulares (TUREG, 1991), características estas que podem ser introduzidas por arranjos especiais de grupos funcionais sobre uma estrutura polimérica, reações de reticulação, propriedades particulares de superfície e arranjos macromoleculares.

A seringueira é uma planta da família das Euforbiáceas, que abrange uma gama de espécies com grande interesse comercial como, por exemplo, a mamona (*Ricinus communis L.*), o tungue (*Aleurites*) e a mandioca (*Manihot*) (DALL'ANTONIA et al., 2006). O látex extraído da seringueira brasileira, ou seja, de *Hevea brasiliensis* é um sistema polidisperso, no qual partículas negativamente carregadas de vários tipos estão suspensas em um soro devido às suas propriedades indutoras de neovascularização e regeneração tecidual, e formação de matriz extracelular, comprovada em várias espécies e em diferentes estudos do organismo. O látex natural é um cicatrizante, uma defesa natural da planta (ZIMMERMANN et al., 2007). É de origem natural, apresenta baixo custo, sem risco de transmissão de patógenos e de grande aplicabilidade clínico-social (FRADE et al., 2004).

Muitas pesquisas que utilizaram este material como implante em diferentes tecidos têm demonstrado resultados satisfatórios, o que motiva a realização de novos trabalhos nesta área, em diferentes espécies. Em se tratando de pacientes diabéticos com úlceras crônicas de membros inferiores, encontram-se autores que manejaram as úlceras cutâneas diabéticas com a utilização de biomateriais. Neste caso, utilizou-se a biomembrana natural do látex, um curativo alternativo para o tratamento de úlceras cutâneas, eficaz, econômico, de fácil manuseio e com capacidade de acelerar a cicatrização. Além disso, possui um potencial desbridante e neoangiogênico, o que torna o processo cicatricial dinâmico e rápido, fundamental na cicatrização de úlceras de pacientes diabéticos (FRADE et al., 2004).

Neste trabalho realizou-se um estudo pontual dos resultados apresentados pela tese de doutorado desenvolvido por Reis (REIS, 2013). Trata-se de um ensaio clínico, cujo

projeto de pesquisa foi elaborado em consonância com a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Fundação de Ensino e Pesquisa em Ciências da Saúde da Secretaria de Estado de Saúde do Distrito Federal (FEPECS/SES/DF), protocolo nº 052/2012-CEP/SES/DF.

O sistema indutor de neoformação tecidual para pé diabético, desenvolvido com circuito emissor de luz de LEDs e utilização do látex natural, é composto por uma lâmina cicatrizante, a qual será denominada como adesivo cicatrizante. O adesivo cicatrizante é derivado do látex natural da seringueira *Hevea brasiliensis* e confeccionado de forma personalizada e individualizada. Esse método de cicatrização de úlceras é composto pela ação conjunta e simultânea do biomaterial látex e da irradiação da luz de LEDs de baixa intensidade. Ambos agentes possuem características e propriedades capazes de induzir a regeneração e neoformação tecidual.

No momento em que o paciente estiver utilizando o adesivo cicatrizante e o circuito eletrônico de regeneração tecidual, os mesmos estarão promovendo a cicatrização da úlcera. Isto ocorrerá devido a dois motivos: contato total da área ulcerada com o adesivo de látex e a emissão da luz de LEDs em baixa intensidade sobre a extensão da ferida. A confecção deste adesivo cicatrizante é personalizada e individualizada em sua totalidade, considerando a anatomia e as características específicas da úlcera do usuário, como tamanho, forma e proporção. Isto permite que a célula irradiadora da luz de LEDs, a qual é personalizada, seja instalada exatamente no ponto específico para promover a cicatrização.

No processo de confecção dos adesivos, é necessário que o látex já tenha sido submetido pelo processo de centrifugação a 60%, para diminuir a quantidade de proteínas nele presente naturalmente, muitas delas responsáveis por reações alérgicas. As mesmas exigências valem para as suspensões de enxofre e resina, com o objetivo de conferir ao composto final a elasticidade e a resistência necessárias (MRUE, 1996).

1.2 Os LEDs

Os LEDs (*Light Emitting Diode*) ou Diodo Emissor de Luz são diodos semicondutores que quando submetidos a uma corrente elétrica emitem luz. Quando uma corrente elétrica percorre uma junção PN, um processo de recombinação de portadoras de carga acontece, iniciando assim um estimulo e emissão de radiação em uma frequência bem definida, dependendo do material utilizado no semicondutor. Diferente de outras lâmpadas que possuem uma frequência aleatória, como no caso de lâmpadas incandescentes que se espalha pelo espectro o LED tem como característica ser ele "direcional".

Os primeiros diodos foram produzidos com silício, com o desenvolvimento das pesquisas outros semicondutores como Arseneto de Gálio foram utilizados, e ainda foram

incorporados dopantes especiais, possibilitando a emissão de luz com maior intensidade em diversas faixas do espectro. Em seguida foram criados materiais capazes de emitir radiação com comprimento de onda menor, surgindo assim os primeiros LEDs capazes de emitir luz no espectro visível, na região do vermelho.

A cor da luz emitida pelo LED depende exclusivamente do material semicondutor utilizado e não de seu revestimento. Atualmente seus comprimentos de onda que variam de 405nm (azul) a 940nm (infravermelho), sendo a radiação visível de aproximadamente de 384x10^{12} Hz (para o vermelho) e até de 769x10^{12} Hz (para o violeta), conforme apresentado na Figura 1.

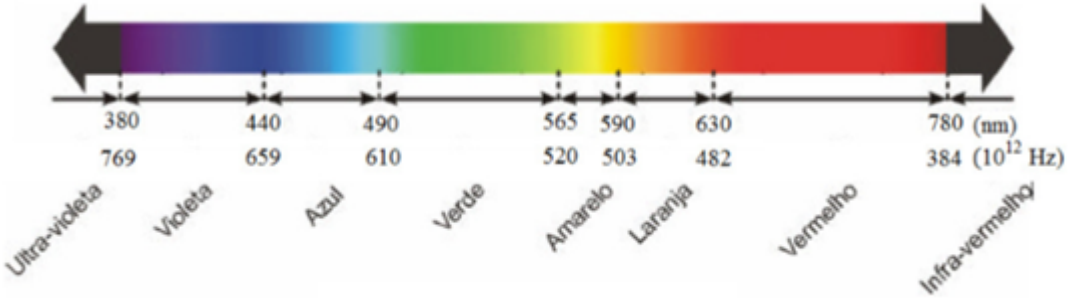


Figura 1: Espectro luminoso. Radiação visível em função da frequência, do comprimento de onde e da cor. (REIS, 2013)

Nos LEDs também existe a possibilidade de associar mais de uma pastilha emissora em um componente, Figura 2, podendo assim obter LEDs bicolores ou até mesmo cores diferentes com a associação de uma ou mais cores juntas. A partir do controle da dosagem das cores básicas vermelho, verde e azul pode-se obter qualquer outra cor. Montando-se um invólucro único com as três pastilhas semicondutoras de LEDs correspondendo as cores RGB (Vermelho, Verde e Azul), pode-se controlar a corrente em cada uma e assim gerar luz de qualquer cor. Conforme apresentado na Figura 3.

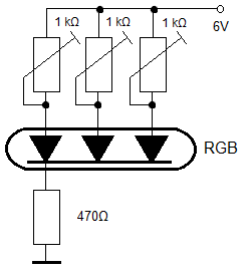


Figura 2: Circuito exemplo da associação de mais de uma pastilha emissora em um componente fazendo uso de três LEDs [Elaborado pelo Autor].

Os LEDs se comportam como diodos enquanto as lâmpadas incandescentes comuns representam cargas resistivas não lineares. A Figura 4.a faz comparação das curvas

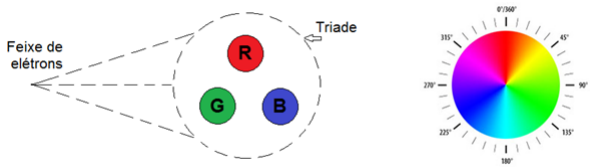


Figura 3: Associação das Cores RGB em um mesmo invólucro

características do LED, lâmpada e do resistor, sendo importante salientar que devido o LED possuir diferentes cores, sua curva também varia, podendo começar a conduzir a partir de diferentes valores de tensão, conforme apresentado na Figura 4.b

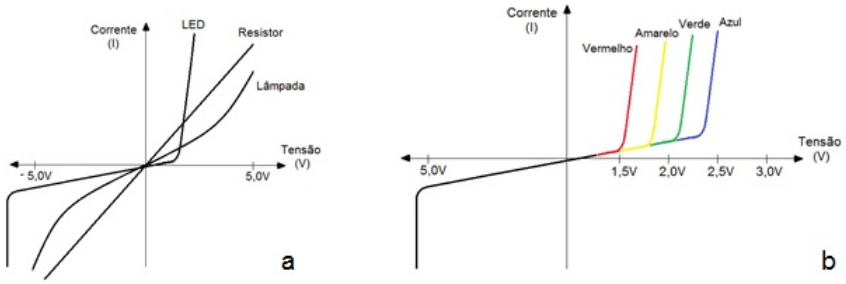


Figura 4: a) Curva Característica do LED, Lâmpada e do Resistor; b)Curva Características de Condução de Deferentes Cores de LED.

Devido ao fato do LED apresentar comportamento semelhante ao diodo, ou seja, logo que começa o processo de condução sua resistência cai rapidamente, sendo necessário associar sempre um resistor em série com o LED para limitar a corrente que aumenta com a tensão. O valor do resistor dependera da tensão disponível e da corrente que se deseja passar pelo LED para acendê-lo. Cada cor de LED possui um valor de queda de tensão, que pode ser associado ao valor mínimo para acendê-lo, a Tabela 1.2 apresenta os valores de algumas cores.

Cores	**Tensão(V)**
Vermelho	1.6
Laranja	1.8
Amarelo	1.8
Verde	2.1
Azul	2.7
Branco	2.7

Tabela 1: Valor da queda de tensão para seis diferentes cores de LED.

LEDs de alto brilho funcionam da mesma forma que LEDs comum, tendo como única diferença seu encapsulamento, seu revestimento interno de silicone funciona como

lentes que concentram a luz emitida. A cor da capsula é transparente, porém suas cores variam conforme o filtro colocado, neste trabalho serão utilizados LEDs de alto brilho nas cores vermelho, verde, azul e amarelo.

1.3 A Luz como Tratamento - Cromoterapia

As terapias não invasivas que fazem uso de fontes de luz, coerente e não-coerente, em seu tratamento são intituladas Fototerapia ou Terapia por luz por Enwemeka (CAETANO et al.,), utilizadas para a reparação tecidual, acupuntura baseada em luz e irradiações transcutâneas para alivio da dor.

A luz é uma forma de energia que se comporta como onda ou partícula, emitida de fóton. Os fótons se comportam diferente das partículas convencionais devido ao fato de não possuírem massa, não se limitarem a volumes específicos no espeço ou no tempo. Em diferentes regiões do espectro eletromagnético, os fótons se diferem em energia e vibração de frequência, produzindo diferentes efeitos nas células e tecidos (CAETANO et al.,).

A luz monocromática emitida pela fototerapia tanto por lasers, LEDs ou SLDs é um radiação eletromagnética gerada por estimulação do meio ativo que emite fótons com comprimentos de onda, potência e dosagem especifica, os quais serão absorvidos essencialmente por moléculas fotossensíveis chamadas de cromóforos (BéLANGER, 2002).

Quando a luz atinge o tecido, ele pode ser refletido, transmitido, espalhado ou absorvido, mas somente a luz absorvida pode interagir com o tecido. A quantidade de absorção e espalhamento da luz nos tecidos superficial afta a profundidade da radiação. Portanto, quanto maior o comprimento de onda, menos a luz será espalhada penetrando mais profundamente o tecido. Dessa forma, o comprimento de onde (monocromaticidade) conjuntamente com a largura do pulso, densidade de potência (intensidade), dose (fluência ou densidade de energia), determinam a natureza da interação luz-tecido (COTTON, 2004).

Segundo (TATARUNAS; MATERA; DAGLI, 1998), os efeitos primários e secundários da radiação laser promovem os efeitos terapêuticos como analgésico, anti-inflamatório, anti-edematoso e cicatrizante.

O efeito analgésico justifica-se, pelo caráter anti-inflamatório, por interferência na mensagem elétrica, pelo estimulo a liberação de endorfina, por evitar a redução do limiar de excitabilidade dos receptores dolorosos, pela eliminação de substancias autógena e pelo equilíbrio energético local. Estimulo este que também leva ao efeito anti-endematoso, além da ação fibrionalitica.

Bisht et al. (1994), relataram que o laser intensifica a proliferação fibroblastica e consequente deposição de fibras colágenas, acentua a neovascularização na fase inicial da

formação de tecido de granulação e acelera a reepitelização.

A técnica de fototerapia já existe há vários anos, mas a aplicação de LEDs especiais de alto brilho, por exemplo, é recente e necessita ser estudada profundamente. O tecido biológico apresenta diversos processos químicos, cada área biológica responde a luz diferentemente. Por meio da fluorescência óptica, é possível realizar nas células a ação da fotobioestimulação (MOREIRA, 2009). A exposição à luz gerada pelos LEDs acelera o crescimento celular em relação às células que não são submetidas à luz. Um conjunto de LEDs que emite luz no espectro visível aumenta a energia das células, o que acelera o processo de cura dos pacientes.

Na literatura, algumas pesquisas estudaram os efeitos do LED na regeneração tecidual, os resultados foram bastante animadores. O trabalho de Moreira (DOVER; PHILLIPS; ARNDT, 1989) apresentou um estudo com o objetivo de analisar os resultados da aplicação da luz emitida pelos LEDs de alto brilho sobre o tecido humano. A aplicação desses arranjos obtiveram êxito na terapia, apresentando excelentes resultados nos pacientes que se submeteram a LEDterapia. Já em (CAETANO et al.,) avaliou-se a fototerapia na cicatrização de úlceras de perna mistas em dois pacientes diabéticos hipertensos. O aparelho apresentava sonda 1 (1 LED de 660nm, 5mW) aplicado em três úlceras e sonda 2 (32 LEDs de 890nm e 4 LEDs de 660nm, 500mW) em seis úlceras. Após antissepsia, úlceras foram tratadas com sondas a $3J/cm^2$ 30 seg, 2x/semana seguido pelo curativo diário com sulfadiazina de prata a 1%. A fototerapia acelerou a cicatrização das úlceras de perna em pacientes diabéticos.

Na pele, a luz vermelha tem ação cicatrizante e anti-inflamatória, enquanto a azul possui ação bactericida e de rejuvenescimento. A intensidade dos feixes de luz emitida pelos LEDs na pele é mais baixa que o LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation), já que suas células mantêm uma boa interação com a luz incoerente (RIGAU, 1996). O LED de cor azul (470nm) apresenta forte ação bactericida, produzindo a fotoinativação da bactéria propionibacterium acnes, por meio de um processo denominado stress oxidativo - que é a ação do oxigênio removendo os elétrons das camadas externas das moléculas que formam a membrana citoplasmática da bactéria, enquanto que o LASER vermelho (660nm) tem ação anti-inflamatória. A luz vermelha emitida por LEDs auxilia na multiplicação celular (DOVER; PHILLIPS; ARNDT, 1989). Uma de suas grandes vantagens é a emissão de luz em um amplo espectro, do próximo infravermelho até o ultravioleta. Algumas utilizações no qual o LED pode ser aplicado como tratamento terapêutico:

- Utilização de luz no auxílio à cicatrização de lesões na pele: aceleração do processo de cicatrização através da aplicação local de luz de comprimentos de onda específicos, potência irradiada e o tempo determinado para a aplicação.

- Utilização de luz no auxílio no tratamento de lesões em diabéticos: a luz pode proporcionar normalização dos processos bioquímicos e fisiológicos em feridas de pacientes diabéticos.
- Tratamento de lesões com o auxílio de luz em pacientes hemofílicos: possibilidades de a luz proporcionar a produção dos fatores coagulantes deficientes no sangue.
- Procedimentos fotossensíveis no tratamento de câncer: utilização de luz como fonte de energia para desencadear processos de destruição de células cancerígenas em meio a agentes fotossensibilizadores (BRUGNERA; PINHEIRO, 1998).

A profundidade de penetração da luz é diretamente proporcional ao comprimento de onda. A intensidade luminosa do LED e do Laser, com elevados comprimentos de onda penetram mais profundamente que as de pequenos comprimentos de onda. Isso ocorre porque quanto menor o comprimento de onda, maior é a frequência da luz e vice-versa (KARU et al., 1988). Por outro lado, a irradiância pode ser considerada como a densidade de potência, ou a potência óptica de saída do Laser em watts, dividida pela área irradiada em cm^2 . Multiplicando a irradiância pelo tempo de exposição dado em segundos, obtém-se a fluência ou densidade de energia em joules/(cm^2). O parâmetro densidade de energia é normalmente utilizado para expressar a dose de energia recomendada em função do tipo de tratamento (MOREIRA, 2009).

A partir da literatura pode-se considerar como orientação básica as seguintes densidades de potência aplicadas em função do efeito desejado, quando o efeito desejado for anti-inflamatório ou circulatório recomenda-se de 1 a 3 doses (J/cm^2), para um efeito analgésico de 2 a 4 doses J/cm^2 e para um efeito regenerativo de 3 a 6 doses J/cm^2 (MOREIRA, 2009).

2 Objetivo

O presente trabalho tem como objetivo principal desenvolver um sistema de indução a neoformação tecidual para o tratamento de pacientes que apresentam ulceras que estão a longo tempo de tratamento e não apresentam resultados positivos.

Neste sentido foi desenvolvimento um circuito emissor de luz de LEDs e adesivos de látex natural. Abaixo estão listados os objetivos específicos desta pesquisa:

i. Desenvolvimento de um circuito indutor de neoformação tecidual para ulceras com emissor de luz de LEDs;

ii. Analises experimentas da topologia proposta;

iii. Criação de lâminas de látex e um protocolo de produção das mesmas;

iv. Avaliar as características construtivas deste sistema e suas propriedades estruturais;

v. Analise da emissão de luz e o comprimento de onda de cada circuito para as cores azul, verde, vermelho e amarelo;

vi. Analise da absorção de diferentes cores de luz LED pelo adesivo de látex, além da validação de sua aplicabilidade no sistema;

3 Materiais e Métodos

3.1 Curativo de Látex

3.1.1 Processo de confecção das Lâminas

As lâminas de látex foram confeccionadas em diversos tamanhos, a fim de atender as mais variadas dimensões de área ulcerada. Propositalmente, os adesivos foram confeccionados um pouco maiores do que a extensão da ferida, para garantir o cobrimento total da região ulcerada. Além disso, para evitar a maceração da pele ao redor da ferida, foram introduzidos vários furos nas extremidades da lâmina.

E indicado aferir as medidas do tamanho da úlcera dos pacientes antes de iniciar a confecção para adequação de um melhor molde. Moldes circulares (placa de Petri) ou retangulares foram utilizados, conforme as dimensões mais apropriadas para a úlcera.

A Figura 5 apresenta os passos para produção da lâmina, a Figura 5.a apresenta os matérias utilizados, uma garrafa de látex bi centrifugado e pré-vulcanizado, um molde circular similar à placa de Petri e uma seringa de 10 ml, sendo que só foram utilizados 6 ml do total. O látex é colocado no molde de vidro, previamente limpo e seco, onde se espalha o biomaterial látex até formar uma fina camada recobrindo a superfície da placa, a mesma era repousada totalmente na posição vertical para que todo o excesso de látex escorresse. Este fato contribui para que a lâmina fique mais transparente, uma vez que o molde com látex repousada na posição horizontal pode deixar a lâmina opaca ou menos transparente. Foi utilizada a ponta da seringa a fim de perfurar as pequenas bolhas criadas no processo, Figura 5.d.Não se utilizou estufa para polimerização da lâmina, a mesma foi polimerizada em temperatura ambiente por 1 hora. A temperatura ambiente também favorece na transparência da lâmina. Repetiu-se esse processo por seis vezes para que a espessura final da lâmina fosse de 0,5 mm.

Optou-se por realizar essa etapa em temperatura ambiente e não dentro da estufa, devido à realização de ensaios anteriores que comprovaram uma maior transparência do material ao final. Quando este foi vulcanizado em temperatura ambiente e por um período maior de tempo, as amostras submetidas ao aquecimento em temperatura para vulcanização de 70 °C, em intervalos de tempo de 10 minutos, apresentaram uma aparência mais amarelada e menos transparente.

Quando o paciente for utilizar a célula irradiadora da luz de LEDs, o adesivo estará posicionado e em contato com a região ulcerada. Dessa forma, é necessário que a lâmina seja a mais transparente possível, para que a luz de LEDs a ultrapasse e atinja a ferida.

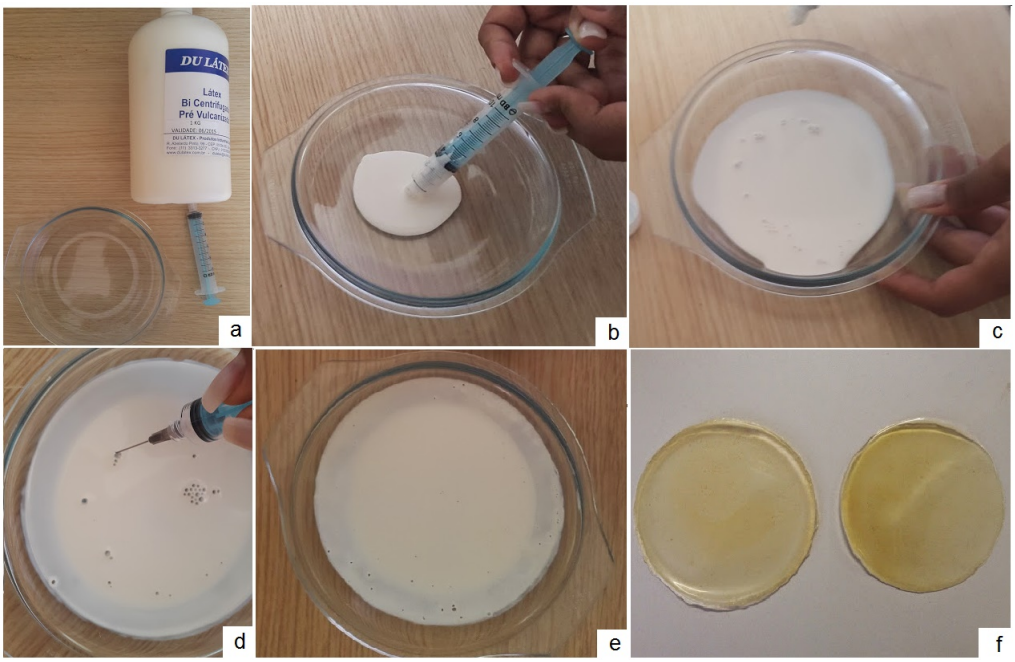


Figura 5: Processo de Confecção da Lâmina de látex; a) Material utilizado; b) Disposição de 6 ml de látex no molde; c) Acomodação do látex do molde; d) Perfuração das pequenas bolhas formadas no processo com auxilio da ponta da seringa; e) Molde pronto com látex; f) Adesivo de látex após vulcanização.

No contexto apresentado diversas lâminas de látex com diferentes formas de vulcanização foram confeccionadas a fim de avaliar suas características e aplicabilidade no sistema, o processo de testes é desenvolvido no tópico de Resultados e Discussão.

3.2 Sistema Eletrônico de Regeneração Tecidual

As células de irradiação da luz de LEDs são colocadas somente nas regiões ulcerativas. Primeiramente, através de um simples exame clínico realizado pela equipe médica, identificam-se a presença ou não de ulcerações. Posteriormente, no adesivo cicatrizante é posto sobre a região ulcerada e ocorre a emissão da luz de LEDs para favorecer a efetiva cicatrização nas respectivas feridas. O circuito é formado por um módulo de controle e um módulo de LEDs.

3.2.1 Processo de confecção – Modulo de Controle

O sistema de controle do circuito é constituído pela fonte de alimentação, um PIC16F84A, dois resistores de 1 kohm, um LED branco, um buzzer de 5V, um regulador de tensão de 5V, um transistor BC548, dois capacitores de 22 pF e um cristal de 4 MHz. A Figura 6 mostra o layout do circuito implementado no software Proteus.

Em relação ao funcionamento do sistema, inicialmente o PIC foi programado de

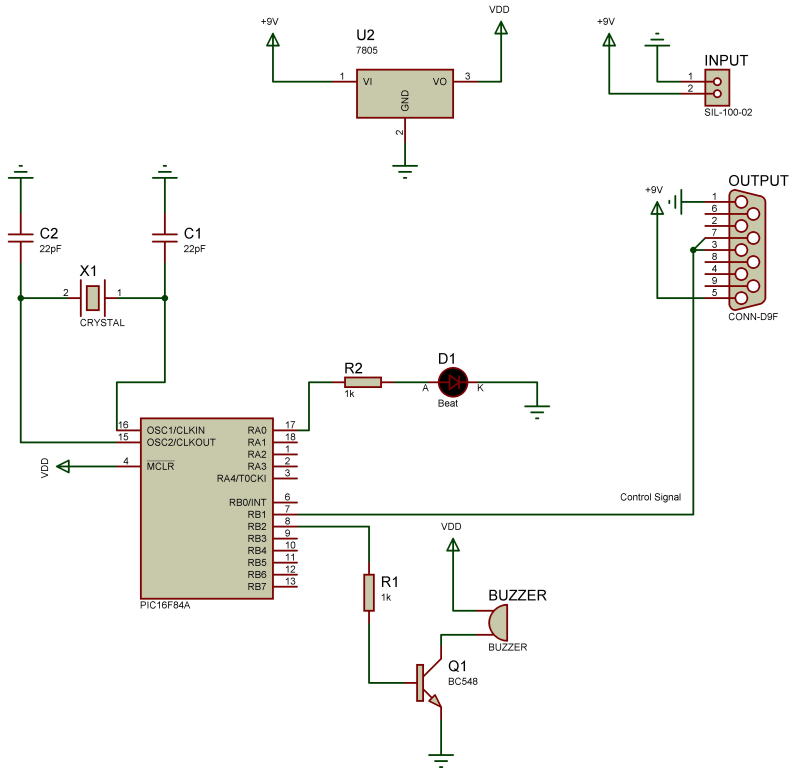


Figura 6: Layout do Modulo de Controle da Placa de LEDs.

modo a piscar o LED em frequência de 1 Hz durante um período de trinta e cinto minutos (período ao qual o paciente estará fazendo uso da célula irradiadora em intensidade máxima), após completar esse tempo o LED é desligado e o Buzzer é acionado, desligando a célula irradiadora.

Foi escolhido o microcontrolador PIC16F84A devido ao fato dele possuir um baixo custo, ser facilmente encontrado no mercado e possuir excelente documentação, tendo como principal vantagem a sua fácil gravação. Possui como características principais 1024 bytes de memória FLASH, que pode ser gravada várias vezes, 68 bytes de memória RAM, 64 bytes de memória EEPROM, 13 pinos de I/O configuráveis individualmente, Timer de 8 bits com "divisor escalar", Interrupções "externa e interna", Watchdog Timer, entre outras características.

O PIC é alimentado por 5v que vem do regulador de tensão 7805 e o GND vem de duas baterias externas de 9 volts associadas em paralelo afim de obter uma maior corrente. Sua primeira saída (RB1 - 7) atua como um sinal de controle que vai para o DB9 e é responsável por ativar ou desligar a placa de LEDS. A segunda saída (pino RA0 - 17) é conectada a um resistor e um LED que atua como um indicador de funcionamento do sistema, o LED pisca em frequência de 1 Hz durante um período de trinta e cinto minutos, período a qual o paciente irá utilizar o circuito sobre a ulcera, podendo esse ser reprogramado caso necessário. A última saída (RB2 - 8) é ligado a um driver de corrente

e ao final um buzzer de 5V, após completar um ciclo o buzzer é ativado informando que o tempo de trinta e cinco minutos foi completado. O PIC atua com um cristal de 4Mhz e dois capacitores 22pF, formando um oscilador para o clock interno.

Optou-se por utilizar um conector DB9, pois ele possui nove saídas, é facilmente encontrada no mercado e esta disponível no laboratório da FGA em grande quantidade, e principalmente pelo fato de a sua robustez, garantindo uma conexão firme dos cabos, fator importante devido ao produto ser muito manuseado.

Da placa de controle saem os sinais de controle e a alimentação para a célula irradiadora.

O PICpic foi programado com o auxilio de um programador de PIC, Figura 7, que é conectado a um computador, sendo feito o upload do arquivo hexadecimal do programa, o código foi implementado em linguagem C no MPXlab. O layout das placas foram feitas no software Proteus.

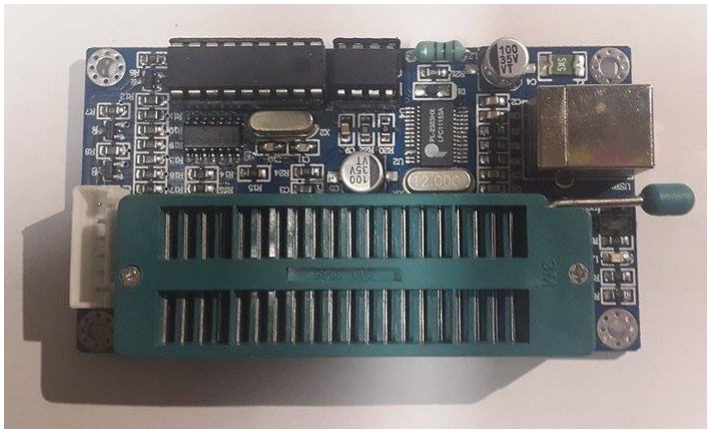


Figura 7: Programador de PIC.

Ao final, com auxilio do software Proteus o placa de controle foi simulada em 3D, conforme apresentado na Figura 8.

3.2.2 Processo de confecção – Modulo de Radiação de LEDS

O sistema eletrônico do modulo de radiação de LEDs é constituído de 30 LEDs de alta intensidade, três transistores PN222A, quatro resistores 1kOhm, conforme apresentado na Figura 9.

O DB9 funciona nessa placa como uma fonte de tensão e terra do circuito, traz a fonte de tensão (9v) e o terra(GND) da placa de controle.

A corrente vinda do DB9 é dividida pelos três segmentos, passa por um resistor de 1kOhm para controle de corrente, chegando aos LEDs e ao transistor que atua em modo chave.

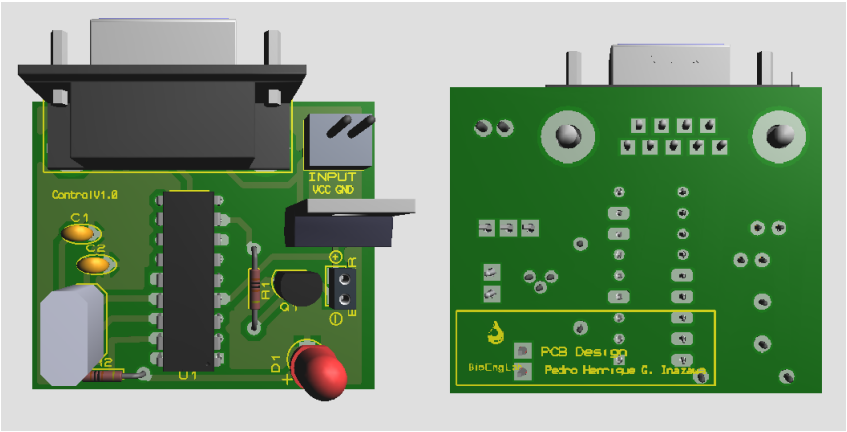


Figura 8: Simulação da Placa de Controle em 3D.

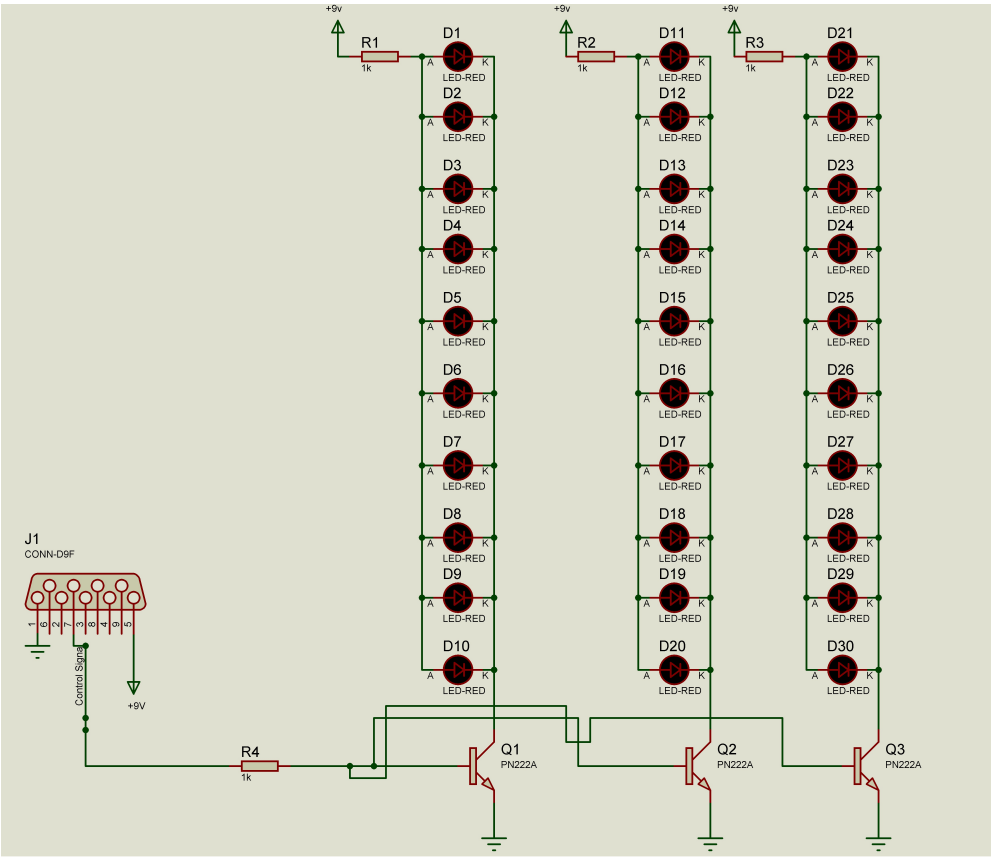


Figura 9: Layout do circuito de radiação de luz LED padrão com conector DB9 para placa de controle.

Os 30 LEDs foram separados em 3 segmentos de 10 LEDs em paralelo, optou-se por essa configuração para garantir que a luminosidade em todos os LEDs fosse a mesma. Optou-se pela utilização de LEDs de alto brilho com encapsulamento transparente devido ao mesmo possuir luz direcional e não difusa, como no encapsulamento fosco.

O transistor PN222A tem seu coletor conectado aos LEDs, sua base ao sinal de controle que vem do DB9 e o emissor ao terra, atuando como uma chave, de modo que

quando entram 5 volts da placa de controle os LEDs são ligados. O resistor na base do transistor atua de modo a controlar a corrente que vem do DB9, podendo ser usado como um controlador de brilho (intensidade luminosa) caso seja necessário.

Optou-se pelo transistor PN222A pois ele possui uma faixa de corrente maior, não possuindo a necessidade de operar no limite da faixa.

Ao final, com auxilio do software Proteus o placa de LEDS foi simulada em 3D, conforme apresentado na Figura 10.

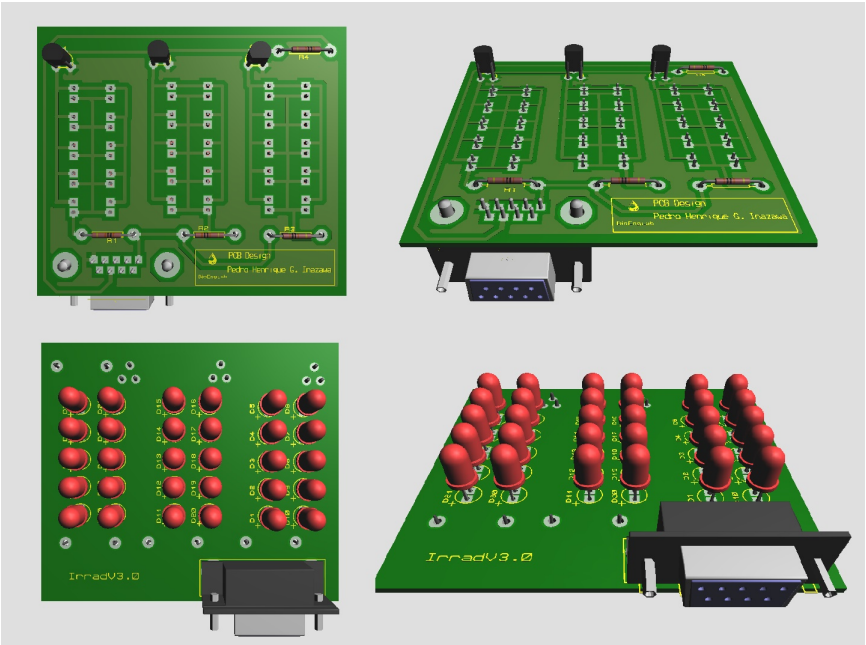


Figura 10: Simulação da Placa de LEDs em 3D.

4 Resultados e Discussão

4.1 Curativo de Látex

4.1.1 Ensaio - Microperfuração

Nas lâminas de látex foi necessário inserir alguns pequenos furos de aproximadamente 2 mm de diâmetro, para que no momento da utilização o exsudato (secreção) pudesse ser eliminado da ferida.

Para realização dos microfuros foi utilizada uma agulha fina de aproximadamente 2 mm de diâmetro e o processo foi realizado de forma manual conforme apresentado na Figura 11, porém foi observado que esse procedimento não é o mais eficaz, visto que ouve dificuldade para realiza-lo, os furos não saíram iguais e certas áreas do látex apresentaram maior resistência. Conclui-se então que se faz necessário a realização deste procedimento a partir de outro método, sendo uma possível solução a criação de uma pequena placa perfuradora, a qual possa realizar as perfurações de forma padrão sobre o material.

Figura 11: Teste de confecção de microfuros na lâmina de látex.

4.1.2 Ensaio - Revestimento

Devido ao látex possuir certas propriedades que fazem com que o material em temperatura ambiente possua uma textura adesiva, se faz necessário o revestimento do material para melhor manuseio.

Na Figura 12.a optou-se por revestir o curativo com papel filme transparente enquanto na Figura 12.b foi utilizado talco comum. A utilização de talco comum faz com que o material perca totalmente sua característica adesiva, sendo vantajoso visto que o material permanece inteiro, não ocorrendo enrolação de suas pontas e facilitando o manuseio, porém traz como desvantagem o fato do material ficar mais opaco mesmo depois de retirada do talco. Conclui-se assim que o talco é vantajoso caso não se queira manter

a característica transparente do material, como neste trabalho a prioridade é manter este material o mais transparente possível é preferível utilizar o papel filme, que mesmo mais trabalhoso mantém todas as características do curativo.

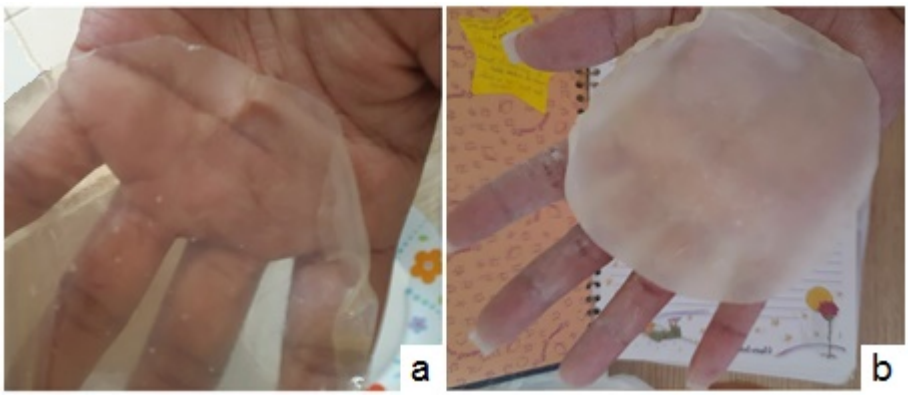


Figura 12: Teste de revestimento da lâmina de látex.

4.1.3 Caracterização das lâminas de látex com Espectrofotômetro

O índice de absorção de diferentes comprimentos de onda pela lâmina de látex foi aferido por um espectrofotômetro. O equipamento utilizado para medidas de absorção foi o espectrofotômetro Shimadzu 2600 que pertence ao Laboratório de Espectroscopia Ótica do Instituto de Física da Universidade de Brasília (UnB) – Campus Darcy Ribeiro. Através da utilização da esfera de integração ISR-2600 Plus, é possível expandir a faixa de comprimento de onda de medição do UV-2600 até 1400 nm.

O equipamento utiliza um software UV Performance Validation, fornecido como padrão para os modelos UV-2600, que permite avaliar os resultado obtidos pelo equipamento.

Os ensaios foram feitos em duas lâminas de látex distintas, porém com mesma espessura de aproximadamente 0.2mm, a primeira lâmina era circular, cerca de 5 cm de raio e transparente, a segunda lâmina também era circular, com 10 cm de raio e um pouco fosca. Na Figura 13 pode-se observar o equipamento com as duas lâminas.

O espectrofotômetro expande a faixa de comprimento de onda de medição do UV-2600 até 1400 nm e para isso realiza no processo duas trocas de lâmpadas em 823nm (resultou em um degrau) e 320nm. Através da analise do gráfico da Figura 14, pode-se observar que surgiram uma série de picos pouco intensos em torno de 1200 nm e também na faixa do ultravioleta próximo (400nm), valor a partir do qual os comprimentos de onda começam a ser absorvidos pela lâmina.

A absorção de luz na faixa do visível, comprimentos de onda nessa faixa de radiação estão compreendidos entre 370nm(violeta) e 750 nm(vermelho), apresentou comportamento linear para as duas lâminas e absorção do comprimento de onda desprezível. O

Figura 13: Aparelho de espectroscopia com lâmina de látex de 5 cm de raio.

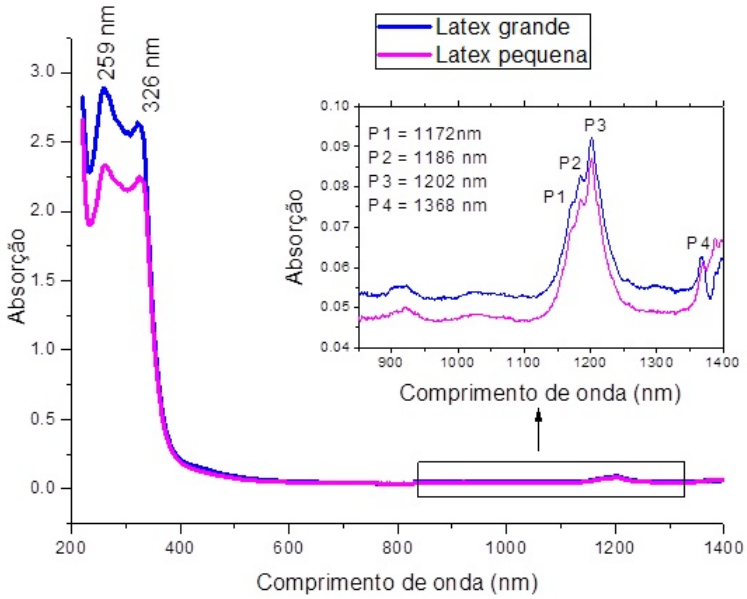


Figura 14: Gráfico de analise da absorção do comprimento de onda em duas amostras de látex.

fato das amostras de látex terem uma pequena diferença em sua opacidade não resultou em diferenças substanciais nos resultados.

4.2 Sistema Eletrônico de Regeneração Tecidual

4.2.1 Circuito eletrônico de Regeneração Tecidual

Inicialmente as placas de controle e de LEDs foram confeccionadas em laboratório com a utilização de placas de Fenolito de face simples, a Figura 15 apresenta o protótipo da placa de controle feita em placa Fenolito.

Após teste e montagem do protótipo final optou-se por produção das placas na

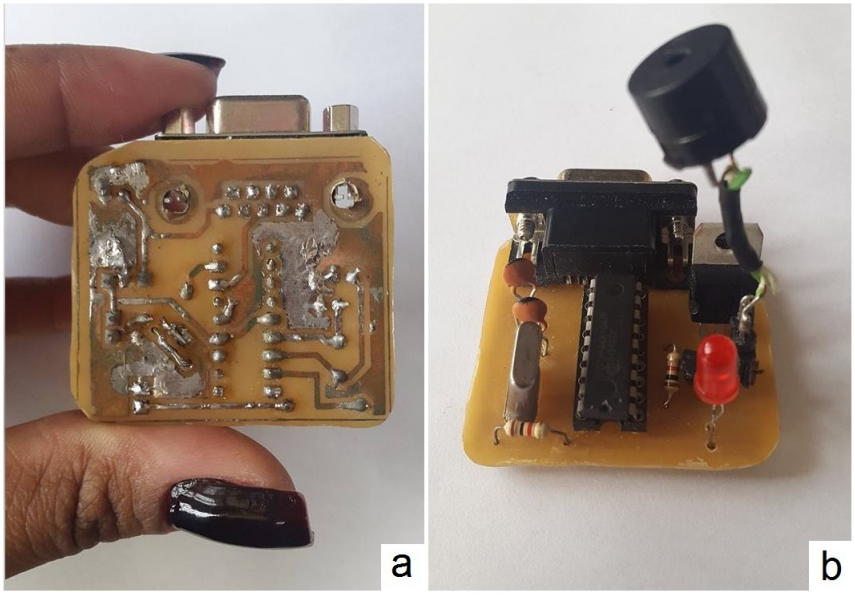


Figura 15: a) Verso da Placa de Controle feita em placa de Fenolito; b) Frente da Placa de Controle.

empresa Griffus, obtendo como resultado final a na Figura 16.

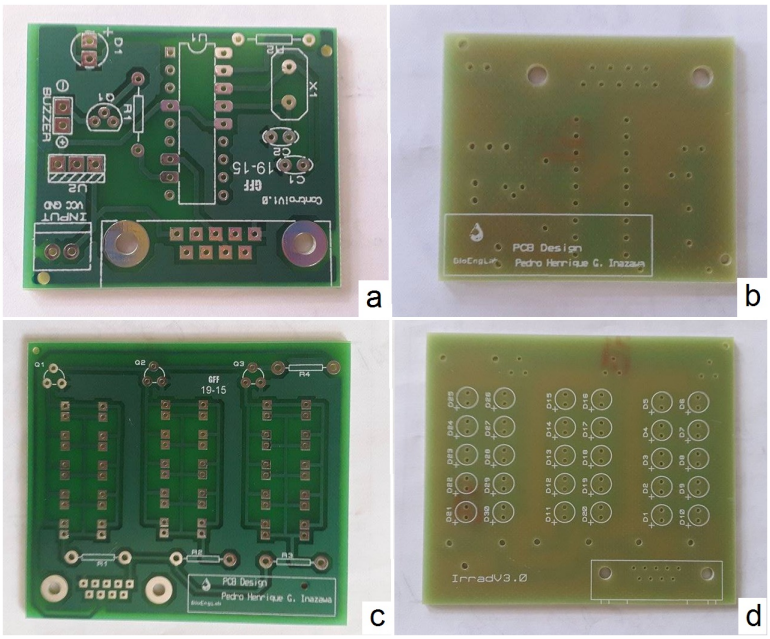


Figura 16: a) b) Frente e Verso da Placa de Controle feita pela empresa Griffus; c)d) Frente da Placa de Radiação de Luz LED.

Os componentes foram então soldados a placa em laboratório. A Figura 17 apresenta o primeiro protótipo desenvolvido e o resultado final da placa de controle.

Foi confeccionada uma caixa de plástico com abertura na parte superior para acondicionar o arranjo de LEDs, possibilitando a irradiação da luz para fora da caixa sem

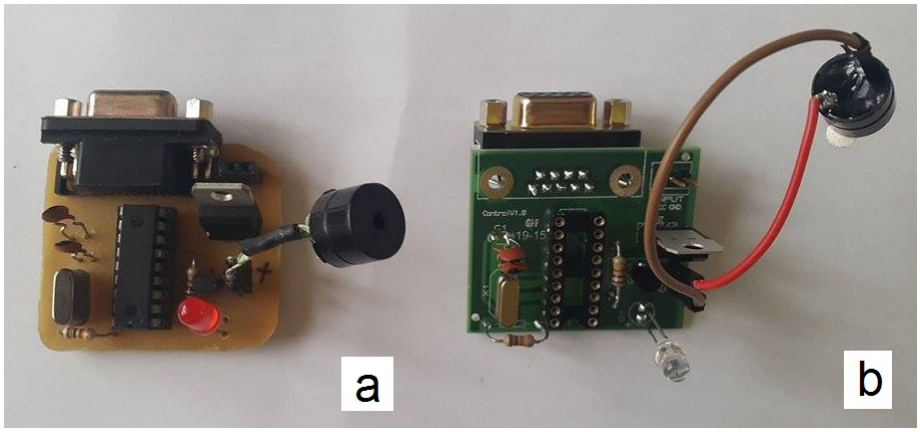


Figura 17: a) Protótipo Inicial da Placa de Controle; b) Resultado Final da Placa de Controle.

maior interferência. A Figura 18.a apresenta o sistema indutor de neoformação tecidual composto pela caixa de controle e a caixa de irradiação de luz LED, Figura 18.b e c mostra a placa irradiadora sem e com a presença da lâmina cicatrizante.

Figura 18: a)Caixas com circuito de controle e placa de irradiação de luz LED; b)Caixa de irradiação de luz LED amarela; b)Caixa de irradiação de luz LED amarela com lâmina de látex.

4.2.2 Analise de compatibilidade eletromagnética

O teste de compatibilidade eletromagnética foi feito com o intuito de avaliar se o circuito de neoformação construído gera qualquer tipo de perturbação eletromagnética que possa interromper, obstruir ou degradar o desempenho de outros equipamentos eletrônicos. Esse teste se mostra importante devido à possibilidade de um paciente estar fazendo uso deste equipamento ao mesmo tempo em que utiliza um monitor multipara-

métrico ou qualquer outro aparelho médico o qual possa ter seus resultados ou medições alterados, podendo causar o mau funcionamento de algum componente eletrônico.

Com isso foi feita uma analise de emissão irradiação eletromagnética com a utilização de uma Câmara Anecoica Modelo MY5310 Micronix - Shield Box que pertence ao Laboratório de Engenharia e Biomateriais (BioEngLab) da Universidade de Brasília (UnB) – Campus Darcy Ribeiro. Nela pode-se avaliar a influência do circuito de neoformação em modo passivo e ativo para todas as quatro cores de LED utilizadas.

Na Figura 19 pode-se observar a Câmara Anecoica Micronix e o circuito com emissor de luz LED verde ligado e desligado sobre um apoio, esse apoio foi utilizado para deixar o circuito na mesma altura que a antena interna da câmara, procedimento exigido para obter melhores resultados segundo o manual de utilização do aparelho.

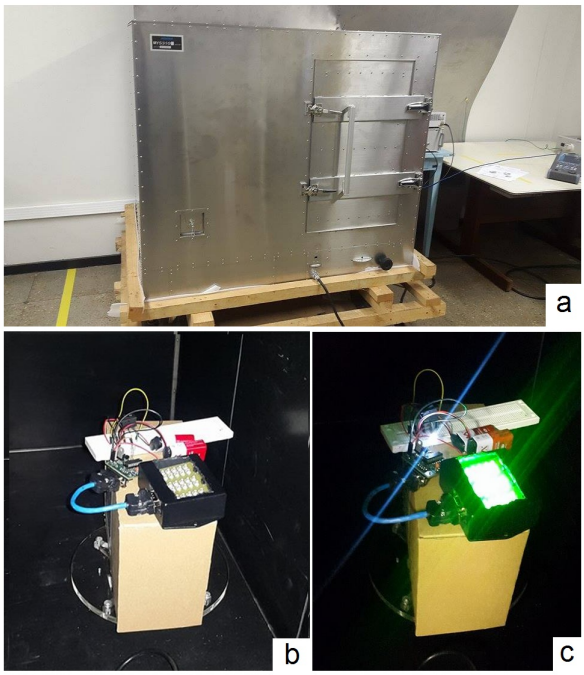


Figura 19: a) Câmara Anecoica Modelo MY5310 Micronix; b) c) Circuito com placa emissora de luz LED verde deligada e ligada.

A norma 60601-1-2:2010 ABNT NBR IEC aplica-se a segurança básica e desempenho essencial dos equipamentos e sistemas eletromédicos, sendo ela a norma colateral de requisitos e ensaios de compatibilidade eletromagnética. A CISPR11 diz respeito aos equipamentos industriais, científicos e médicos — Características das perturbações de radiofrequência — Limites e métodos de medição. Os valores referentes a essas normas são tomados como referencia pelo equipamento para validação do teste de compatibilidade eletromagnética.

Para melhor validação dos resultados foram feitos quatro testes com cada uma das quatro placas de irradiação de luz LED em modo ligado e desligado, e ao final traçado

seu gráfico. Os quatro circuitos analisados apresentarem resultados muito próximos, não apresentando perturbação eletromagnética devido à diferença de cor ou em modo ativo ou passivo. Na Figura 20 pode-se observar os gráficos gerados pelo circuito de neoformação em modo ligado ou desligado para a placa de LEDs verde, em ambos os casos a curva amarela que representa o equipamento não esta próxima dos limites de interferência impostos pela norma (curva em vermelho), resultado que demostra que para todos os casos o equipamento mantem-se dentro de padrões aceitáveis de operação, podendo assim ser utilizado próximo de outros equipamentos médicos sem prejudicar seu desempenho.

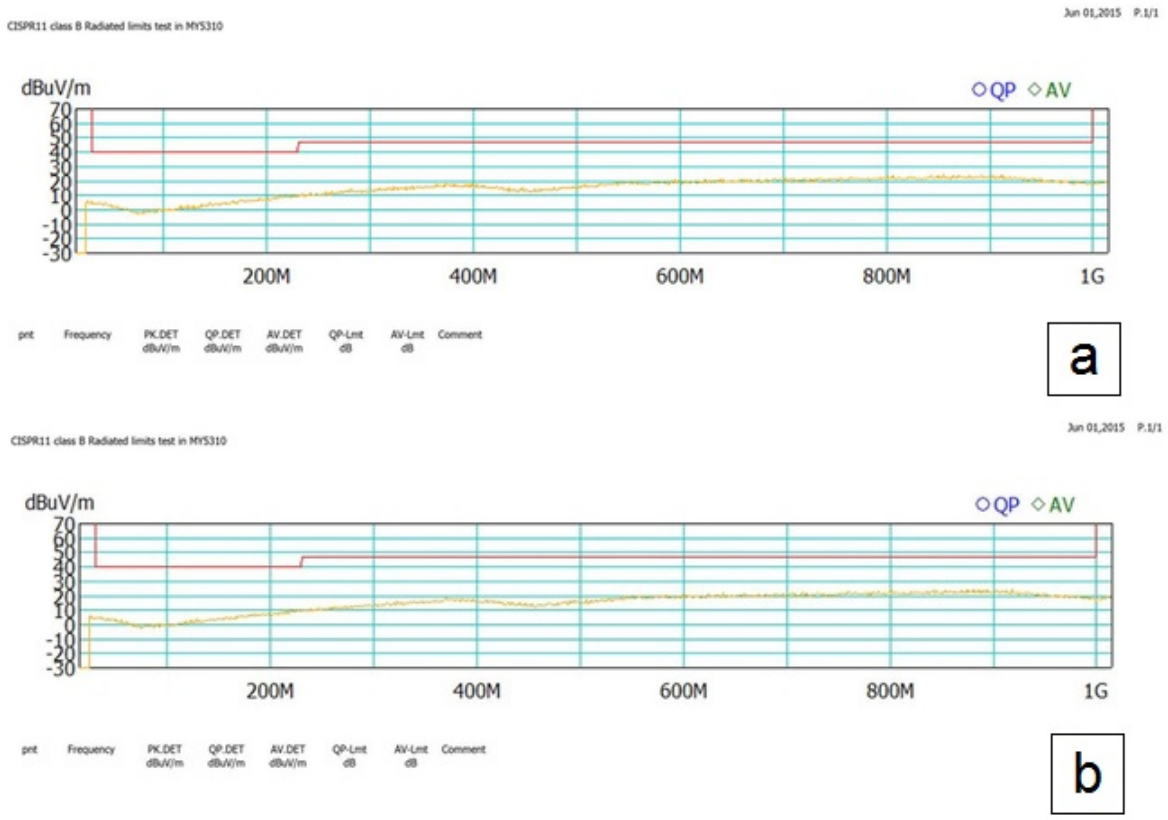


Figura 20: a) Curva gerada pelo software da Câmara Anecoica para o circuito de neoformação com luz LED verde deligado; b) Curva gerada pelo software da Câmara Anecoica para o circuito de neoformação com luz LED verde ligado.

4.2.3 Analise da Emissão de Luz

Para analise de emissão da placa de radiação de luz LED, nas cores amarelo, azul, verde e vermelho foi utilizado um espectrofotômetro da Thorlabs modelo CSS200 com resolução de 1nm em energia e tempo de integração variável. O equipamento pertence ao Laboratório de Espectroscopia Ótica do Instituto de Física da Universidade de Brasília (UnB) – Campus Darcy Ribeiro.

Inicialmente os ensaios foram feitos com o posicionamento da célula de LEDs sob a fibra óptica do aparelho, conforme apresentado na Figura 21, o segundo ensaio foi feito com a lâmina de látex sobre a célula de LEDs para analise da obstrução da luz, Figura 22.

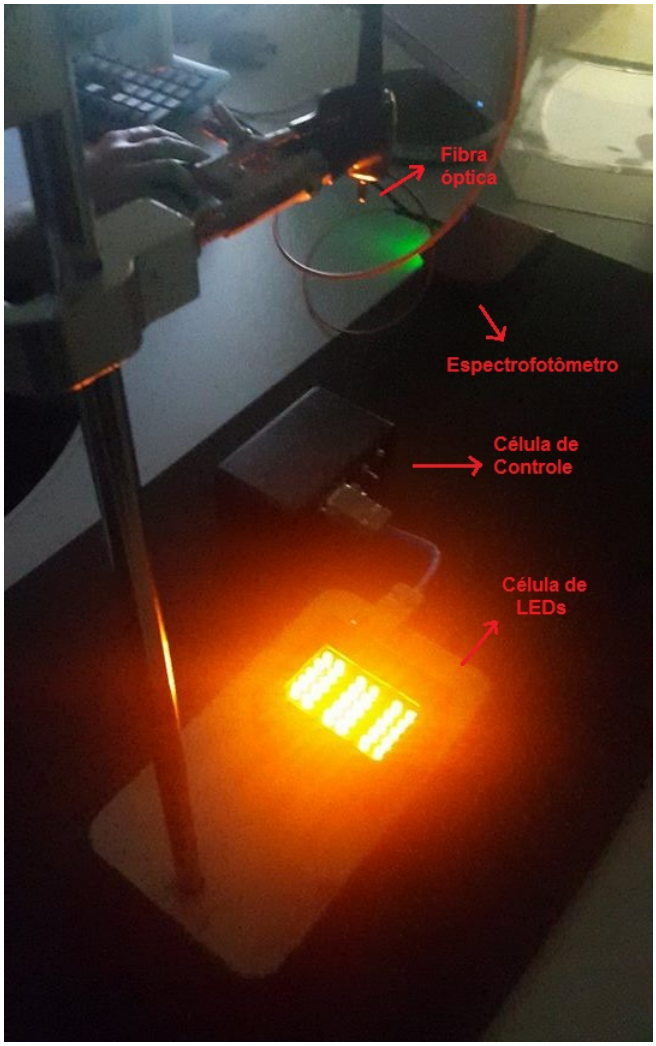


Figura 21: Analisa da célula de LEDS que emitem luz na cor amarela com espectrofotômetro Thorlabs modelo CSS200.

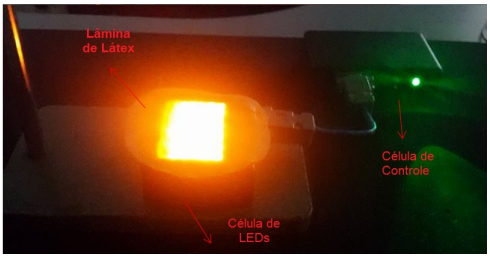


Figura 22: Célula de LEDs que emitem luz na cor amarela com o posicionamento da lâmina de látex por cima.

O tempo de integração foi otimizado para cada LED, considerando que o azul e o

verde saturavam o detector. A distância leds – sensor foi de aproximadamente 30 cm para todos os ensaios, foram realizados teste alterando a posição e ângulo dos LEDs, porém não se obteve notável interferência nas medidas.

Amarelo

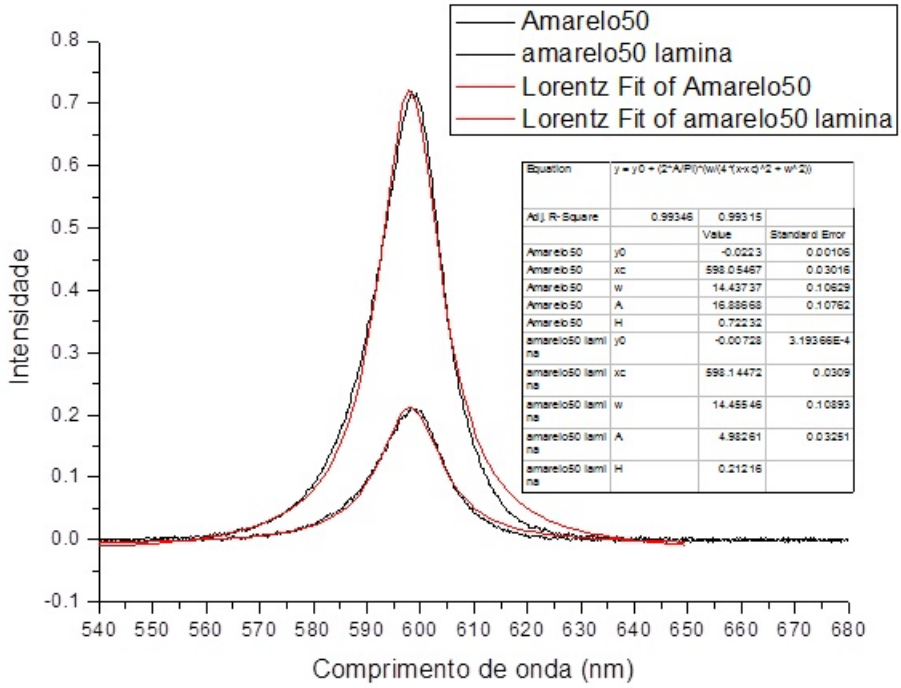


Figura 23: Gráfico do comprimento de onda e da intensidade luminosa do arranjo de LEDs que emitem luz na cor amarela com e sem o posicionamento da lâmina de látex por cima.

Com o ensaio inicial com a célula de LEDs que emitem cor amarela, Figura 23, a curva preta maior representa a passagem da luz do LED sem a lâmina posicionada por cima, já a curva preta menor representa a passagem da luz do LED com a lâmina posicionada por cima. Com a analise do gráfico verificou-se que a largura de linha não foi alterada pela lâmina de látex (w=14.4nm) e nem a posição do pico (xc=598.1nm), o pico de emissão da luz é confirmado nas especificações do fabricante do LED que afirmava que o pico do comprimento de onda se encontrana estreita faixa de 592 a 600nm.

Com o posicionamento da lâmina de látex por cima da célula de LEDs observou-se uma nítida queda na intensidade luminosa na ordem de 3.4 vezes.

Para melhor visualização do espectro no software do espectrofotômetro da Thorlabs foi feito uma otimização do tempo de integração em 50, para melhor analise dos pontos do gráfico a curva da aproximação de Lorentz foi traçada (curva em vermelho). A função de Lorentz dá a forma de certos tipos de linhas espectrais.

Azul

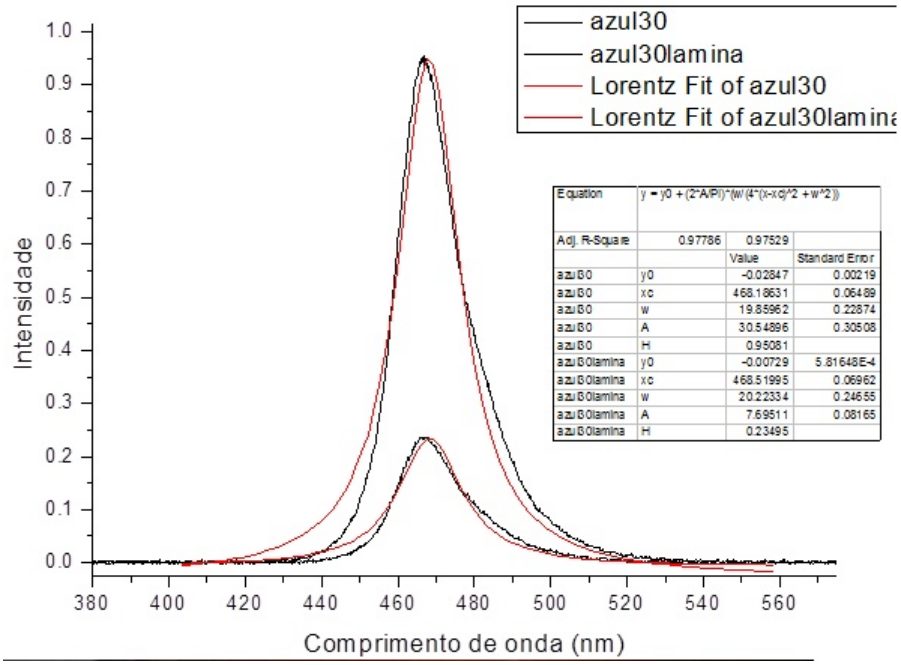


Figura 24: Gráfico do comprimento de onda e da intensidade luminosa do arranjo de LEDs que emitem luz na cor azul com e sem o posicionamento da lâmina de látex por cima.

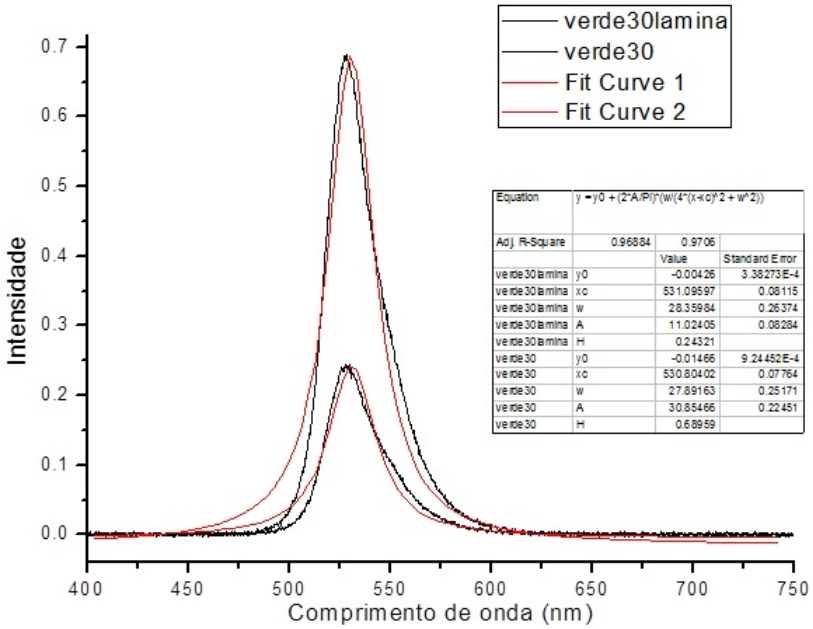
Para ensaio com a célula de LEDs (Fig.24) que emitem cor o azul foi realizado o mesmo processo que o amarelo, porém a otimização do tempo de integração foi de 30. Pode-se observar que o pico das curvas de ajuste (curvas vermelhas) estão um pouco deslocadas do pico real devido a assimetria das curvas, por análise do gráfico pode-se dizer que o pico está em 466.7nm para os dois, também dentro das especificações do fabricante de 460 a 470nm. A largura de linha é de 19.9nm para o LED e 20.2 para o LED com lâmina. A atenuação da intensidade luminosa no LED azul foi de 4 vezes.

Verde

Para ensaio com a célula de LEDs (Fig.25) que emitem cor o verde foi realizado o mesmo processo que o azul. As curvas dos LEDs verdes também demonstraram assimetria. Picos de comprimento de onda de 529nm, largura de linha de 28nm e atenuação da intensidade luminosa de 2.8 vezes, único fator que sofreu alteração com a obstrução da lâmina de látex.

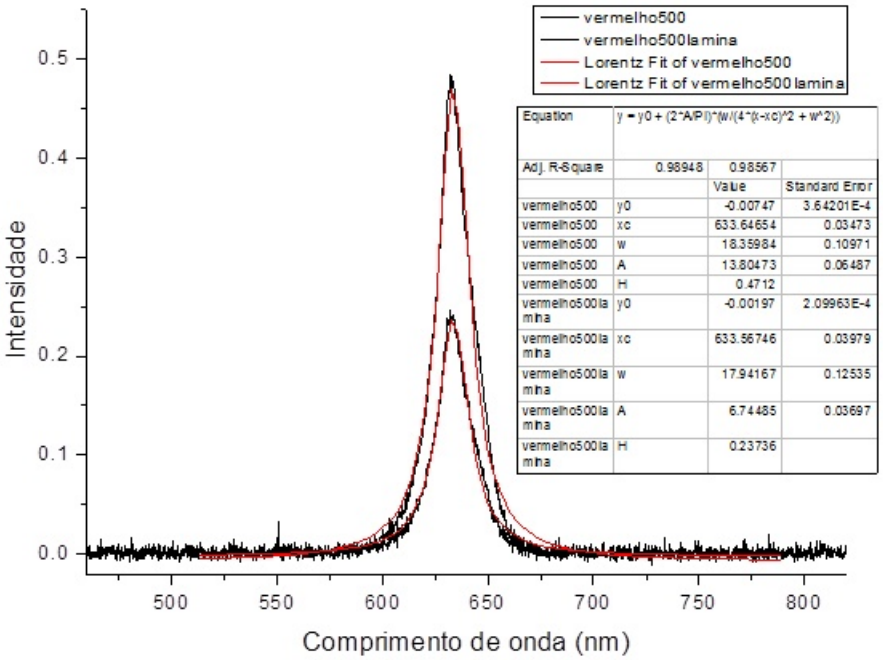
Vermelho

A célula com arranjo de LEDs vermelhos foi a que apresentou menor intensidade luminosa de todos. O número após a cor indica o tempo de integração em ms, para melhor visualização do espectro o tempo de integração foi aumentado para 500, fator que aumento o ruído de entrada do sinal devido ao aumento do tempo. A partir da analisa da Figura 26 a posição do pico de emissão foi de 633.6nm, valor dentro do especificado pelo fabricante (635 a 640nm) e largura de linha de 18.4nm. A queda da intensidade luminosa devido



Equation	y = y0 + (2*A/PI)*(w/(4*(x-xc)^2 + w^2))		
Adj. R-Square	0.96884	0.9706	
		Value	Standard Error
verde30lamina	y0	-0.00426	3.38273E-4
verde30lamina	xc	531.09597	0.08115
verde30lamina	w	28.35984	0.26374
verde30lamina	A	11.02405	0.08284
verde30lamina	H	0.24321	
verde30	y0	-0.01466	9.24452E-4
verde30	xc	530.80402	0.07764
verde30	w	27.89163	0.25171
verde30	A	30.85466	0.22451
verde30	H	0.68959	

Figura 25: Gráfico do comprimento de onda e da intensidade luminosa do arranjo de LEDs que emitem luz na cor verde com e sem o posicionamento da lâmina de látex por cima.



Equation	y = y0 + (2*A/PI)*(w/(4*(x-xc)^2 + w^2))		
Adj. R-Square	0.98948	0.98567	
		Value	Standard Error
vermelho500	y0	-0.00747	3.64201E-4
vermelho500	xc	633.64654	0.03473
vermelho500	w	18.35984	0.10971
vermelho500	A	13.80473	0.06487
vermelho500	H	0.4712	
vermelho500lamina	y0	-0.00197	2.09963E-4
vermelho500lamina	xc	633.56746	0.03979
vermelho500lamina	w	17.94167	0.12535
vermelho500lamina	A	6.74485	0.03697
vermelho500lamina	H	0.23736	

Figura 26: Gráfico do comprimento de onda e da intensidade luminosa do arranjo de LEDs que emitem luz na cor vermelha com e sem o posicionamento da lâmina de látex por cima.

a obstrução da lâmina de látex foi a menor apresentada pelas amostras, sendo ela de 2 vezes.

A Figura 27 faz comparação entre as curvas de comprimento de onda (nm) versus intensidade luminosa por segundo apresentadas pelas cores azul, verde, vermelho e amarelo, com e sem o uso da lâmina de látex sobre as células de LED, os gráficos foram normalizados para analise dos valores em mesma base.

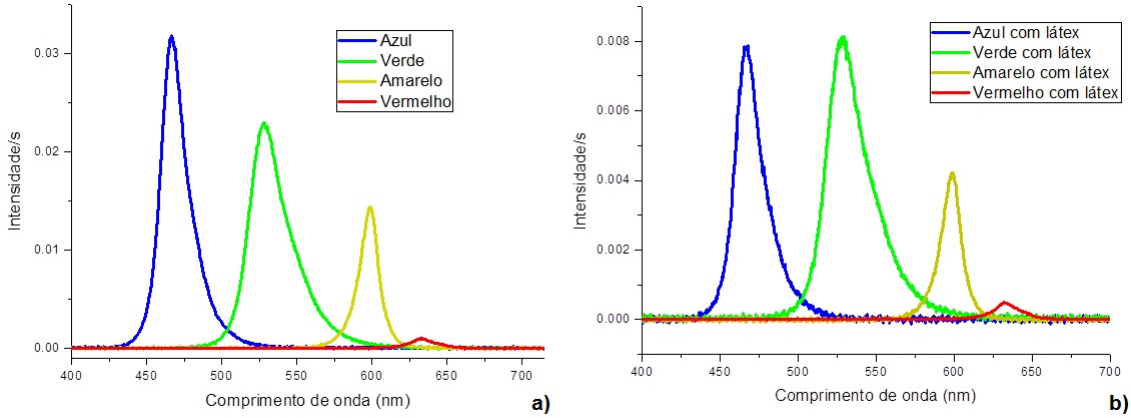


Figura 27: a)b)Gráfico do comprimento de onda e da intensidade luminosa dos arranjos de LEDs que emitem luz na cor azul, verde, amarelo e vermelho com e sem o posicionamento da lâmina de látex por cima.

Pode-se concluir que a célula com LEDs de cor azul possui maior intensidade luminosa sem a lâmina de látex, porém também é a que possui maior atenuação com a utilização da lâmina, o verde possui o segundo maior valor de pico e tem uma pequena atenuação quando comparado com o azul, às duas curvas possuem picos muito próximos após interferência da lâmina de látex. Como já observado anteriormente a curva apresentada pela célula com LEDs vermelhos é a que possui menor intensidade luminosa, quase imperceptível no gráfico após normalização.

A célula que faz uso do LED verde foi a que apresentou resultado mais vantajoso na relação Comprimento de onda (nm) por intensidade luminosa com a utilização da lâmina de látex, enquanto a azul apresentou melhores resultados sem a utilização da lâmina como pode-se observar da Tabela 4.2.3.

LED	**Pico de Emissão** $[nm]$	**Largura de Pico** $[nm]$	**Atenuação**
Azul	466.7	19.9	4.0
Verde	529.0	28.0	2.8
Amarelo	598.1	14.4	3.4
Vermelho	633.6	18.4	2.0

Tabela 2: Tabela de resultados obtidos para quatro diferentes células de emissão de luz LED.

5 Conclusão

O objetivo deste estudo foi propor um circuito indutor de neoformação tecidual com emissor de luz de LED e a utilização do látex natural como adesivo cicatrizante.

As lâminas de látex natural da seringueira Hevea brasiliensis foram confeccionadas de forma personalizada, avaliando suas diferentes formas de vulcanização, revestimento e perfuração, criando ao final um protocolo de produção das mesmas a fim de manterem um caráter translucido, possibilitando sua utilização com os LEDs. As lâminas têm como finalidade auxiliar no processo de cicatrização em conjunto com a irradiação da luz de LEDs de baixa intensidade.

O principal objetivo do trabalho foi alcançado, o desenvolvimento de um circuito indutor de neoformação tecidual e sua avaliação. O circuito apresentou baixa complexidade, facilitando assim a sua reprodução, devido a bateria utilizada, um baixo consumo e longo tempo de vida. A topologia utilizada no circuito apresentou bons resultados quanto aos comprimentos de onda esperados pelo conjunto de LEDs, sendo eles o comprimento de onda máximo para cada cor de LED.

O modulo de controle desenvolvido se mostra flexível devido à possibilidade de fácil reprogramação dos tempos de dosagem de luz, caso necessário. O próprio produto final se mostrou de fácil utilização, viabilizando seu emprego caso haja necessidade de futuros pacientes o manejarem.

Verificou-se também que o produto final apresenta a compatibilidade eletromagnética necessária para ser utilizado em conjunto com outros equipamentos médicos.

A Tabela 4.2.3 caracterizou a emissão de luz, o comprimento de onda e a atenuação apresentada com o uso da lâmina de látex em cada circuito para as cores azul, verde, vermelho e amarelo, demonstrando como o circuito age para as diferentes cores.

Para trabalhos futuros pretende-se realizar testes em pacientes que possuam ulceras de longa duração e que não apresentam resultados satisfatórios aos tratamentos convencionais, de forma a caracterizar o grau de cura de cada cor sobre o tecido humano, avaliando sua eficiência na cicatrização de úlceras.

Referências

AGOSTINI, D.; ELOIZO, A. Caracterização dos constituintes do látex e da borracha natural que estimulam a angiogênese. Presidente Prudente, SP: Faculdade de Ciências e Tecnologia FCT/UNESP, 2009. Citado na página 17.

BAUM, C.; ARPEY, C. Normal cutaneous wound healing: clinical correlation with cellular and molecular events. In: *Dermatologic Surgery*. [S.l.: s.n.], 2005. v. 31, n. 6, p. 674–86. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 16.

BRUGNERA, A. J.; PINHEIRO, A. Lasers na odontologia moderna. São Paulo: Pancast, 1998. Citado na página 23.

BéLANGER, A. Evidence-based guide to therapeutic agents. In: *Lippincott Williams Wilkins*. [S.l.: s.n.], 2002. p. 191–221. Citado na página 21.

CAETANO, K. et al. In: . [S.l.: s.n.]. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.

COTTON, A. M. A review of the principles and use of lasers in lower limb problems. Int J Low Extrem Wounds, 2004. Citado na página 21.

CUNHA, A. Desenvolvimento de adesivos biológicos biodegradáveis. Coimbra: Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade de Coimbra, 2008. Citado na página 16.

DALLAN, P. Síntese e caracterização de membranas de quitosana para aplicação na regeneração de pele. Campinas, SP: Faculdade de Engenharia Química, Universidade Estadual de Campinas, 2005. Citado na página 16.

DALL'ANTONIA, A. et al. Avaliação de clones de borracha natural crua por ensaios padrão e análise dinâmico-mecânica. In: *Polímeros: Ciência e Tecnologia*. [S.l.: s.n.], 2006. v. 16, n. 3, p. 239–245. Citado na página 17.

DIABéTICO, G. de Trabalho Internacional sobre P. Consenso internacional sobre pé diabético. Secretaria de Estado de Saúde do Distrito Federal, 2001. Citado na página 15.

DOVER, J.; PHILLIPS, T.; ARNDT, K. Cutaneous effects and therapeutic uses of heat with emphasis on infrared radiation. In: *Journal of the American Academy of Dermatology*. [S.l.: s.n.], 1989. v. 20, n. 2, p. 278–286. Citado na página 22.

FRADE, M. et al. Management of diabetic skin wounds with a natural latex biomembrane. In: *Medicina Cutánea Íbero Latino-Americana*. [S.l.: s.n.], 2004. v. 32, n. 6, p. 157–162. Citado na página 17.

GUASTALDI, A. Biomaterial: ponderações sobre as publicações científicas. In: *Rev. Assoc. Paul Cir. Dent.* [S.l.: s.n.], 2004. v. 58, n. 3, p. 205–206. Citado na página 16.

HARDING, K.; MORRIS, H.; PATEL, G. Healing chronic wounds. In: *BMJ*. [S.l.: s.n.], 2002. v. 32, n. 4, p. 160–3. Citado na página 16.

KARU, T. et al. Helium: neon laser induced respiratory burst of phagocytes cells. In: *Lasers Surg Med*. [S.l.: s.n.], 1988. v. 1, n. 9, p. 585–588. Citado na página 23.

MANDELBAUM, S.; SANTIS, D. ; MANDELBAUM, M. Cicatrização: conceitos atuais e recursos auxiliares – parte ii. In: *An Bras Dermatol*. [S.l.: s.n.], 2003. v. 78, n. 5, p. 521–522. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 16.

MOREIRA, M. Utilização de conversores eletrônicos que alimentam leds de alto brilho na aplicação em tecido humano e sua interação terapêutica. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Maria, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 23.

MRUE, F. Substituição do esôfago cervical por prótese biossintética de látex: estudo experimental em cães. Ribeirão Preto, SP: Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 1996. Citado na página 18.

PEDROSA, H. et al. The diabetic foot in south america: progress with the brazilian save the diabetic foot project. In: *International Diabetes Monitor*. [S.l.: s.n.], 2004. v. 16, n. 4, p. 17–23. Citado na página 15.

PEDROSA, H. et al. O desafio do projeto salvando o pé diabético. In: *Terapêutica em diabetes*. [S.l.: s.n.], 1998. v. 4, n. 19, p. 1–10. Citado na página 15.

PETREL, H. Ação de biomateriais e laser de baixa intensidade na reparação tecidual óssea: estudo histológico em ratos. Araraquara, SP: Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista (UNESP);, 2005. Citado na página 16.

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. Citado 3 vezes nas páginas 9, 17 e 19.

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. Citado na página 22.

STADELMANN, W.; DIGENIS, A.; TOBIN, G. Impediments to wound healing. In: *Am J Surg*. [S.l.: s.n.], 1998. v. 176, n. 2A, p. 39S–47S. Citado na página 15.

TATARUNAS, A.; MATERA, J.; DAGLI, M. Estudo clinico e anatomo-patologico da cicatrização cutânea no gato doméstico. utilização do laser de baixa potência gaas (904)nm. In: *Acta Cir. Bras*. [S.l.: s.n.], 1998. v. 13, n. 2, p. 86–93. Citado na página 21.

TUREG, S. Ortopedia, princípios e aplicações. Ortopedia, princípios e aplicações. Flórida: Manole, 1991. Citado na página 17.

ZIMMERMANN, M. et al. Teste de biocompatibilidade e resistência de membranas de látex em cães. In: *Ciência Rural*. [S.l.: s.n.], 2007. v. 37, n. 6, p. 1719–1723. Citado na página 17.