



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA**

**ÚLCERAS POR PRESSÃO SUBMETIDAS À
FOTOBIMODULAÇÃO COM DIODO EMISSOR DE LUZ**

MARIA EMÍLIA DE ABREU CHAVES

Belo Horizonte, 27 de março de 2015.

Maria Emília de Abreu Chaves

ÚLCERAS POR PRESSÃO SUBMETIDAS À FOTOBIMODULAÇÃO COM DIODO EMISSOR DE LUZ

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutora em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Bioengenharia.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa

Belo Horizonte
Escola de Engenharia da UFMG
2015



Universidade Federal de Minas Gerais

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha - 31.270-901 - Belo Horizonte - MG

Tel: +55 31 3499-5145 - Fax: +55 31 3443-3783

www.demec.ufmg.br - E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

"ÚLCERAS POR PRESSÃO SUBMETIDAS À FOTOBIMODULAÇÃO COM DIODO EMISSOR DE LUZ"

MARIA EMÍLIA DE ABREU CHAVES

Tese defendida e aprovada em 27, de março de 2015, pela Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Doutora em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "**Bioengenharia**".

Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa - (UFMG) – Orientador

Prof. Dr. Roberto Márcio de Andrade - (UFMG) – Examinador

Prof. Dr. Raul Gonzalez Lima - (USP) – Examinador

Profa. Dra. Angélica Rodrigues de Araújo - (PUC - MG) – Examinadora

Profa. Dra. Flávia Sampaio Latini Velásquez - (UFMG) – Examinadora

Aos meus pais e ao meu irmão,
pessoas importantes em minha vida,
que sempre me apoiaram.

AGRADECIMENTOS

A Deus por essa conquista e pela presença constante em minha vida.

Aos meus pais, ao meu irmão Rodrigo e à Camila pelo amor incondicional e compreensão nos momentos difíceis.

Ao meu orientador, professor Marcos Pinotti, pela oportunidade e por me ensinar a ver além do horizonte.

Ao professor Roberto Márcio pelos sábios conselhos e por sua contribuição nesta pesquisa.

À professora Angélica Araújo pela amizade e por ter me guiado da graduação até ao Labbio.

À Cida Fernandes pelo companheirismo e lealdade.

À Rosana Carvalho e Betânia Soares pela disponibilidade em me ajudar.

Ao Daniel Rocha, Artur Avelar, Victor Jakitsch, Jean Canestri, Rafael Ferreira, Selson Gomes e Flávio Calado que tanto cooperaram.

Aos amigos do Labbio que me auxiliaram de alguma maneira. Agradeço também pelas alegrias que passamos juntos ao longo destes anos: lanches, churrascos, workshops, congressos e viagens.

À Fernanda Souza por estar próxima quando necessário.

Aos professores e funcionários do PPGMEC, em especial Marina Costa e Marjorie Pina, pelo carinho e dedicação.

À SEVA Engenharia Eletrônica, em especial João Luiz Neves, Lucas Silva e Henry Martins.

Ao Dr. Antônio Tarcísio Freire, à enfermeira Flávia Medeiros e aos técnicos de enfermagem que me ajudaram na coleta de dados na Santa Casa.

Aos pacientes da Unidade de Cuidados Prolongados da Santa Casa.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

A toda minha família e amigos que acreditam em mim.

“Inventar é imaginar o que ninguém pensou; é acreditar no que ninguém jurou; é arriscar o que ninguém ousou; é realizar o que ninguém tentou. Inventar é transcender.”

Alberto Santos Dumont

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	8
LISTA DE TABELAS	10
LISTA DE QUADROS	11
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	12
RESUMO	13
ABSTRACT	14
INTRODUÇÃO.....	15
1.1- Motivação.....	15
1.2- Objetivo geral.....	16
1.3- Objetivos específicos	17
2- REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1 - Úlcera por pressão.....	18
2.1.1- Etiopatogenia.....	19
2.1.2- Classificação.....	20
2.1.3- Prevenção	23
2.1.4- Tratamento	24
2.2- Cicatrização de feridas cutâneas	26
2.3- Métodos de medição da área da ferida	29
2.4- Método de medição da temperatura da ferida	30
2.5- Diodo emissor de luz.....	32
3- METODOLOGIA	36
3.1- Desenvolvimento do dispositivo	36
3.1.1- Unidade emissora de luz	36
3.1.2- Unidade de controle	43
3.2- Testes clínicos	45
3.2.1- Amostra	45
3.2.2- Procedimento.....	45
3.2.3- Aquisição das imagens	46
3.2.4- Processamento e análise das imagens	47
3.2.5- Taxa de cicatrização	49
3.2.6- Medição da temperatura	49
3.2.7- Análise dos termogramas	50

3.2.8- Análise de incerteza	50
3.2.9- Análise estatística.....	52
4- RESULTADOS E DISCUSSÃO	53
4.1- Dispositivo	53
4.2- Características dos participantes	53
4.3- Área das úlceras no decorrer do tratamento	56
4.4- Temperatura das úlceras no decorrer do tratamento	61
4.5- Temperatura das úlceras após aplicação da luz LED	66
4.6- Fontes de incerteza dos sistemas de medição da área e da temperatura	71
5- CONCLUSÕES.....	72
6- SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	73
7- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74
8- ANEXOS.....	89

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1- Regiões de acometimento das úlceras por pressão (GREY <i>et al.</i> , 2006).....	18
FIGURA 2.2- Camadas teciduais sem presença de úlcera (NUAP/EPUAP, 2014).....	20
FIGURA 2.3- Úlcera por pressão categoria I: A- representação da lesão avermelhada na superfície; B- imagem da úlcera (em vermelho) na pele (NUAP/EPUAP, 2014)	21
FIGURA 2.4- Úlcera por pressão categoria II: A- representação da perda parcial da epiderme e da derme; B- imagem da úlcera (em rosa) na pele (NUAP/EPUAP, 2014).....	21
FIGURA 2.5- Úlcera por pressão categoria III: A- representação da perda total das camadas da pele; B- úlcera com aspecto avermelhado e profundo (NUAP/EPUAP, 2014).....	22
FIGURA 2.6- Úlcera por pressão categoria IV: A- representação da perda dos tecidos; B- úlcera com tecido desvitalizado na pele (NUAP/EPUAP, 2014).....	22
FIGURA 2.7- Úlcera por pressão inclassificável: A- representação da necrose tecidual; B- úlcera com tecido necrótico no leito (NUAP/EPUAP, 2014)	23
FIGURA 2.8- Suspeita de lesão profunda dos tecidos: A- representação da profundidade; B- imagem da úlcera (em vermelho escuro) na pele (NUAP/EPUAP, 2014).....	23
FIGURA 2.9- Fase inflamatória (REINKE; SORG, 2012).....	27
FIGURA 2.10- Fase proliferativa (REINKE; SORG, 2012).....	28
FIGURA 2.11- Fase de remodelagem (REINKE; SORG, 2012).....	29
FIGURA 2.12- Estrutura do LED (ENCYCLOPEDIA BRITANNICA, 2015).....	33
FIGURA 3.1- Ângulo de abertura de meia potência do LED	37
FIGURA 3.2- Distribuição da potência emitida pelo LED	37
FIGURA 3.3- Uniformidade da potência irradiada pelo LED	38
FIGURA 3.4- Distância entre a pele e a superfície do LED	38
FIGURA 3.5- Distância entre os LEDs	39
FIGURA 3.6- Representação de quatro LEDs inseridos no círculo interno	40
FIGURA 3.7- Representação de cinco LEDs inseridos no círculo interno	40
FIGURA 3.8- Representação de seis LEDs inseridos no círculo interno.....	41
FIGURA 3.9- Diâmetro dos círculos: A- interno; B- intermediário e C- externo, sendo que cada ponto vermelho representa um par de LEDs	42
FIGURA 3.10- Unidade emissora de luz composta por 30 pares de LEDs em três círculos concêntricos; os discos transparentes são de policarbonato com 1,5 mm de espessura.....	43

FIGURA 3.11- Unidade de controle: A- interface com o usuário; B- circuito de potência e sistema de processamento.....	44
FIGURA 3.12- Segmentação manual: A- imagem original; B- imagem segmentada	47
FIGURA 3.13- Balanceamento dos canais de cores.....	48
FIGURA 3.14- Área da úlcera preenchida de azul.....	48
FIGURA 4.1- Fluxograma de randomização dos participantes	54
FIGURA 4.2- Área das úlceras por pressão dos 8 participantes do grupo controle que completaram as 12 sessões	57
FIGURA 4.3- Área das úlceras por pressão dos 8 participantes do grupo experimental que completaram as 12 sessões	58
FIGURA 4.4- Temperatura média nas 12 sessões nos grupos controle e experimental; as barras de erro representam os valores de incerteza encontrados em cada medição ($\pm 1^{\circ}\text{C}$)	63
FIGURA 4.5- Temperatura média dos cinco pontos na sessão 1 nos grupos controle e experimental	64
FIGURA 4.6- Temperatura média dos cinco pontos na sessão 4 nos grupos controle e experimental	64
FIGURA 4.7- Temperatura média dos cinco pontos na sessão 8 nos grupos controle e experimental	65
FIGURA 4.8- Temperatura média dos cinco pontos na sessão 12 nos grupos controle e experimental	65
FIGURA 4.9- Valores de temperatura antes (A) e após (B) a aplicação do dispositivo.....	70

LISTA DE TABELAS

TABELA 4.1- Características dos participantes nos grupos controle e experimental	55
TABELA 4.2- Taxa de cicatrização (%) das úlceras por pressão no grupo controle.....	59
TABELA 4.3- Taxa de cicatrização (%) das úlceras por pressão no grupo experimental	60
TABELA 4.4- Temperatura nos cinco pontos analisados, antes (A) e depois (D) da aplicação da luz LED, nas sessões 1 e 2.....	68
TABELA 4.5- Temperatura nos cinco pontos analisados, antes (A) e depois (D) da aplicação da luz LED, nas sessões 3 e 4.....	68
TABELA 4.6- Temperatura nos cinco pontos analisados, antes (A) e depois (D) da aplicação da luz LED, nas sessões 5 e 6.....	68
TABELA 4.7- Temperatura nos cinco pontos analisados, antes (A) e depois (D) da aplicação da luz LED, nas sessões 7 e 8.....	69
TABELA 4.8- Temperatura nos cinco pontos analisados, antes (A) e depois (D) da aplicação da luz LED, nas sessões 9 e 10.....	69
TABELA 4.9- Temperatura nos cinco pontos analisados, antes (A) e depois (D) da aplicação da luz LED, nas sessões 11 e 12.....	69

LISTA DE QUADROS

QUADRO 3.1- Características dos diodos emissores de luz	36
QUADRO 3.2- Tempo de aplicação de cada círculo	44
QUADRO 3.3- Intensidade de luz de cada círculo	44
QUADRO 3.4- Características da termocâmara FLIR I60.....	49
QUADRO 3.5- Valores de incerteza dos dados de entrada do IMT	52
QUADRO 4.1- Variação da temperatura das úlceras por pressão no grupo controle em relação às sessões de tratamento, considerando o ponto do centro da ferida.....	62
QUADRO 4.2- Variação da temperatura das úlceras por pressão no grupo experimental em relação às sessões de tratamento, considerando o ponto do centro da ferida	62

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	Área
ATP	Adenosina Trifosfato
°C	Grau Celsius
Ca ²⁺	Íon cálcio
cm	Centímetro
cm ²	Centímetro quadrado
DNA	Ácido Desoxirribonucléico
ε	Emissividade
GUM	<i>Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement</i>
IDE	Interface de Desenvolvimento Integrado
IMT	Incerteza de Medição Termográfica
J/cm ²	Joules por centímetro quadrado
K	Kelvin
K ⁺	Íon potássio
Labbio	Laboratório de Bioengenharia
LASER	Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação
LED	Diodo Emissor de Luz
mm	Milímetro
mm ²	Milímetro quadrado
mW	Miliwatt
mW/cm ²	Miliwatt por centímetro quadrado
μm	Micrômetro
Na ⁺	Íon sódio
nm	Nanômetro
PCI	Placa de circuito impresso
PVC	Policloreto de vinila
RNA	Ácido Ribonucléico
tan	Tangente
UP	Úlcera por pressão
V	Volt
W	Watt

RESUMO

Apesar dos avanços das técnicas para o tratamento de feridas, a úlcera por pressão ainda representa um problema em todos os ambientes de saúde. Este estudo tem como objetivo analisar os efeitos de um dispositivo de diodos emissores de luz no tratamento de úlceras por pressão. A metodologia é dividida em duas etapas: a primeira consiste no desenvolvimento do dispositivo e a segunda compreende os testes clínicos. O dispositivo construído é formado por um conjunto de 60 LEDs (30 vermelhos e 30 infravermelhos) dispostos em círculos. A aplicabilidade clínica do dispositivo foi testada na Santa Casa de Misericórdia de Belo Horizonte. Trinta participantes com úlcera por pressão não infectada, na região sacral, com idade igual ou superior a 18 anos, de ambos os sexos, foram incluídos e randomizados para um dos dois grupos de tratamento. O grupo controle recebeu diariamente o tratamento convencional que consistiu na limpeza da úlcera com solução fisiológica, seguida pela adição de um curativo à base de hidrogel com alginato, por um período de 4 semanas. Além do tratamento convencional diário, o grupo experimental recebeu aplicações do dispositivo, três vezes por semana, totalizando 12 sessões. As úlceras por pressão foram avaliadas pela medição da área e da temperatura. Com base nos resultados, pode-se afirmar que a aplicação do dispositivo de LEDs (630 e 940 nm) com dose de 4 J/cm^2 promoveu uma maior taxa de cicatrização nas úlceras por pressão do grupo experimental em relação ao controle; a temperatura das úlceras por pressão manteve-se na faixa ideal para cicatrização em ambos os grupos no decorrer das sessões de tratamento; as úlceras por pressão tiveram um aumento de temperatura imediatamente após a aplicação do dispositivo de LEDs, mas não foi significativo. Pode-se concluir que o protocolo de fotobiomodulação com LED aplicado neste estudo otimizou a cicatrização das úlceras por pressão, sendo sugerido como terapia adjuvante no tratamento dessas feridas.

Palavras-chave: fototerapia, úlcera por pressão, cicatrização de feridas, termografia.

ABSTRACT

Despite the advances in techniques for treatment of wounds, pressure ulcer is still a problem in all healthcare environments. This study aims to analyze the effects of a device light emitting diode (LED) in the treatment of pressure ulcers. The methodology is divided into two stages: the first is the device development and the second comprises the clinical trials. The developed device consists of a cluster of 60 LEDs (30 red and 30 infrared) arranged in circles. The clinical applicability of the device was tested in the Santa Casa Hospital in Belo Horizonte. Thirty participants with uninfected sacral pressure ulcers, aged 18 or over, both male and female were included and randomized to one of two treatment groups. The control group received daily conventional treatment, which consisted of a cleaning of the pressure ulcer with physiological saline followed by an alginate hydrogel dressing for a period of 4 weeks. Besides the daily conventional treatment, the experimental group received device applications, three times a week, totaling 12 sessions. The pressure ulcers were evaluated by area and temperature measurements. Based on the results, it can be affirmed that the application of LED device (630 and 940 nm) at a dose of 4 J/cm^2 promoted a higher healing rate in pressure ulcers in the experimental group compared to the control; the temperature of pressure ulcers remained in the appropriate range for healing in both groups during the treatment sessions; there was a heating in the pressure ulcers immediately after the LED device application, but it was not significant. It can be concluded that the LED photobiomodulation protocol used in this study optimized the pressure ulcers healing and it is suggested as adjunctive therapy in the treatment of these wounds.

Key-words: phototherapy, pressure ulcer, wound healing, thermography.

INTRODUÇÃO

1.1- Motivação

Úlcera por pressão (UP) é uma ferida cutânea debilitante (GORECKI *et al.*, 2009) que representa um problema para os serviços de saúde (COLEMAN *et al.*, 2013). A UP tem incidência alta nos hospitais, principalmente nas unidades de terapia intensiva (ALVES *et al.*, 2014), como também nas instituições de longa permanência e nos domicílios (MORAES *et al.*, 2012).

Estudos realizados em cidades brasileiras demonstram que a incidência de UP nos hospitais varia entre 13,3 e 66,6% (FERNANDES; TORRES, 2008; DICCINI *et al.*, 2009; MATOS *et al.*, 2010; SOARES *et al.*, 2011; PEREIRA *et al.*, 2013), sendo considerada um indicador de qualidade (negativa) do cuidado nos serviços de saúde (COSTA, 2010). Sua presença é associada ao aumento do tempo de internação, dificuldade de recuperação, risco de desenvolver infecções, aumento de custos, além de maior morbidade e mortalidade aos pacientes internados (MEDEIROS *et al.*, 2009; THEISEN *et al.*, 2011).

Demais efeitos da UP constituem em redução da independência do indivíduo, perda da funcionalidade na realização das atividades diárias, dificuldade na participação na sociedade e afastamento do trabalho, o que ocasiona prejuízos financeiros (ABDELRAHMAN; NEWTON, 2011; BRITO *et al.*, 2014). Estudos de revisão confirmam que a UP causa dor e desequilíbrios emocionais, promove consequências físicas e sociais negativas que afetam a saúde, o bem estar e a qualidade de vida dos indivíduos (GORECKI *et al.*, 2009).

O desenvolvimento da UP é multifatorial, mas o principal fator etiológico é a pressão sobre os tecidos e proeminências ósseas em relação ao leito (ROCHA FILHO *et al.*, 2013). Outros fatores de risco incluem qualquer doença que leve à imobilidade e à atividade limitada, incontinência urinária e anal, idade avançada, nutrição inadequada, deficiências sensoriais, alteração do nível de consciência, presença de diabetes e doenças cardiovasculares (COLEMAN *et al.*, 2013).

Várias intervenções são adotadas com intuito de prevenir a UP como aplicação de escalas preditivas, mudança de decúbito a cada duas horas, uso de materiais para aliviar a pressão, suporte nutricional adequado, além de inspeção e hidratação diária da pele (JOSEPH; CLIFTON, 2013; BRITO *et al.*, 2014). Quando a prevenção não é suficiente, são necessárias

medidas de tratamento como limpeza e desbridamento da ferida, utilização de curativos e coberturas (NUAP/EPUAP, 2014).

Embora existam recursos e tecnologias para tratamento em excesso no mercado, a incidência e a prevalência mundial da UP são altas (MEDEIROS *et al.*, 2009). O fato implica investimento em pesquisas, a fim de estabelecer novos recursos terapêuticos, com menor custo e maior eficácia, além de mais acessíveis à população.

A fotobiomodulação consiste de ondas eletromagnéticas na faixa espectral do vermelho ao infravermelho próximo (600 - 1000 nm) que estimulam as funções celulares, promovendo efeitos terapêuticos (KARU, 2010). Dentre os recursos de fotobiomodulação, destacam o LASER (Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação) e o LED (Diodo Emissor de Luz), ambos com efeitos biológicos semelhantes (CHAVES *et al.*, 2014). Entretanto, os benefícios terapêuticos do LASER no tratamento de feridas são relatados desde a década de 1960 (MESTER *et al.*, 1968) e os do LED, somente a partir da década de 1990 (WHELAN *et al.*, 1999).

O LED tem sido considerado pela comunidade científica como uma opção interessante no auxílio da cicatrização tecidual, pela facilidade de manuseio e possibilidade de ser organizado em matrizes de vários tamanhos (BAROLET, 2008). Contudo, a maior parte das pesquisas sobre os efeitos do LED na cicatrização de feridas é *in vitro* (WHELAN *et al.*, 2001; TADA *et al.*, 2009; VOLPATO *et al.*, 2011; FUSHIMI *et al.*, 2012) ou em animais (AGNOL *et al.*, 2009; MEYER *et al.*, 2010; ADAMSKAYA *et al.*, 2011; LEE e KIM, 2012; NISHIOKA *et al.*, 2012; CHEON *et al.*, 2013; SOUSA *et al.*, 2013).

Estudos diretamente relacionados aos efeitos da fotobiomodulação com LED no tratamento das úlceras por pressão são raros na literatura (FIGUEIREDO; PAULO, 2012). Por esse motivo, são necessárias novas pesquisas para avaliar os efeitos dos diodos emissores de luz na cicatrização dessas úlceras a fim de proporcionar maior confiabilidade para a técnica.

1.2- Objetivo geral

Analisar os efeitos de um dispositivo de diodos emissores de luz no tratamento de úlceras por pressão.

1.3- Objetivos específicos

1- Desenvolver um dispositivo composto por diodos emissores de luz na faixa espectral do vermelho (630 nm) e do infravermelho próximo (940 nm).

2- Avaliar a área das úlceras por pressão no decorrer das sessões de tratamento.

3- Avaliar a temperatura das úlceras por pressão no decorrer das sessões de tratamento.

4- Identificar as variações de temperatura das úlceras por pressão antes e após a aplicação do dispositivo.

2- REVISÃO DE LITERATURA

2.1 - Úlcera por pressão

Úlcera por pressão é uma lesão na pele e/ou no tecido subjacente em resultado da pressão, ou da combinação entre esta e outras forças mecânicas (NUAP/EPUAP, 2009). A UP geralmente ocorre em regiões de proeminência óssea, como sacro, calcâneos, região trocantérica e isquiática, maléolos, escápulas e cotovelos. Essa úlcera também pode acometer a região occipital, orelhas, joelho, região genital, mãos, arcos costais, mamas e nariz (GREY *et al.*, 2006), como demonstrado na FIG.2.1.

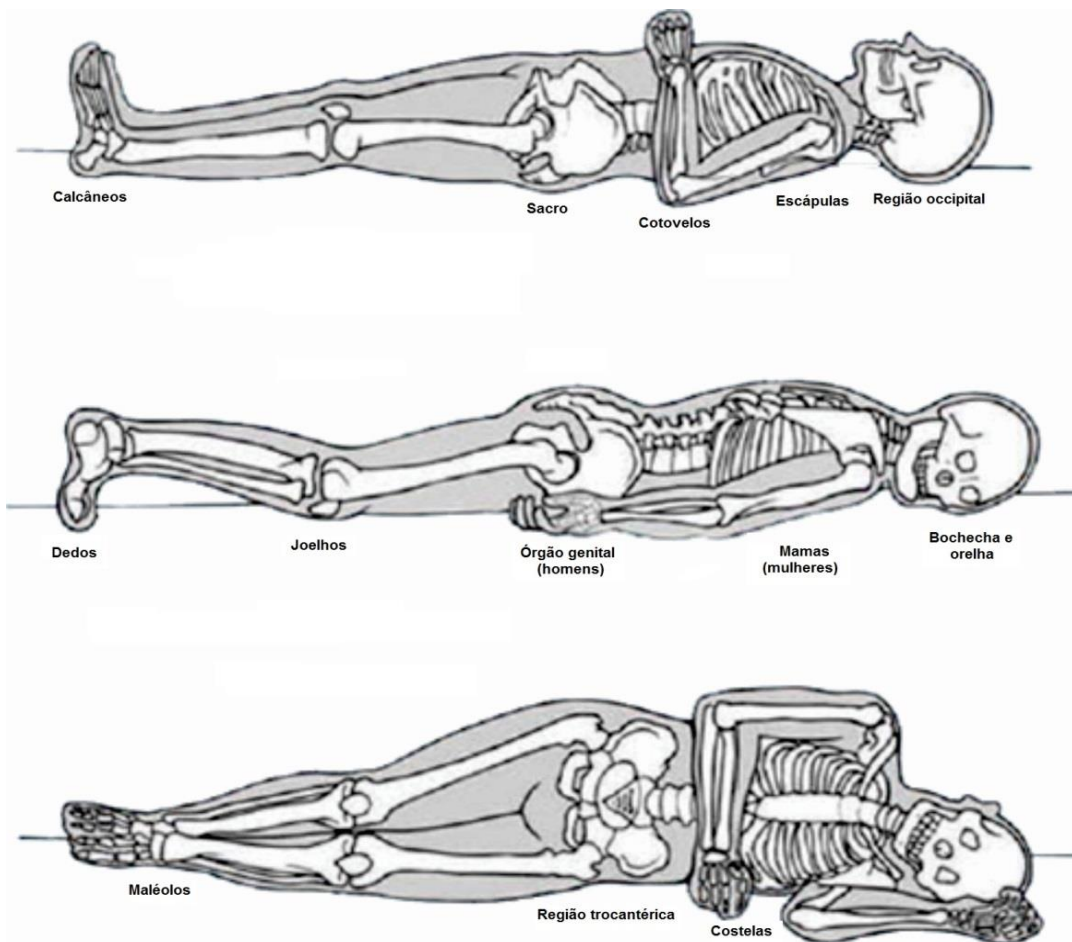


FIGURA 2.1- Regiões de acometimento das úlceras por pressão (GREY *et al.*, 2006)

2.1.1- Etiopatogenia

O desenvolvimento das úlceras por pressão é dependente da atuação de fatores de risco extrínsecos e intrínsecos (ROCHA *et al.*, 2006). Os fatores extrínsecos são aqueles derivados do ambiente e os intrínsecos são os inerentes ao próprio indivíduo (LUZ *et al.*, 2010).

Dentre os fatores de risco extrínsecos, destacam-se a pressão, o cisalhamento, a fricção e a umidade. O principal fator extrínseco é a pressão exercida por uma força perpendicular à pele (COSTA, 2010).

Segundo Coleman *et al.* (2014), a úlcera por pressão desenvolve-se em virtude de alterações patológicas na perfusão sanguínea da pele e tecidos subjacentes. A compressão não aliviada do tecido mole, entre uma proeminência óssea e uma superfície dura, ocasiona pressões maiores do que as pressões capilares. Como consequência, ocorre oclusão do fluxo sanguíneo, resultando em isquemia e hipóxia. Quando essa isquemia tecidual é mantida por um tempo maior do que o necessário à recuperação do tecido, ocorre a liberação de mediadores inflamatórios, os quais aumentam a permeabilidade vascular, gerando edema e aumentando a isquemia. Esta, a nível celular, leva à necrose tecidual, o que promove a liberação de mais mediadores inflamatórios. Dessa forma, o ciclo de destruição tecidual é intensificado e a pressão contínua sobre a pele torna a ferida progressivamente maior e profunda (WADA *et al.*, 2010).

Determinados pontos do corpo, principalmente as proeminências ósseas, concentram maiores pressões, motivo pelo qual, essas são as mais acometidas pelas úlceras por pressão (LUZ *et al.*, 2010). Existe uma relação inversa entre a intensidade e a duração da pressão no desenvolvimento de UP. Baixas pressões aplicadas em determinadas áreas de tecidos, por um longo período de tempo, produzem danos no tecido tanto quanto altas pressões aplicadas por curtos períodos de tempo (NUAP/EPUAP, 2009).

A pressão pode ser isolada ou combinada com fricção e/ou cisalhamento. O cisalhamento é uma força exercida sobre a pele, fazendo-a deslizar sobre o plano muscular, o que ocasiona a oclusão ou mesmo o rompimento dos capilares responsáveis pela perfusão da pele. A consequência desta separação capilar é a isquemia local. A fricção é uma força de atrito entre duas superfícies (a pele e a superfície de apoio) que resulta em abrasão das primeiras camadas da pele, podendo formar bolhas (ROCHA FILHO *et al.*, 2013).

A umidade é outro importante fator, pois diminui a tolerância tecidual às forças de fricção e cisalhamento, levando à maceração do tecido. A transpiração excessiva, a presença

de secreções respiratórias, os vômitos e a incontinência urinária e anal são as principais causas de aumento da umidade (LUZ *et al.*, 2010).

Os principais fatores de risco intrínsecos incluem imobilidade, diminuição da percepção sensorial, alteração do nível de consciência, incontinência urinária e anal, deficiência nutricional, presença de diabetes e doenças cardiovasculares (WADA *et al.*, 2010; LITTLE, 2013; ROCHA FILHO *et al.*, 2013). Outros fatores intrínsecos englobam idade (acima de 60 anos), uso de medicamentos e estado geral de saúde, como infecção e doença aguda (COLEMAN *et al.*, 2014).

A imobilidade é o principal fator intrínseco, podendo ser permanente ou transitória. Várias são as condições clínicas que podem alterar a capacidade de mobilidade, como acidente vascular cerebral, traumatismo craniano, sedação excessiva, depressão, fraqueza, confusão mental, lesão medular, pós-operatório, choques, queimaduras e politraumatismos (LUZ *et al.*, 2010).

2.1.2- Classificação

Na FIG.2.2 estão representadas as camadas da pele (epiderme, derme e hipoderme), bem como as camadas subjacentes (músculo e osso), sem nenhuma ferida.

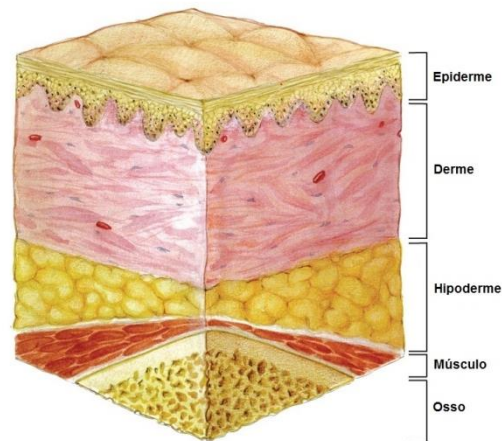


FIGURA 2.2- Camadas teciduais sem presença de úlcera (NUAP/EPUAP, 2014)

De acordo com o National Pressure Ulcer Advisory Panel e o European Pressure Ulcer Advisory Panel (2009), as úlceras por pressão são classificadas em categorias, descritas a seguir.

Categoria I: pele intacta com eritema não branqueável de uma área localizada (FIG.2.3). Podem estar presentes dor, calor ou edema. Essa categoria pode ser difícil de identificar em indivíduos com pele negra.

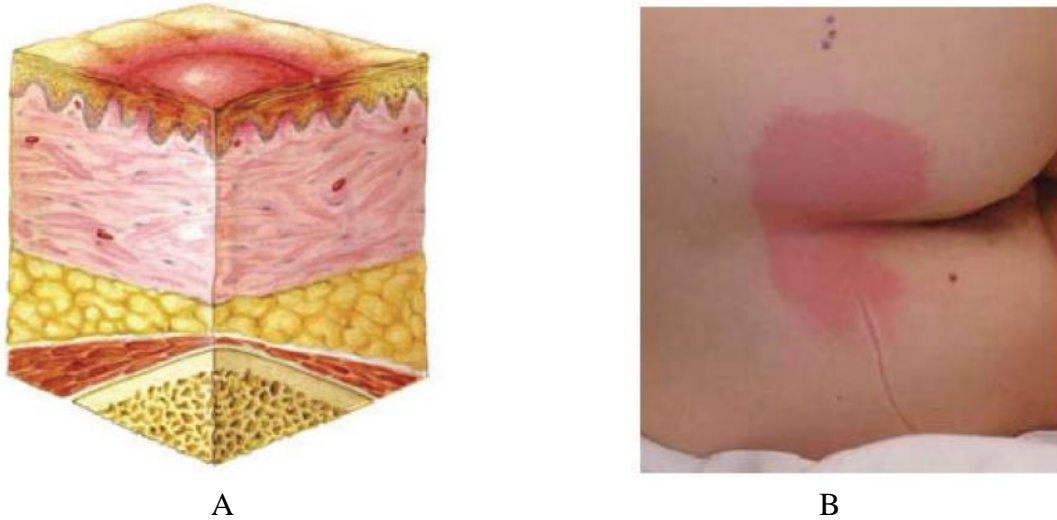


FIGURA 2.3- Úlcera por pressão categoria I: A- representação da lesão avermelhada na superfície; B- imagem da úlcera (em vermelho) na pele (NUAP/EPUAP, 2014)

Categoria II: perda parcial da espessura da derme que se apresenta como uma ferida superficial com leito vermelho rosa sem crosta (FIG.2.4). Pode também apresentar-se como uma bolha.



FIGURA 2.4- Úlcera por pressão categoria II: A- representação da perda parcial da epiderme e da derme; B- imagem da úlcera (em rosa) na pele (NUAP/EPUAP, 2014)

Categoria III: perda total da espessura da pele podendo ser visível o tecido adiposo, mas sem expor o músculo ou o osso (FIG.2.5). Algum tecido desvitalizado pode estar presente.

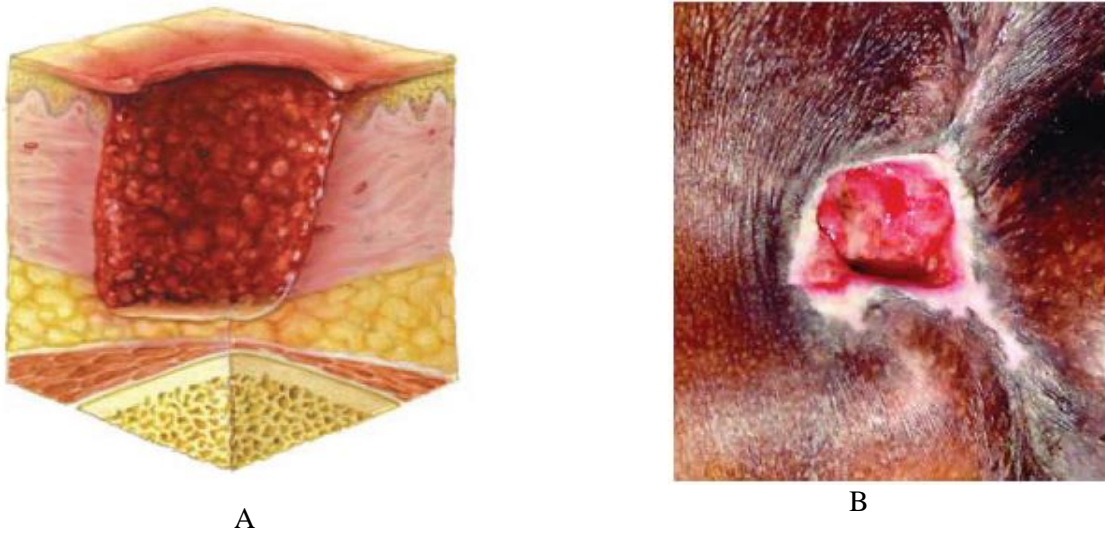


FIGURA 2.5- Úlcera por pressão categoria III: A- representação da perda total das camadas da pele; B- úlcera com aspecto avermelhado e profundo (NUAP/EPUAP, 2014)

Categoria IV: perda total da espessura dos tecidos com exposição do músculo e osso (FIG.2.6). Pode estar presente tecido desvitalizado.



FIGURA 2.6- Úlcera por pressão categoria IV: A- representação da perda dos tecidos; B- úlcera com tecido desvitalizado na pele (NUAP/EPUAP, 2014)

Inclassificável: perda total da espessura dos tecidos com profundidade indeterminada, devido presença de tecido necrótico no leito da ferida (FIG.2.7).



FIGURA 2.7- Úlcera por pressão inclassificável: A- representação da necrose tecidual; B- úlcera com tecido necrótico no leito (NUAP/EPUAP, 2014)

Suspeita de lesão profunda dos tecidos: caracterizada por uma área vermelho escuro localizada em pele intacta e descolorada (FIG.2.8), provocada por danos no tecido mole subjacente pela pressão.

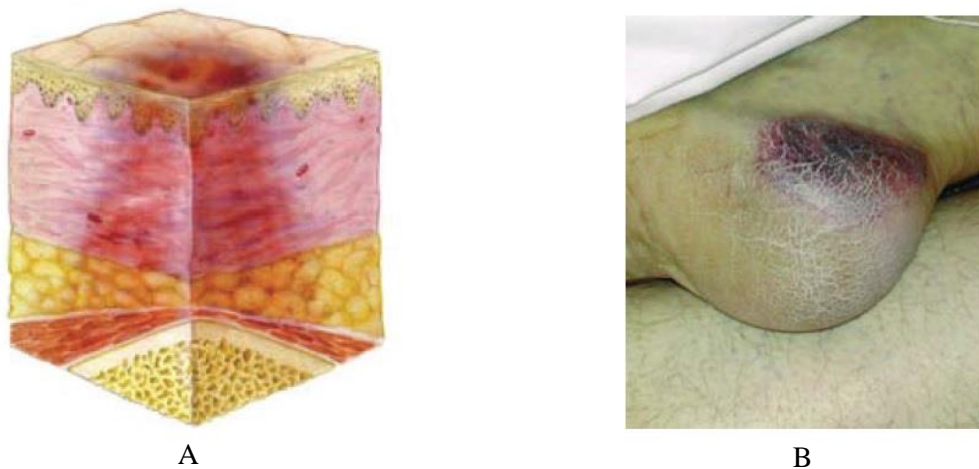


FIGURA 2.8- Suspeita de lesão profunda dos tecidos: A- representação da profundidade; B- imagem da úlcera (em vermelho escuro) na pele (NUAP/EPUAP, 2014)

2.1.3- Prevenção

A maioria das úlceras por pressão são evitáveis por meio da implementação de medidas preventivas. A prevenção consiste na avaliação de risco que identifica os fatores predisponentes para o desenvolvimento da UP e na aplicação de medidas com base no nível de risco assumido (KOTTNER *et al.*, 2011).

Para predição do risco de formação de UP, existem escalas que avaliam os fatores envolvidos, como as de Norton, Gosnell, Waterlow e Braden (ALVES *et al.*, 2014). A escala de Braden é a mais utilizada na prática clínica, pois apresenta maior sensibilidade e especificidade (GOMES *et al.*, 2011). Essa escala integra seis subescalas: percepção sensorial, umidade, atividade, mobilidade, nutrição, fricção ou cisalhamento. As subescalas são pontuadas de um a quatro, exceto fricção e cisalhamento, cuja medida varia de um a três. Os escores totais variam de 6 a 23 pontos, e os índices altos correspondem a baixo risco para a formação de UP e índices baixos, a maiores riscos. Escores equivalentes ou abaixo de 16 são, genericamente, identificados como críticos e são indicativos de risco para o desenvolvimento de UP (ROGENSKI; KURCGANT, 2012).

Dentre as medidas preventivas, destacam-se a elevação da cabeceira da cama até 30 graus e a mudança periódica de posicionamento do indivíduo (FERNANDES; TORRES, 2008). O alívio da pressão sobre uma proeminência óssea por 5 minutos a cada 2 horas permite a adequada recuperação do tecido à agressão isquêmica e evita, muitas vezes, a formação da ferida (WADA *et al.*, 2010).

Outras medidas citadas pela literatura incluem utilização de materiais para alívio da pressão como o uso de travesseiros, coxins ou espuma na região da panturrilha para elevar os pés, além de um colchão especial como de ar ou de água (BRITO *et al.*, 2014). Recomenda-se manter os lençóis limpos e esticados, usar fralda descartável e trocar a fralda a cada eliminação fisiológica (ROCHA FILHO *et al.*, 2013).

Um suporte nutricional adequado é indicado, como por exemplo, dieta rica em proteínas ou preparações com ferro para aumentar a concentração de hemoglobina (BRITO *et al.*, 2014). São preconizados também alguns cuidados com a pele, como inspeção regular quanto a zonas de rubor, avaliação de qualquer dor relacionada com danos por pressão, uso de emolientes para hidratação e proteção à umidade excessiva por meio de produtos barreira (NUAP/EPUAP, 2014).

2.1.4- Tratamento

A abordagem terapêutica da úlcera por pressão inclui tratamento sistêmico e local. Em nível sistêmico, o tratamento tem como objetivo melhorar o estado geral e nutricional do indivíduo. O tratamento local pode ser conservador ou cirúrgico. O primeiro consiste em limpeza e desbridamento da ferida, utilização de curativos e coberturas. O segundo é indicado no caso de UP em estágio avançado, com risco de graves complicações para o indivíduo,

sendo o enxerto de pele e a reconstrução plástica, as modalidades mais comuns (MEDEIROS *et al.*, 2009).

A limpeza da úlcera deve ser realizada com solução salina (soro fisiológico), em jato exercendo uma pressão suave com a gaze umedecida e evitando assim, o traumatismo do leito da úlcera. O desbridamento é uma técnica de remoção do tecido necrótico ou desvitalizado com intuito de estimular a angiogênese (ROCHA *et al.*, 2006).

Os curativos são considerados agentes terapêuticos locais destinados a criar um ambiente ideal para a cicatrização, com propriedades específicas de acordo com as características clínicas da ferida (SURVANA; MURINA, 2013). Os principais curativos utilizados no tratamento de úlcera por pressão compreendem hidrocolóide, hidrogel, alginato, espuma de poliuretano, filme transparente, carvão ativado de prata, matriz de colágeno e fatores de crescimento (NUAP/EPUAP, 2014).

O hidrocolóide é um composto de carboximetilcelulose, gelatina ou pectina, usado principalmente em úlceras com tecido necrótico para desbridamento. O hidrocolóide isola o leito da ferida do meio externo e proporciona um ambiente úmido (SKORKOWSKA-TElichowska *et al.*, 2013).

O hidrogel apresenta alto conteúdo de água em sua composição, sendo pouco aderente ao leito da úlcera. O hidrogel tem a função de hidratar a superfície da ferida, evitando assim o ressecamento. Por isso, é indicado para úlceras pouco exsudativas, com tecido necrótico (ROCHA *et al.*, 2006).

Os alginatos são compostos derivados de algas marinhas, que apresentam como funções a capacidade de absorção de exsudato e ação hemostática nas hemorragias pós-desbridamento. Esses curativos são indicados para úlceras altamente exsudativas (WUWHs, 2007).

A espuma de poliuretano é indicada para úlceras moderadamente exsudativas ou cavitadas. Essa espuma é um composto de poliuretano com alta capacidade de absorção e de isolamento térmico (ROCHA *et al.*, 2006).

O filme transparente ou hidrofílmico equivale a uma membrana semi-permeável de poliuretano, com uma camada adesiva permeável ao vapor de água e oxigênio, e impermeável às bactérias. O hidrofílmico é recomendado para úlceras superficiais, sem exsudato, e pode ser usado como barreira de proteção (SURVANA; MURINA, 2013).

O carvão ativado com prata constitui em partículas de carvão impregnado com prata que favorece a limpeza da ferida. Suas funções compreendem ação bactericida, neutralizador de odor e absorção de exsudato (NUAP/EPUAP, 2014).

A matriz de colágeno é uma proteína insolúvel que promove formação do tecido de granulação. Os fatores de crescimento são proteínas encontradas no organismo que induzem à proliferação e migração de células (NUAP/EPUAP, 2014).

2.2- Cicatrização de feridas cutâneas

A cicatrização de feridas cutâneas é um processo dinâmico e complexo, que compreende fases sobrepostas, sendo cada uma caracterizada por seus eventos celulares. A maioria dos autores divide o processo de cicatrização em três fases: inflamatória, proliferativa e remodelagem (ISAAC *et al.*, 2010; REINKE; SORG, 2012; SINNO; PRAKASH, 2013).

A fase inflamatória mostrada pela FIG.2.9 inicia-se logo após o surgimento da ferida com o processo de hemostasia para conter a hemorragia. Devido à ruptura de vasos e perda de líquido, ocorre uma vasoconstrição rápida e reflexa. Paralelamente, são liberados mediadores químicos como o fator de crescimento derivado de plaquetas, que ativa a cascata de coagulação, na qual o fibrinogênio é convertido em fibrina, que juntamente com as plaquetas, formam o coágulo (DEMIDOVA-RICE *et al.*, 2012). Após a hemostasia, histamina e serotonina promovem vasodilatação capilar e aumento da permeabilidade vascular. Conseqüentemente, aumenta o fluxo sanguíneo para a área lesada e ocorre extravasamento de elementos para o espaço intercelular formando um exsudato (SINNO; PRAKASH, 2013). Fatores quimiotáticos recrutam neutrófilos para essa área, os quais realizam a fagocitose de bactérias, fragmentos celulares e corpos estranhos. Os macrófagos também migram para a área e participam do desbridamento da ferida, juntamente com os neutrófilos. A fase é concluída após a remoção do tecido lesado (PARK; BARBUL, 2004).

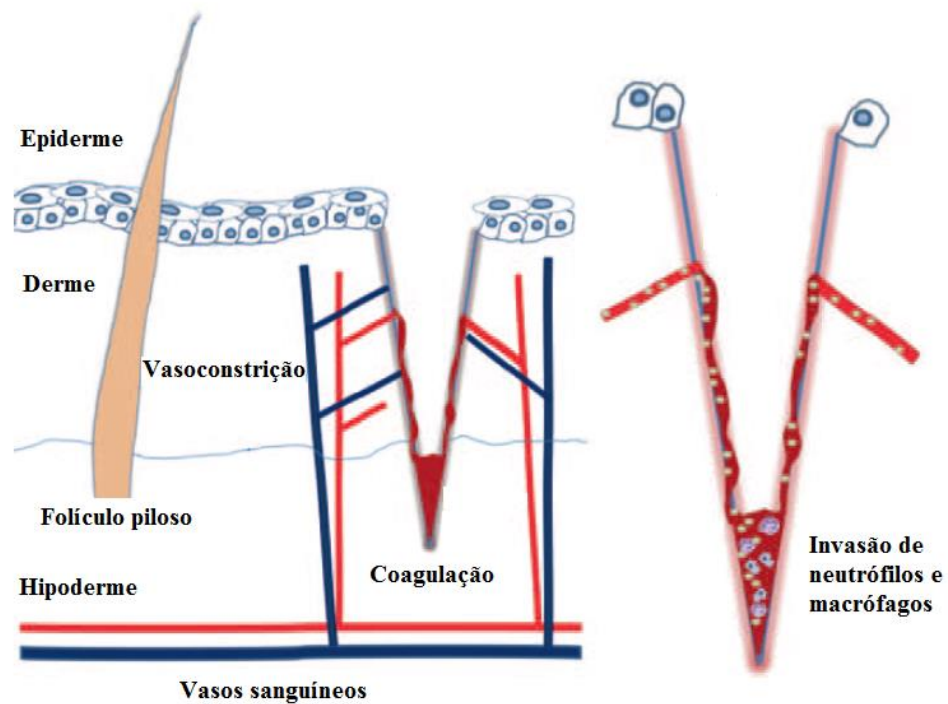


FIGURA 2.9- Fase inflamatória (REINKE; SORG, 2012)

A fase proliferativa (FIG.2.10) é marcada pela fibroplasia, angiogênese e reepitelização (SURVANA; MURINA, 2013). Os macrófagos secretam citocinas e fatores de crescimento, os quais regulam a fibroplasia, ou seja, a proliferação e migração de fibroblastos para a área lesada (PARK; BARBUL, 2004). Os fibroblastos são responsáveis pela síntese de novos componentes para a matriz extracelular, principalmente fibronectina, elastina e colágeno. Fibroblastos não sintetizam colágeno sem uma quantidade razoável de oxigênio. Dessa forma, a síntese e a deposição de colágeno dependem da angiogênese, isto é, formação de novos vasos sanguíneos, a partir dos já existentes, mecanismo essencial para o suprimento de oxigênio e nutrientes para a cicatrização (TRABOLD *et al.*, 2003). A reepitelização é o recobrimento da ferida por novas células epiteliais e consiste tanto na proliferação quanto na migração dos queratinócitos a partir da margem como de apêndices epidérmicos localizados no centro da lesão, e tem por função reestruturar as funções da epiderme que foram perdidas (ISAAC *et al.*, 2010). A fase proliferativa finaliza com a formação do tecido de granulação, o qual consiste em fibroblastos, novos vasos sanguíneos e colágeno tipo III (desorganizado e imaturo). A reorganização subsequente do tecido de granulação provoca uma redução no tamanho, ou seja, contração da ferida (GANTWERKER; HOM, 2011).

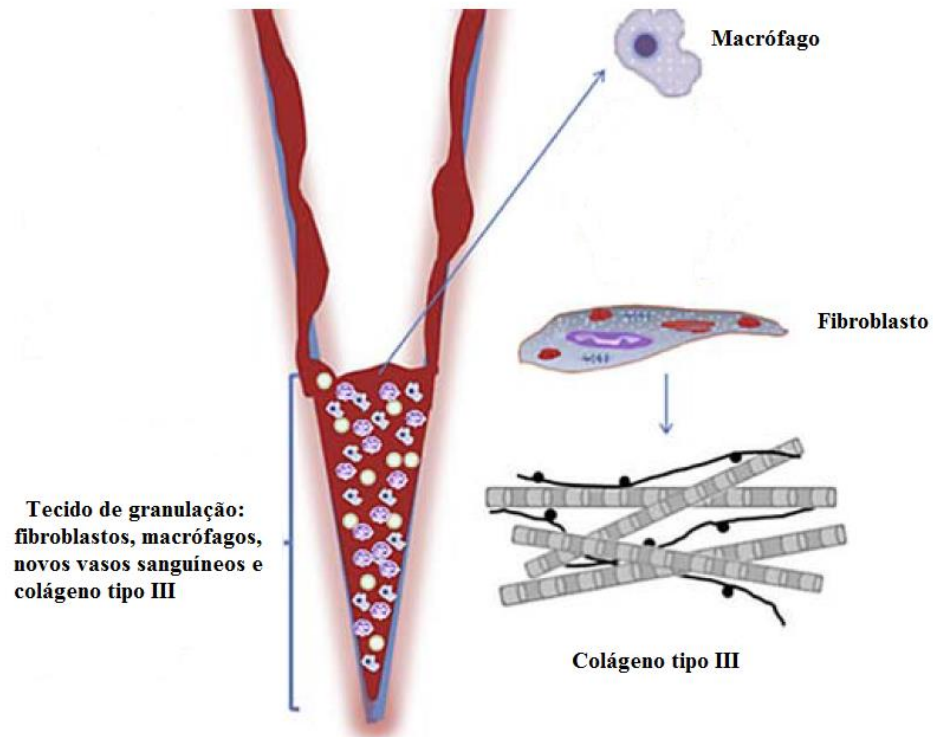


FIGURA 2.10- Fase proliferativa (REINKE; SORG, 2012)

O tecido de granulação recém-formado é posteriormente remodelado em tecido cicatricial o que caracteriza a fase de remodelagem (FIG.2.11). Ocorre maturação da matriz extracelular e o colágeno tipo III é substituído pelo tipo I, o qual é organizado e forte (GANTWERKER; HOM, 2011). Com o decorrer do processo de maturação, a maioria dos vasos, fibroblastos e células inflamatórias desaparece da área lesada mediante emigração, apoptose ou outros mecanismos de morte celular. Essa última fase é responsável pelo aumento da resistência da área lesada. O miofibroblasto é uma célula que está presente no tecido de granulação e confere capacidade contrátil facilitando a reepitelização, isto é, a migração e a multiplicação gradativa das células, preenchendo o leito da ferida até a completa cicatrização. Dependendo da natureza da lesão, do tamanho e da localização da ferida, a remodelação pode durar semanas a meses (ISAAC *et al.*, 2010; LEE *et al.*, 2012).

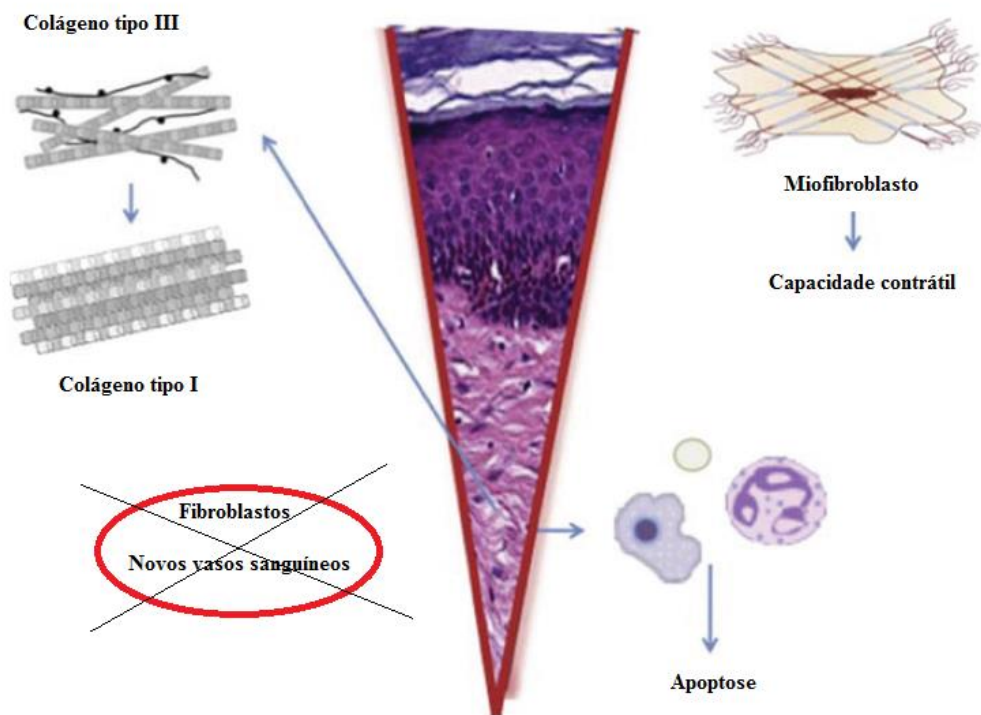


FIGURA 2.11- Fase de remodelagem (REINKE; SORG, 2012)

2.3- Métodos de medição da área da ferida

O registro de feridas permite uma melhor avaliação da eficácia do tratamento e prognóstico de cicatrização. Para que a ferida seja avaliada é necessário que o profissional de saúde adote instrumentos de medição.

A medição da área da ferida e a documentação da sua progressão no tempo são úteis para acompanhar o processo de cicatrização e se necessário for, intervir no tratamento (AHN; SALCIDO, 2008). Esse dado é relevante, pois fornece, de maneira objetiva e sistematizada, parâmetros que indicam melhora ou piora da cicatrização da ferida.

Várias técnicas não invasivas de mensuração da área de feridas são descritas na literatura. O método mais simples é por meio da medição do maior comprimento e da maior largura. Pelo produto das duas grandezas é obtida a área superficial. É uma técnica rápida, de menor custo e fácil de executar. Contudo, é um método impreciso e inadequado para feridas extensas ou irregulares, pois superestima a área e sua precisão diminui à medida que o tamanho da lesão aumenta (LANGEMO *et al.*, 2008; PPAZOGLOU *et al.*, 2010).

O traçado da ferida consiste no contorno do perímetro externo da ferida desenhado em acetato transparente estéril e graduado. Após o rastreamento dos limites, a área da ferida é estimada pela contagem do número de quadrados inteiros que estão dentro dos limites

e este número é multiplicado pela área do quadrado para obter a da ferida. É uma técnica de menor custo e de fácil acesso. No entanto, requer interpretação subjetiva, já que cada quadrado dentro da fronteira da margem da ferida deve ser interpretado para a inclusão ou não. Além disso, pode causar dor, desconforto e provocar a manipulação excessiva do leito da ferida (AHN; SALCIDO, 2008).

A planimetria digital envolve o mesmo processo do traçado da ferida, mas os limites são determinados sobre um tablet digital, que por meio de um sensor subjacente, calcula a área. É um método rápido e objetivo, no entanto, estudos demonstram que a maior fonte de erro é a determinação dos limites da ferida, em vez do processo de cálculo da área (CHANG *et al.*, 2011).

A medição da área de feridas por programas computacionais tem sido utilizada nos últimos anos. O método consiste em fotografar a ferida com câmera digital e posteriormente, importar a imagem da lesão para o programa. A ferida é fotografada com uma régua milimetrada próxima a essa para ajuste de escala. Dessa forma, garante que o programa faça uma leitura fidedigna do tamanho da área (SOUSA *et al.*, 2012). Após o ajuste da imagem, o programa é calibrado traçando uma linha reta na distância equivalente a 1 cm na régua, para a escolha da escala em centímetros, por exemplo. Em seguida, é feito o contorno das bordas da ferida clicando e soltando o botão do mouse. No encontro final do contorno, a área da ferida é calculada pelo programa (REIS *et al.*, 2012; MUNIZ *et al.*, 2013).

As fotografias digitais associadas com programas de análise de imagens apresentam rapidez e nenhum contato com o leito da ferida. Mas, tal como acontece com outras técnicas, a determinação das fronteiras é subjetiva (MAYROVITZ; SOONTUPE, 2009).

A identificação precisa dos limites da ferida é um passo crítico na medição da área. Entretanto, é possível melhorar a precisão e a objetividade do processo de identificação desses limites, por meio de técnicas de processamento de imagem (PAPAZOGLU *et al.*, 2010).

2.4- Método de medição da temperatura da ferida

Termografia é uma técnica utilizada no diagnóstico de doenças, na identificação de objetos em ambientes não iluminados, ou de estruturas e equipamentos industriais com base na temperatura superficial da estrutura analisada. A termografia é usada, na maior parte das aplicações, de forma qualitativa, apenas identificando pontos com temperaturas maiores

ou menores que os considerados normais. Como técnica quantitativa, para a identificação dos diversos níveis de anormalidade, a termografia necessita de fundamentos científicos de termodinâmica e transmissão de calor, que auxiliam na compreensão do relacionamento energia-temperatura, de metrologia e das melhores técnicas de medição de temperatura. O relacionamento energia-temperatura explicita a relação causa-efeito, sendo a causa a disfunção investigada, e o efeito a temperatura da superfície do corpo analisado. Os conceitos de metrologia e das melhores práticas de medição de temperatura fornecem dados que garantem a qualidade do diagnóstico e, portanto, coloca à disposição do especialista informações confiáveis para auxiliar na tomada de decisão (ANDRADE; EDUARDO, 2011).

A termocâmara é o dispositivo usado para captar e converter a radiação infravermelha emitida pela superfície do corpo em sinal elétrico. Um amplificador recebe o sinal elétrico do sensor, amplifica-o para volts e converte-o em valores digitais. Esses valores são visualizados como uma imagem colorida ou em escala de cinza que representa a distribuição da temperatura superficial do corpo. As imagens digitalizadas são visualizadas por programas específicos (CALADO *et al.*, 2014).

A partir da década de 1950, iniciaram-se estudos biomédicos envolvendo avaliações termográficas. Desde então, tanto a sensibilidade e a resolução dos sensores térmicos quanto as técnicas de processamento de imagem evoluíram bastante, inclusive em termos da abrangência de suas aplicações (MEIRA *et al.*, 2014). A termografia tem sido empregada na oncologia, ortopedia, reumatologia, medicina neonatal, pneumologia, oftalmologia, ginecologia, odontologia, angiologia e veterinária (LAHIRI *et al.*, 2012). Tal fato é justificado pela termografia poder ser aplicada para fins de exame complementar no diagnóstico, biometria, monitoramento e cirurgias (MEIRA *et al.*, 2014).

A termografia é não invasiva, refletindo em segurança tanto para o paciente quanto para o examinador, podendo ser repetida inúmeras vezes sem prejuízos significativos para a saúde desses. Ressalta-se o fato de ser um método de diagnóstico rápido e indolor (KONTOS *et al.*, 2011; BEZERRA *et al.*, 2013).

Com relação às feridas cutâneas, a avaliação da temperatura parece ser um sinal preditivo útil de ulceração do pé diabético. A identificação precoce, por meio da termografia, e o tratamento preventivo evitam complicações, como a amputação (ARMSTRONG *et al.*, 2007; LAVERY *et al.*, 2007; OE *et al.*, 2012; HOUGHTON *et al.*, 2013). Se a diferença de temperatura da área correspondente do pé direito e do esquerdo é maior que 2,2°C indica a presença de inflamação e um elevado risco de ulceração. Este é o critério mais comum e clinicamente validado para determinar anormalidade no pé diabético (LIU *et al.*, 2013).

O indicador mais utilizado na avaliação do tratamento das feridas cutâneas é a taxa de cicatrização (ROBSON *et al.*, 2000). No entanto, esse indicador exige uma observação longitudinal. A avaliação em tempo real é necessária para identificar os resultados de uma intervenção (NAKAGAMI *et al.*, 2010). Alguns autores acreditam que a temperatura das feridas cutâneas pode ser um indicador da cicatrização (GARCIA; SIDDIQUI, 2012; YAMAMOTO *et al.*, 2013). No entanto, são raros os estudos que utilizam a termografia na análise de uma terapêutica para as feridas cutâneas (NAKAGAMI *et al.*, 2010).

Sabe-se que todas as funções celulares são afetadas pela temperatura (BRYANT; NIX, 2012). A faixa de temperatura para que ocorra a cicatrização é semelhante à da pele normal, de 32°C a 36°C (ABDELRAHMAN; NEWTON, 2011). Nesse contexto, a termografia pode ser uma alternativa para a avaliação do processo de cicatrização das úlceras por pressão.

2.5- Diodo emissor de luz

O LED (*Light Emitting Diode*), ou diodo emissor de luz, é um componente eletrônico constituído por material semicondutor que converte corrente elétrica em emissão de luz. Esse fenômeno é conhecido como eletroluminescência (SCHUBERT, 2003).

A estrutura do LED é formada pelo material semicondutor situado no centro da cavidade refletora, sendo que esse conjunto é coberto por um invólucro de resina (FIG.2.12). A parte mais importante da estrutura do LED é o chip do material semicondutor. Nesse chip encontra-se a junção P-N. A região P é dominada por cargas elétricas positivas e a região N é dominada por cargas elétricas negativas (SILVEIRA *et al.*, 2013).

Ao aplicar uma tensão, os elétrons movem-se em um único sentido, ou seja, da região N em direção à região P. Para cada recombinação de uma carga negativa e positiva, um fóton é emitido. Esse mecanismo caracteriza a emissão espontânea de luz (SCHUBERT, 2003).

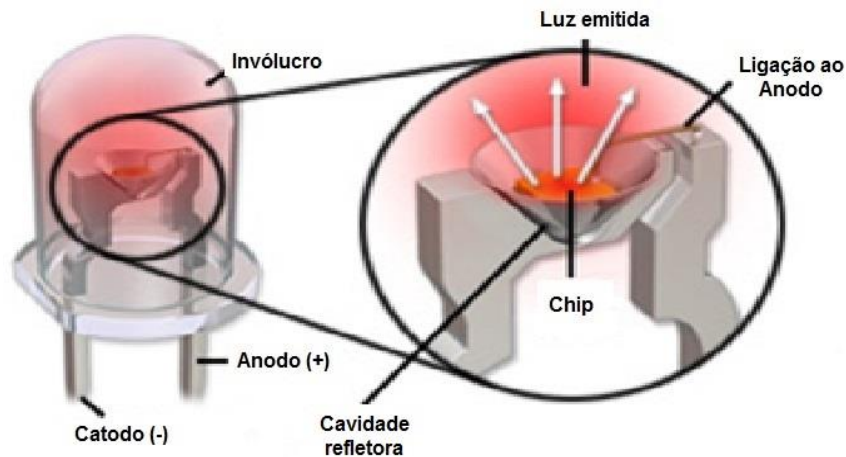


FIGURA 2.12- Estrutura do LED (ENCYCLOPEDIA BRITANNICA, 2015)

Os diodos emissores de luz são capazes de emitir radiação em diferentes comprimentos de onda com possibilidade de combiná-los e podem ser organizados em matrizes de vários tamanhos, proporcionando o tratamento de diferentes áreas (YEH *et al.*, 2010). Em termos de estrutura, o LED apresenta algumas vantagens em relação ao LASER, como melhor custo-benefício, irradiação de uma maior área de superfície, além de requerer menor quantidade de energia e operar com correntes elétricas baixas (ERDLE *et al.*, 2008). Ao comparar essas duas fontes de luz, os estudos comprovam efeitos biológicos semelhantes (VOLPATO *et al.*, 2011; NISHIOKA *et al.*, 2012; OLIVEIRA *et al.*, 2013; SOUSA *et al.*, 2013).

A absorção da luz é o mecanismo principal que permite que o LED produza efeitos biológicos no tecido. Existe uma janela terapêutica ótica na faixa espectral do vermelho e do infravermelho próximo (600-1000 nm), em que a eficácia de penetração da luz no tecido é máxima (SOMMER *et al.*, 2001).

Uma reação fotobiológica envolve a absorção dos comprimentos de onda da janela terapêutica ótica pela molécula fotorreceptora citocromo c oxidase. As reações fotobiológicas podem ser classificadas em primárias e secundárias. As reações primárias derivam da interação entre os fótons e o fotorreceptor e as secundárias são efeitos que ocorrem em resposta às reações primárias (KARU, 1999; KARU, 2003).

Os efeitos biológicos primários consistem em bioquímicos, que modificam as reações enzimáticas; bioelétricos, que aumentam a síntese de ATP e alteram a permeabilidade da membrana celular interferindo nas trocas iônicas de Na^+ , K^+ e Ca^{2+} ; e bioenergéticos que

aumentam a síntese de ATP e como consequência do aporte energético local, aumenta o metabolismo celular (CRUANES, 1984).

O mecanismo de reações fotobiológicas secundárias é definido pela transdução (transferência de energia de um sistema para outro) e amplificação do fotossinal que conduz a uma fotorresposta. Isso significa que efeitos decorrentes das reações primárias são amplificados e transmitidos a outras partes da célula conduzindo a efeitos biológicos secundários (KARU, 2003).

Dentre os efeitos biológicos secundários, destacam-se síntese de DNA e RNA, diminuição do número de células inflamatórias, ativação dos linfócitos, macrófagos e mastócitos, proliferação de fibroblastos, síntese de colágeno, estimulação da angiogênese e formação de tecido de granulação (KARU, 2010; KOMINE *et al.*, 2010; SOUSA *et al.*, 2010; XAVIER *et al.*, 2010; LIM *et al.*, 2011; CHOI *et al.*, 2012; FONSECA *et al.*, 2013; SAMPAIO *et al.*, 2013; MOURA JUNIOR *et al.*, 2014; SANTOS *et al.*, 2014; SEO *et al.*, 2014; SOUSA *et al.*, 2014; XAVIER *et al.*, 2014).

Esses efeitos aceleram a cicatrização das feridas cutâneas. Leite *et al.* (2014) conduziram um estudo para avaliar o efeito de um cluster de LEDs na cicatrização de feridas cutâneas de 40 ratos. Os animais foram randomizados para um dos dois grupos: controle (sem fototerapia) e experimental (com fototerapia). O cluster constituído por 32 LEDs infravermelhos (890 nm), potência de saída de 15 mW cada, e 4 LEDs vermelhos (660 nm) de 5 mW cada, foi aplicado três vezes por semana durante 14 dias, com dose de 3 J/cm². O grupo experimental teve aumento da taxa de cicatrização em relação ao controle.

Neves *et al.* (2014) analisaram os efeitos da LED fototerapia na cicatrização de feridas induzidas por queimaduras no dorso de 72 ratos. Os animais foram divididos em seis grupos: G1 (controle), G2 (LED sem contato), G3 (LED com contato), G4 (sulfadiazina de prata), G5 (sulfadiazina de prata e LED sem contato) e G6 (sulfadiazina de prata e LED com contato). Os grupos tratados com LED fototerapia receberam aplicações com comprimento de onda de 640 nm, potência de saída de 110 mW, dose de 4 J/cm² para LED com contato e 16 J/cm² para LED sem contato. Os grupos que receberam a combinação da sulfadiazina de prata com LED fototerapia (com e sem contato) apresentaram redução significativa da área das feridas em relação aos demais grupos.

Nogueira *et al.* (2014) induziram feridas cirúrgicas no dorso de 84 ratos, os quais foram randomizados em quatro grupos: G1 (controle), G2 (LED), G3 (LED e curativo) e G4 (ultra-som e curativo). Os grupos receberam os seguintes parâmetros de LED fototerapia: comprimento de onda de 640 nm, potência de saída de 30 mW, dose de 16 J/cm². A

combinação LED fototerapia e curativo foi a mais efetiva na aceleração da cicatrização das feridas, comparada com os outros grupos.

Paraguassu *et al.* (2014) observaram os efeitos da LED fototerapia em 48 ratos com feridas cirúrgicas. Os animais foram aleatoriamente divididos em dois grupos: irradiados e não irradiados. O grupo dos irradiados recebeu fototerapia imediatamente após a incisão, 7 e 14 dias depois, com LED vermelho (630 nm), dose de 24 J/cm^2 , durante 80 segundos. Os autores observaram fechamento completo das feridas após tratamento com LED fototerapia.

3- METODOLOGIA

3.1- Desenvolvimento do dispositivo

3.1.1- Unidade emissora de luz

O dispositivo, denominado Fotobio, foi projetado e construído pela empresa SEVA Engenharia Eletrônica, parceira do Laboratório de Bioengenharia (Labbio) da Universidade Federal de Minas Gerais. O Fotobio compreende uma unidade emissora de luz e uma unidade de controle.

A unidade emissora de luz tem a função de emitir a radiação luminosa e é constituída por um conjunto de 30 pares de diodos emissores de luz. Cada par é composto por um LED que emite no vermelho e outro que emite no infravermelho próximo, ambos da marca SunLED. As características dos LEDs estão representadas no QUADRO 3.1.

QUADRO 3.1- Características dos diodos emissores de luz

	LED vermelho	LED infravermelho
<i>Part number</i>	XZMDKT53W-6	XZTNI53W
Dimensões	1,6 x 0,8 x 0,25 mm	1,6 x 0,8 x 1,1 mm
Comprimento de onda	630 nm	940 nm
Ângulo de abertura de meia potência	120°	120°

Para garantir que a região de tratamento - a ferida cutânea - pudesse receber uma intensidade de luz uniforme, a distância entre os LEDs foi calculada a partir do ângulo de abertura de meia potência. Esse ângulo foi obtido a partir da curva de distribuição espacial (FIG.3.1) contida no manual técnico do LED fornecido pelo fabricante. Essa curva correlaciona a intensidade com o ângulo de abertura do feixe de luz emitido pelo LED. Foi observado que 50% da intensidade emitida pelo LED encontra-se na faixa de 0° a 60° e os outros 50% na faixa de 60° até 80°.

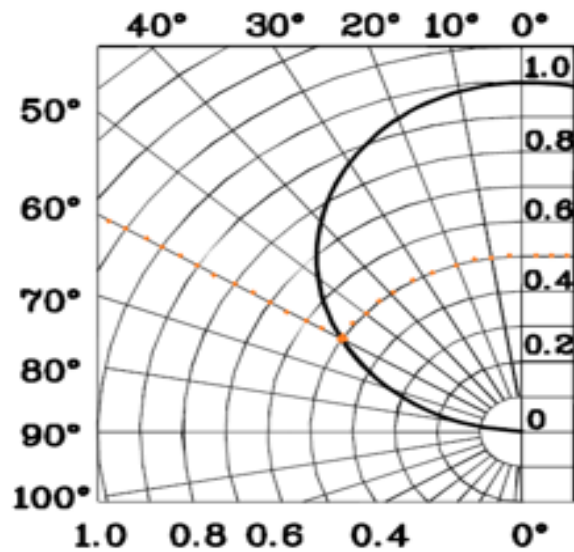


FIGURA 3.1- Ângulo de abertura de meia potência do LED

A distribuição da intensidade luminosa emitida pelo LED é detalhada na FIG.3.2. A região mais central do feixe (60°) representa 50% da potência emitida pelo LED. A região mais externa do feixe contém os outros 50% da potência emitida pelo LED (80°), sendo 25% de um lado e 25% do outro lado.

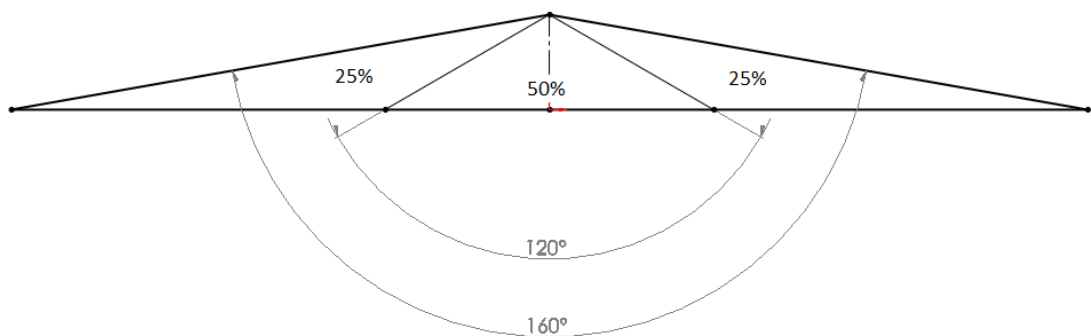


FIGURA 3.2- Distribuição da potência emitida pelo LED

Para melhorar a uniformidade da potência irradiada na pele, os LEDs foram distribuídos de maneira que as regiões onde a potência é de 25% se sobreponham. Assim, a região onde os feixes desses LEDs se cruzam também irá receber 50% de potência que corresponde à resultante da soma de um com o outro (FIG.3.3).

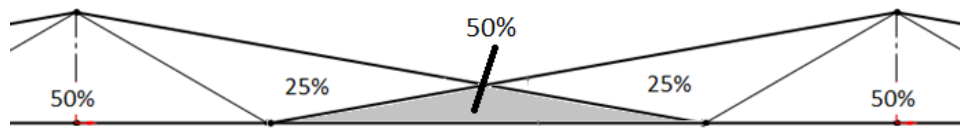


FIGURA 3.3- Uniformidade da potência irradiada pelo LED

Além do ângulo de abertura de meia potência, deve ser considerada também a distância entre a pele e a unidade emissora de luz uma vez que essas variáveis determinam a área irradiada pelo LED. Para manter essa distância padronizada ao longo da interface foi utilizada uma camada de material transparente, do tipo policarbonato, de 1,5 mm de espessura (FIG.3.4).

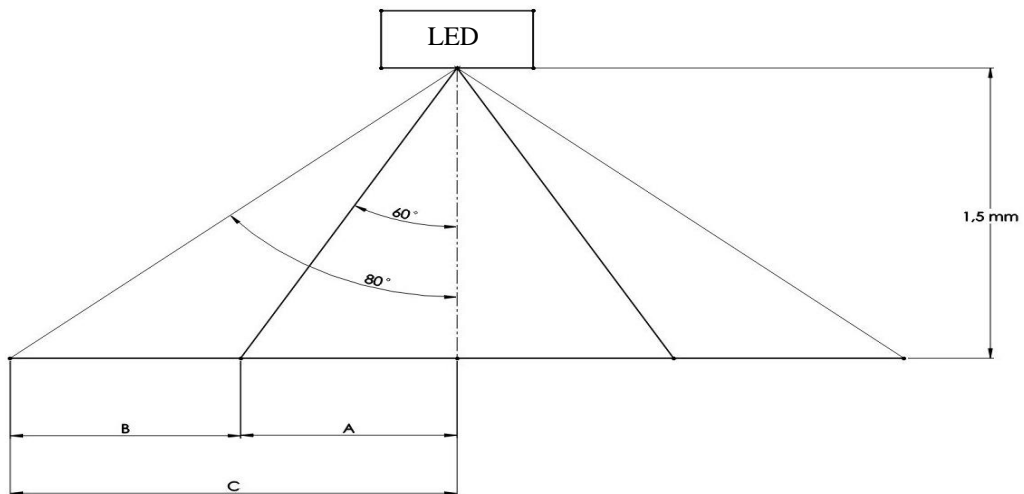


FIGURA 3.4- Distância entre a pele e a superfície do LED

Para determinar a distância entre os LEDs, primeiramente foram calculadas as relações trigonométricas EQ.3.1 e EQ.3.2, conforme FIG.3.4:

$$A = \text{espessura} * \tan 60^{\circ} \quad (3.1)$$

$$C = \text{espessura} * \tan 80^{\circ} \quad (3.2)$$

uma vez que a espessura é 1,5 mm; A é 2,6 mm; C é 8,5 mm e B é 5,9 mm.

Pela FIG.3.5, é possível observar que D corresponde à soma de $A + B + A$. Portanto, a distância entre os LEDs é de 11 mm.

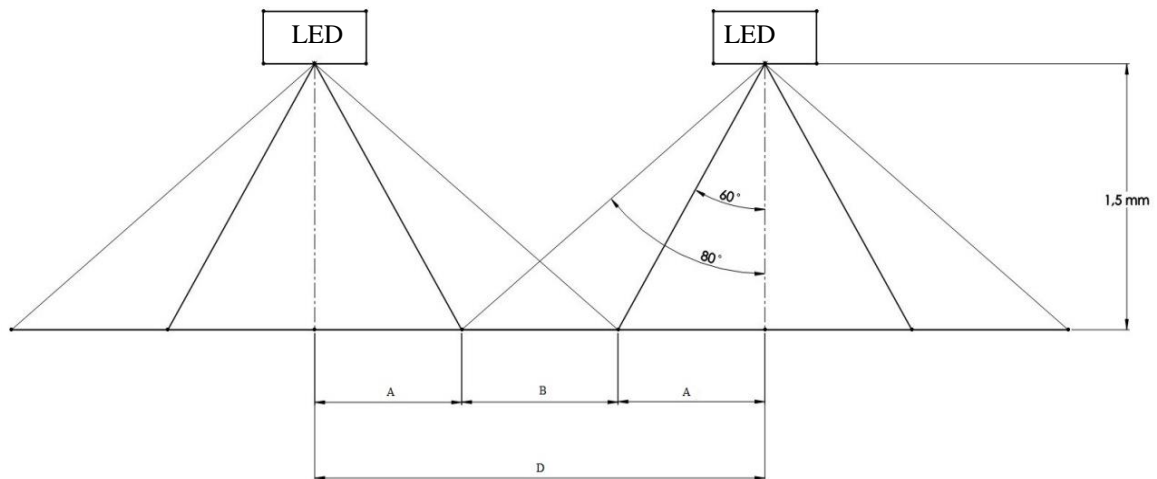


FIGURA 3.5- Distância entre os LEDs

Com base na ideia de favorecer o processo de cicatrização, que ocorre das bordas para o leito da ferida, os pares de LEDs foram dispostos em círculos concêntricos com diferentes diâmetros. Além disso, há um acionamento independente de cada círculo, o que possibilita desabilitar os círculos externos quando a área da ferida diminuir.

Determinada a distância entre os LEDs, é possível definir o posicionamento e o número desses em cada círculo. Primeiramente, foi montado o círculo interno da unidade emissora de luz. O posicionamento dos LEDs vermelhos se baseou na projeção cônica de cada LED que gerou um círculo (ou área) de irradiação para a abertura de 120° e um outro para a abertura de 160° . Os raios desses círculos correspondem às distâncias A e B para as aberturas de 160° e 120° respectivamente. A partir dos raios, foi possível obter o diâmetro da projeção cônica de 17 mm para o ângulo de 160° e o diâmetro da projeção cônica de 5 mm para o ângulo de 120° formando o círculo interno.

Após a definição do posicionamento dos LEDs vermelhos, foi determinado o número desses no círculo interno. Ao inserir 4 LEDs vermelhos, ocorreu concentração da intensidade luminosa no centro da área irradiada. Para representar essa ideia, foi utilizado o programa SolidWorks (FIG.3.6).

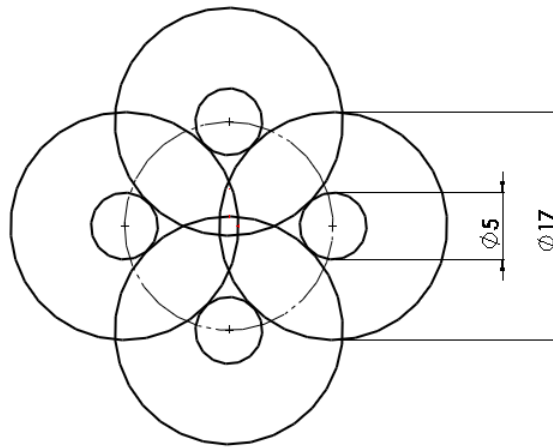


FIGURA 3.6- Representação de quatro LEDs inseridos no círculo interno

Ao inserir 5 LEDs vermelhos, ocorreu uma uniformidade em toda a área irradiada com todas as regiões recebendo a mesma intensidade de luz (FIG.3.7).

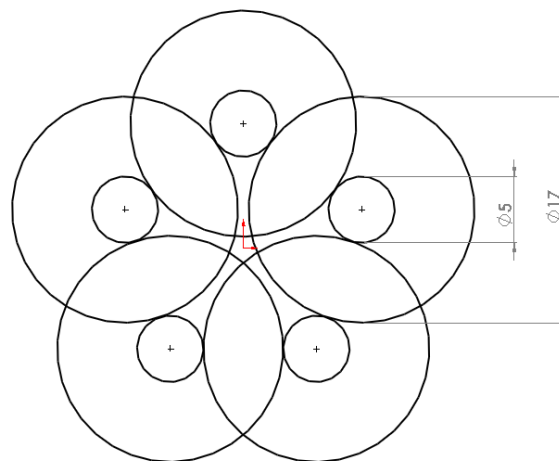


FIGURA 3.7- Representação de cinco LEDs inseridos no círculo interno

Ao inserir 6 LEDs vermelhos, o centro da área irradiada não recebeu a mesma intensidade de luz das demais regiões (FIG.3.8).

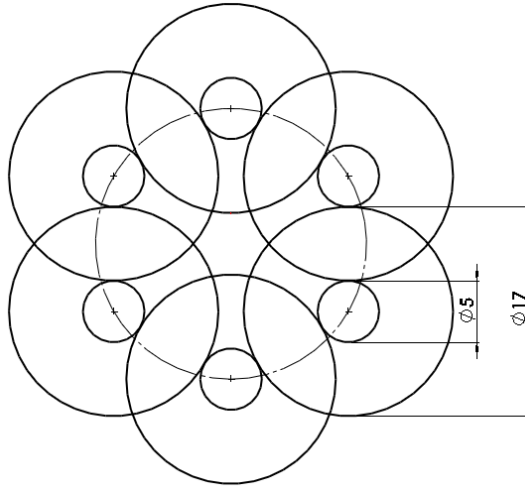


FIGURA 3.8- Representação de seis LEDs inseridos no círculo interno

O posicionamento dos LEDs infravermelhos seguiu a mesma configuração dos LEDs vermelhos pelo fato que ambos apresentam o mesmo ângulo de abertura de meia potência. Além disso, foram determinados os círculos intermediário e externo com base na metodologia do círculo interno.

Portanto, a unidade emissora de luz é formada pela seguinte configuração:

- círculo interno com 5 pares de LEDs cujo diâmetro é de 18 mm (FIG.3.9A);
- círculo intermediário com 10 pares de LEDs cujo diâmetro é de 38 mm (FIG.3.9B);
- círculo externo com 15 pares de LEDs cujo diâmetro é de 58 mm (FIG.3.9C).

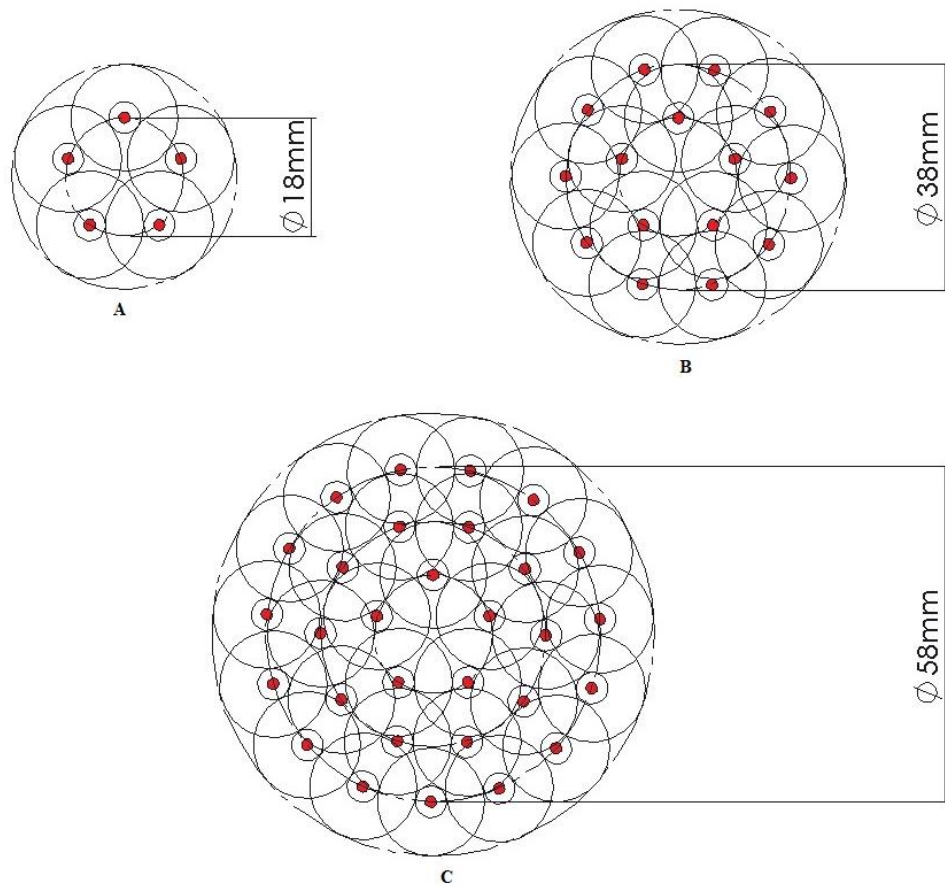


FIGURA 3.9- Diâmetro dos círculos: A- interno; B- intermediário e C- externo, sendo que cada ponto vermelho representa um par de LEDs

Determinada a distribuição dos pares nos três círculos concêntricos, os LEDs foram soldados na face frontal de uma placa de circuito impresso (PCI) de dupla face com uma espessura de 0.33 mm. Na face posterior da PCI foram soldados os resistores. O material utilizado para produzir a placa foi fibra de vidro referenciada por FR-4, finalizando assim, a unidade emissora de luz (FIG.3.10).

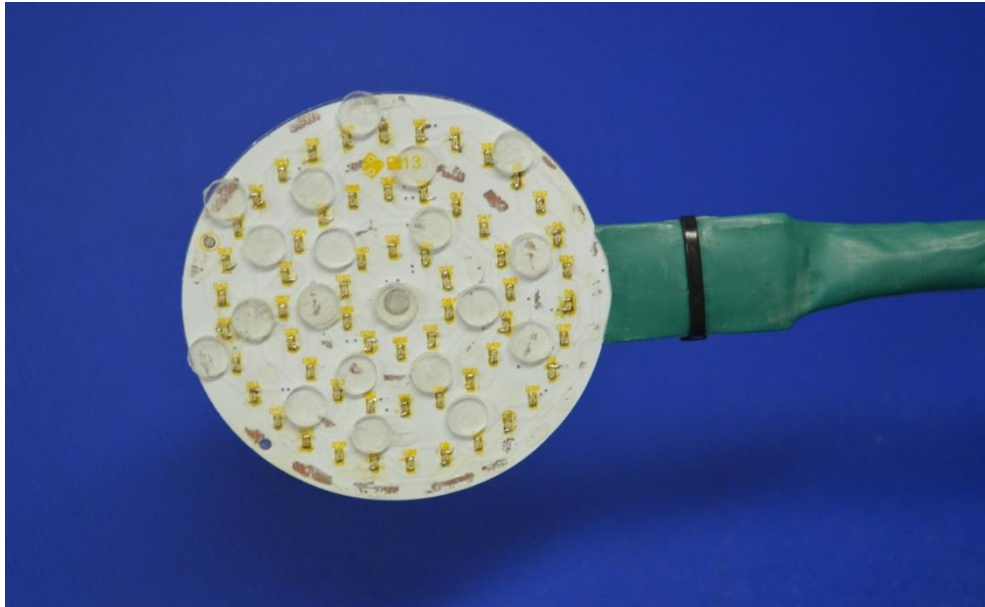


FIGURA 3.10- Unidade emissora de luz composta por 30 pares de LEDs em três círculos concêntricos; os discos transparentes são de policarbonato com 1,5 mm de espessura

3.1.2- Unidade de controle

A unidade de controle é responsável pelo acionamento da unidade emissora de luz, que se divide em três partes: interface com o usuário (FIG.3.11A), circuito de potência e sistema de processamento (FIG.3.11B).

O circuito de potência é responsável por receber a energia da rede elétrica (127/220 V) e fornecer tensão e corrente contínua (12 V) para os demais circuitos da unidade de controle. A interface com o usuário apresenta em um software as informações de operação do dispositivo e permite a introdução dos parâmetros de tratamento. O sistema de processamento é constituído por um processador que recebe os parâmetros de tratamento programados na interface e configura o circuito de potência para acionar os LEDs.

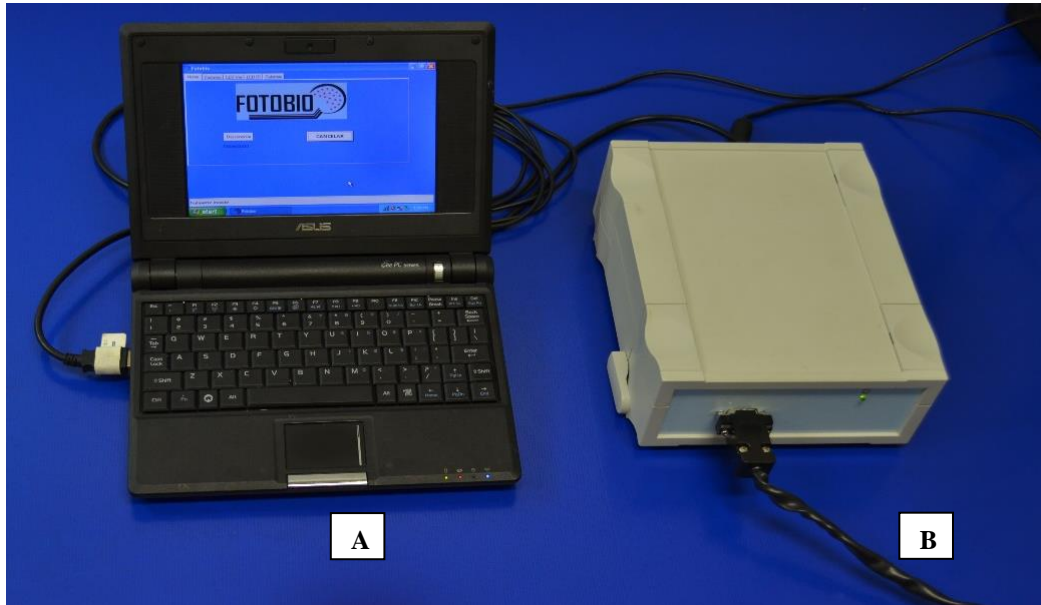


FIGURA 3.11- Unidade de controle: A- interface com o usuário; B- circuito de potência e sistema de processamento

Por meio da interface com o usuário é possível configurar os parâmetros da radiação luminosa como dose e tempo de aplicação. A dose de 4 J/cm^2 foi escolhida baseada na literatura que afirma ser esse valor eficaz na cicatrização de feridas (SOMMER *et al.*, 2001).

O tempo de aplicação (QUADRO 3.2) foi calculado em função da dose escolhida e da área de emissão de cada círculo. Foi determinada também a intensidade de luz (QUADRO 3.3) de cada círculo.

QUADRO 3.2- Tempo de aplicação de cada círculo

	LED vermelho	LED infravermelho
Círculo interno	8 minutos e 54 segundos	4 minutos e 49 segundos
Círculo intermediário	8 minutos e 48 segundos	4 minutos e 44 segundos
Círculo externo	8 minutos e 30 segundos	4 minutos e 27 segundos

QUADRO 3.3- Intensidade de luz de cada círculo

	LED vermelho	LED infravermelho
Círculo interno	9,77 mW/cm^2	23,6 mW/cm^2
Círculo intermediário	9,28 mW/cm^2	23,57 mW/cm^2
Círculo externo	9,12 mW/cm^2	23,16 mW/cm^2

3.2- Testes clínicos

3.2.1- Amostra

Trata-se de um ensaio clínico aleatório. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais, sob CAAE n° 04110812600005149 de 03/05/2013 (ANEXO 1).

Participantes com úlcera por pressão foram recrutados na Unidade de Cuidados Prolongados da Santa Casa de Misericórdia de Belo Horizonte, durante o período de setembro de 2013 a abril de 2014. Este hospital foi escolhido por ser um dos parceiros do Labbio.

Este estudo teve como critérios de inclusão: indivíduos portadores de úlcera por pressão não infectada, na região sacral, com idade igual ou superior a 18 anos, de ambos os sexos. A região sacral foi escolhida por ser a mais acometida, segundo a literatura (COSTA, 2010; LUZ *et al.*, 2010; PEREIRA *et al.*, 2013). Os critérios de exclusão consistiram em: diabetes; gestante; história prévia ou presença de patologias malignas; fotossensibilidade ou quaisquer reações adversas à exposição à luz solar; incontinência anal.

3.2.2- Procedimento

Trinta participantes foram incluídos e esclarecidos quanto à natureza e objetivo do estudo e, após concordarem, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO 2). Em seguida, foi realizada uma avaliação para a caracterização desses participantes. Dados como identificação pessoal, idade e sexo foram coletados, além da classificação e tempo de instalação da úlcera por pressão. A classificação da UP de acordo com a categoria foi realizada pela enfermeira responsável pela Unidade de Cuidados Prolongados.

Após a avaliação, os participantes foram submetidos ao processo de aleatorização por envelopes selados. A técnica consistiu na colocação de identificações (A ou B) nos envelopes para depois serem lacrados e embaralhados. A quantidade de envelopes foi igual para ambos os grupos. A cada novo participante que entrava no estudo, um envelope era sorteado e aberto. Os participantes foram randomizados para um dos dois grupos de tratamento: controle (A) ou experimental (B).

O grupo controle recebeu o tratamento convencional, preconizado pela Santa Casa, que consistiu em limpeza inicial da úlcera por pressão com solução fisiológica a 0,9%,

seguida pela adição de um curativo à base de hidrogel com alginato. O tratamento convencional foi realizado diariamente por um período de 4 semanas.

O grupo experimental recebeu fototerapia e tratamento convencional. A fototerapia consistiu em aplicações do dispositivo, sendo três vezes (segunda, quarta e sexta) durante 4 semanas, totalizando 12 sessões em cada participante. Os parâmetros utilizados foram comprimento de onda 630 nm e 940 nm, dose de 4 J/cm², tempo de aplicação e intensidade de luz de acordo com cada círculo acionado.

As bordas da UP foram irradiadas com LED vermelho e o leito com LED infravermelho próximo. A escolha da faixa espectral a ser utilizada está relacionada à profundidade da ferida. Comprimentos de onda na faixa espectral do vermelho são mais indicados para regiões superficiais e na faixa do infravermelho próximo para regiões profundas (LOW; REED, 2001).

Antes da aplicação da fototerapia, a úlcera por pressão foi limpa com solução fisiológica a 0,9%. A unidade emissora do dispositivo foi envolvida com filme PVC, trocado a cada participante, sendo colocada diretamente sobre a ferida. Para assepsia do PVC, foi usado álcool absoluto 99,5%. Óculos protetores foram utilizados durante o procedimento. Após a aplicação da fototerapia, foi feito o curativo à base de hidrogel com alginato.

3.2.3- Aquisição das imagens

Para a aquisição da imagem, utilizou-se uma câmera EOS Rebel XS Canon, com resolução de 10.1 Megapixels e lente de 18 x 55 mm. Cada participante foi colocado em decúbito lateral e, após a retirada do curativo, as fotografias foram realizadas sem flash, em vista frontal. A lente da câmera foi posicionada perpendicularmente à superfície da ferida, mantendo-se uma distância de 15 cm ou de 20 cm entre a lente e a pele, dependendo do tamanho da ferida, se estava enquadrado na imagem.

Os registros foram realizados nas 12 sessões de tratamento, sempre por um mesmo indivíduo. A fotografia foi feita com um paquímetro Vernier Caliper, faixa de medição 0-150 mm, colocado abaixo da úlcera para padronizar a escala, mas sem contato com a pele do participante.

3.2.4- Processamento e análise das imagens

Técnicas de processamento de imagens por meio da linguagem de programação C++, utilizando a IDE (Interface de Desenvolvimento Integrado) Visual Studio 2010 Professional e a biblioteca de visão computacional OpenCV, foram aplicadas para o desenvolvimento de um algoritmo capaz de auxiliar no cálculo da área da úlcera. Essa metodologia foi criada pelo pesquisador Jean Andrade Canestri do Labbio.

O primeiro passo compreendeu a segmentação manual da imagem original (FIG.3.12A) a fim de isolar a área da úlcera (FIG.3.12B).

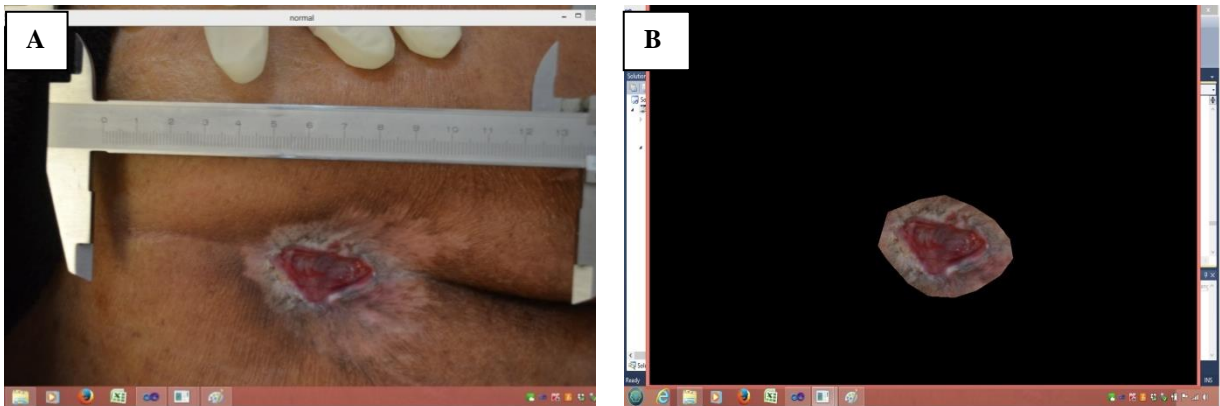


FIGURA 3.12- Segmentação manual: A- imagem original; B- imagem segmentada

Em seguida, foi feito o processamento da imagem por meio do balanceamento dos canais de cores RGB: Vermelho (R), Verde (G) e Azul (B), para aumentar o contraste de cada cor individualmente a fim de realçar os contornos da úlcera. O resultado do balanceamento foi avaliado isoladamente ou em combinação, por meio da janela *ConfigFiltracor* (FIG.3.13).

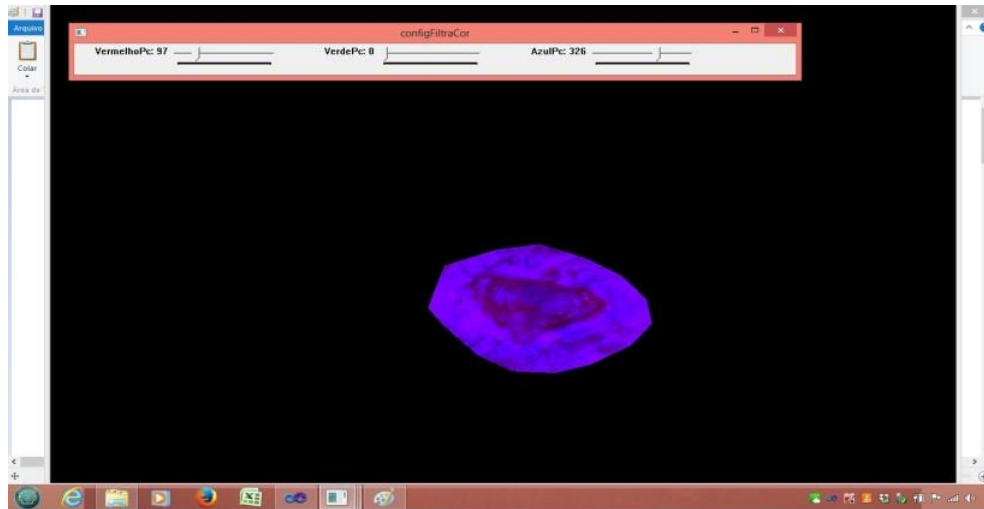


FIGURA 3.13- Balanceamento dos canais de cores

Mesmo com a definição mais realçada dos contornos da úlcera, a imagem foi convertida para a escala de cinza pelo programa, a fim de aumentar ainda mais o contraste entre os pixels de dentro e os de fora dos contornos da ferida. A coloração de alguns pixels internos estava semelhante à dos pixels externos. Por isso, foi realizado um procedimento de preenchimento manual por meio da janela *ConfigSelecionaArea*.

Tendo a distinção clara entre os pixels internos e externos aos contornos da ferida, o programa calculou automaticamente o número de pixels da área. Uma imagem contendo a área preenchida da úlcera foi gerada (FIG.3.14).

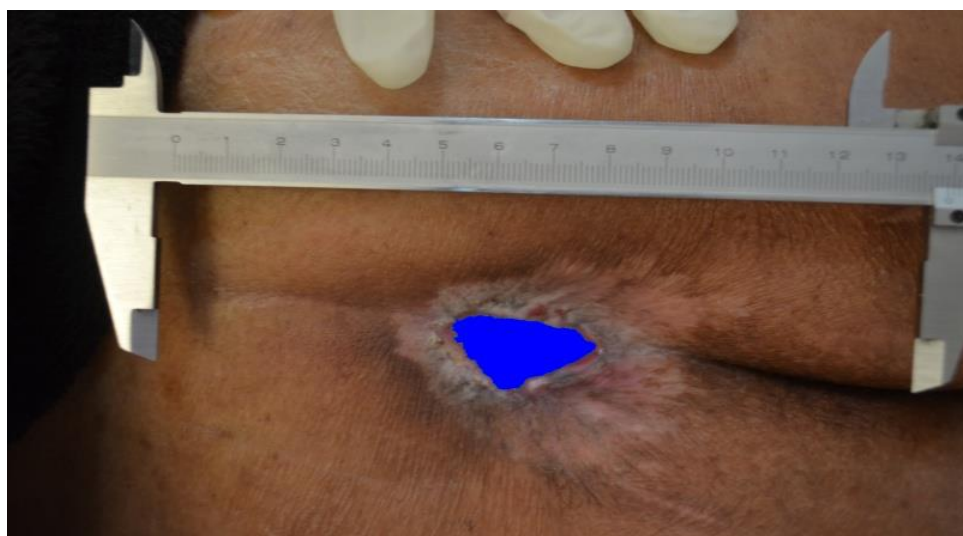


FIGURA 3.14- Área da úlcera preenchida de azul

Para a conversão da área da úlcera em pixels para mm^2 foi utilizado um programa de visualização de imagens. Por meio da escala na imagem digital, foram determinados quantos pixels correspondem a 1 mm^2 . O valor da área em pixels é então calculado pela EQ.3.3:

$$A = \frac{n}{s} \quad (3.3)$$

sendo A a área em mm^2 ; n a área da úlcera em pixels e s o número de pixels por mm^2 . Posteriormente, a área foi convertida para cm^2 .

O método de processamento e análise das imagens para cálculo da área foi realizado por um pesquisador, integrante do Labbio, cegado quanto ao grupo que a imagem da ferida pertencia. Esse fato contribui para a confiabilidade dos resultados deste estudo.

3.2.5- Taxa de cicatrização

Após a área da úlcera, foi calculada a taxa de cicatrização com auxílio de um programa de planilha eletrônica. A taxa de cicatrização refere-se à diminuição da área da ferida em relação ao dia zero (ROBSON *et al.*, 2000), conforme expresso na EQ.3.4:

$$\frac{\text{Área (dia 0)} - \text{Área (dia } x)}{\text{Área (dia 0)}} \times 100\% \quad (3.4)$$

3.2.6- Medição da temperatura

Os termogramas das úlceras por pressão foram obtidos por meio da termocâmera FLIR I60 - FLIR Systems e suas características estão representadas no QUADRO 3.4.

QUADRO 3.4- Características da termocâmera FLIR I60

Sensores	Microbolômetros
Sensibilidade térmica	< 0,1°C a 25°C
Resolução	180 x180 pixel
Faixa de medição	7,5 a 13 μm
Precisão	$\pm 2^\circ\text{C}$

Para a obtenção do termograma, cada participante foi colocado em decúbito lateral e a termocâmara foi posicionada de forma perpendicular à úlcera. A distância de 15 ou de 20 cm entre a lente da termocâmara e a superfície da úlcera foi adotada, dependendo do tamanho da ferida, se estava enquadrado na imagem.

Os termogramas foram capturados após a retirada do curativo, antes da limpeza inicial da UP com solução fisiológica a 0,9%. Os registros foram realizados sempre por um mesmo indivíduo, durante as 12 sessões.

A temperatura ambiente e a umidade relativa do ar foram previamente mensuradas por meio de um termo-higrômetro digital, FLUKE 971, com precisão de $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ e de $\pm 2,5\%$, respectivamente.

3.2.7- Análise dos termogramas

Os termogramas foram analisados pelo programa FLIR QuickReport, versão 1.2 SP2 (FLIR SYSTEMS, 2014). Ao analisar cada termograma, foram inseridos os valores da temperatura ambiente e da umidade relativa do ar, registrados no momento da aquisição do termograma pelo termo-higrômetro. O valor da temperatura média refletida foi considerado igual à temperatura ambiente e o da emissividade da ferida foi semelhante ao valor de emissividade da derme (0,98) encontrado na literatura (BERNARD *et al.*, 2013).

Em cada termograma da úlcera por pressão foram analisados 5 pontos equidistantes: P1- região adjacente; P2- borda da úlcera; P3- centro da úlcera; P4- borda da úlcera e P5- região adjacente.

3.2.8- Análise de incerteza

Segundo Albertazzi e Sousa (2008), medir consiste no procedimento experimental pelo qual o valor momentâneo de uma grandeza física é determinado como um múltiplo e/ou uma fração de uma unidade, estabelecida por um padrão. A grandeza medida denomina-se mensurando. O processo de medição é composto pelos seguintes elementos: definição do mensurando, procedimento de medição, condições ambientais, operador e sistema de medição.

Cada um dos elementos que fazem parte do processo de medição tem influência sobre seu resultado. Fonte de incerteza é qualquer fator que dá origem a dúvidas no resultado

de um processo de medição. Por isso, é necessário identificar as maiores fontes de incertezas associadas (ALBERTAZZI; SOUSA, 2008).

A investigação sobre as principais fontes de incerteza e seus impactos sobre a medição pode ser realizada baseada nas informações disponíveis na literatura. No processo de medição da área das feridas por meio de imagens digitais, o mensurando é a área da úlcera (em cm^2). As fontes de incerteza englobam resolução da câmera, iluminação e posição da câmera em relação à ferida (ANDRADE *et al.*, 2000), as quais serão discutidas no próximo capítulo.

No processo de medição da temperatura das feridas por meio da termocâmara, o mensurando é a temperatura da úlcera (em $^{\circ}\text{C}$). As fontes de incerteza deste processo podem ser divididas em intrínsecas, próprias da termocâmara, e externas, associadas à medição.

As fontes intrínsecas compreendem erro gerado por ruído (NGE), estabilidade da temperatura (TS), repetitividade (RE), resolução digital da temperatura (DRT), mínimo erro (ME), resolução espacial da medição (MSR) e uniformidade da medição (MU). As fontes externas consistem em distância entre a termocâmara e a ferida, temperatura ambiente, temperatura média refletida e emissividade da pele (TEIXEIRA, 2012).

A análise de incerteza da medição da temperatura foi dividida em dois passos. No primeiro passo, foi realizada a obtenção das coordenadas de um ponto selecionado no centro da ferida, por meio do programa FLIR ThermaCAM Researcher. No segundo momento, o programa FLIR ThermaCAM Researcher exportou um arquivo *.mat* com a matriz de sinais proporcionais à radiação relacionados ao termograma para o programa Incerteza de Medição Termográfica (IMT) em plataforma MatLab, desenvolvida por um pesquisador do Laboratório de Termometria da Universidade Federal de Minas Gerais (TEIXEIRA, 2012).

O IMT utiliza o método GUM (*Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement*), para a análise da incerteza da medição de temperatura. As fontes intrínsecas não são consideradas no cálculo de incerteza realizado pelo método GUM. Portanto, os dados de entrada no IMT foram as coordenadas do ponto, bem como os valores das fontes externas (QUADRO 3.5).

QUADRO 3.5- Valores de incerteza dos dados de entrada do IMT

Parâmetro	Incerteza associada	Distribuição assumida
Emissividade	$\pm 0,01$	Retangular
Temperatura ambiente	$\pm 0,5^{\circ}\text{C}$	Retangular
Temperatura média refletida	$\pm 0,5^{\circ}\text{C}$	Retangular
Distância	$\pm 0,01\text{ m}$	Retangular

3.2.9- Análise estatística

Os participantes foram caracterizados em relação à idade, sexo e tipo de úlcera por pressão (classificação em categoria, tempo de instalação e área inicial) por meio de estatística descritiva.

Além disso, foram feitas análises comparativas por meio do programa Graphpad Prism, versão 4.0. Aplicaram-se testes paramétricos e não paramétricos, de acordo com a variável analisada. Um valor $p < 0,05$ foi considerado significativo.

A área da ferida foi classificada como uma variável quantitativa, contínua e não paramétrica. Os testes realizados para essa variável foram Friedman, para comparações de três ou mais sessões de tratamento, além de Wilcoxon para análise pareada (SAMPAIO, 2002).

A temperatura da ferida foi classificada como uma variável quantitativa, contínua e paramétrica. Foram utilizados Análise de Variância (ANOVA), para comparações de três ou mais sessões de tratamento, além do teste t para análise de pareamento (SAMPAIO, 2002).

4- RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1- Dispositivo

A presente metodologia possibilitou o desenvolvimento de um dispositivo constituído por pares de LEDs (630 nm e 940 nm) dispostos em três círculos concêntricos com acionamento independente de cada círculo de acordo com o tamanho da ferida. A disposição dos LEDs na forma de pares permite a emissão simultânea de dois comprimentos de onda. Essas características não foram encontradas em outras tecnologias disponíveis na literatura, o que resultou em uma patente (MU 00221113134318).

O sistema permite que à medida que a ferida cicatriza, diminuindo o seu tamanho, apenas as fontes luminosas que irradiam a área lesada sejam acionadas. Assim, não há necessidade de acionar todas as fontes luminosas, concentrando a radiação apenas na área de ferida aberta, sem irradiar as áreas adjacentes fechadas.

A aplicabilidade clínica do dispositivo foi testada em pacientes com úlceras por pressão internados na Santa Casa de Misericórdia de Belo Horizonte. O equipamento é portátil o que possibilitou o deslocamento de uma enfermaria para outra dentro do hospital. O dispositivo apresentou outras vantagens também como facilidade no manuseio e na aplicação.

4.2- Características dos participantes

Cinquenta participantes com presença de úlcera por pressão foram recrutados, de forma sequencial, na Unidade de Cuidados Prolongados da Santa Casa de Misericórdia. Contudo, apenas 30 foram incluídos na pesquisa. Alguns fatores contribuíram para a variabilidade do número de sessões, culminando por vezes, na perda da amostra. Tais fatores incluem alta hospitalar do quadro clínico original ou mudança do participante para outra unidade do hospital, como a Unidade de Terapia Intensiva, seguido de morte em alguns casos, o que se tornou uma tarefa difícil manter o n inicial da amostra. Na FIG.4.1 está representado o perfil de randomização usado para a seleção dos participantes.

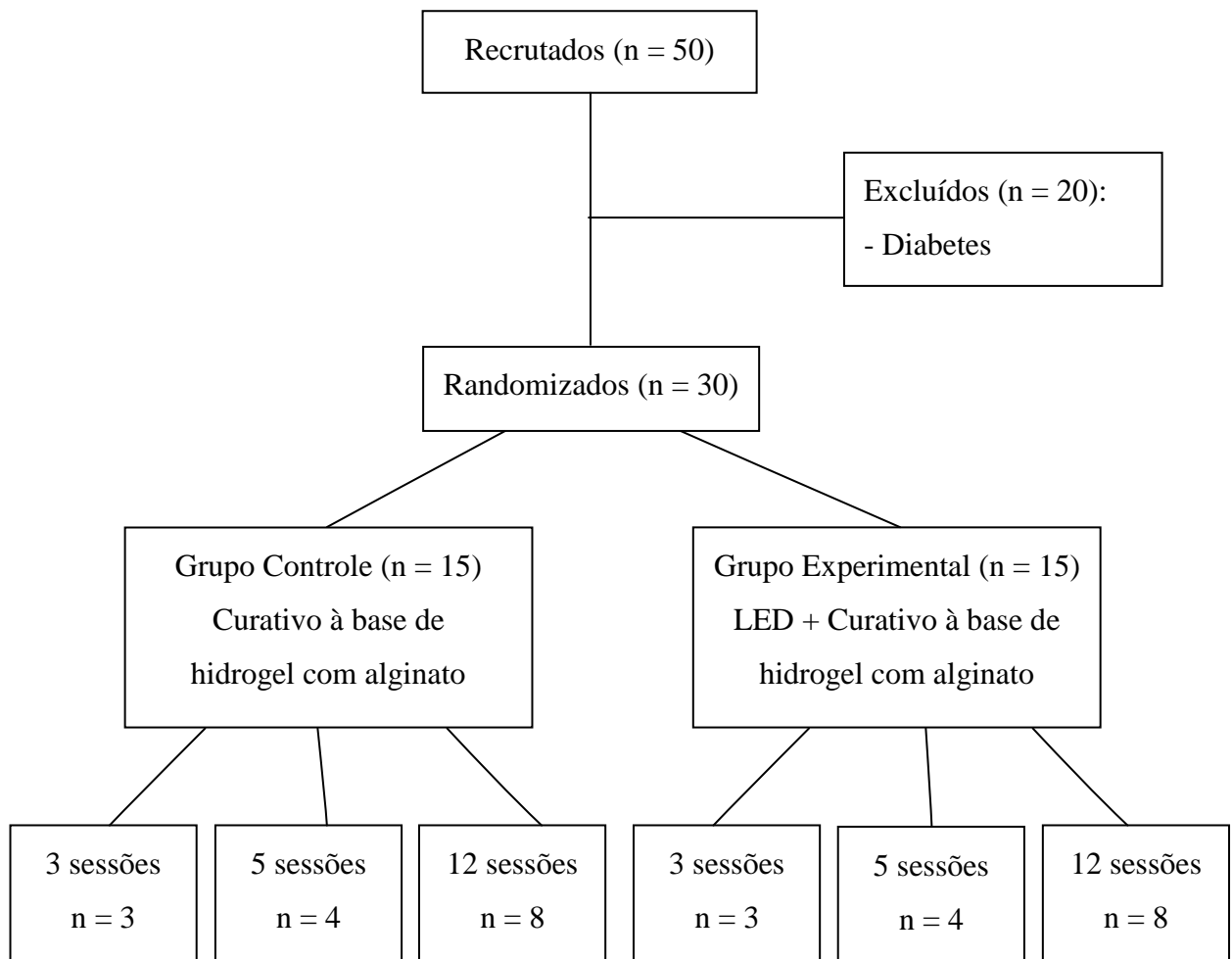


FIGURA 4.1- Fluxograma de randomização dos participantes

As características dos participantes dos grupos controle e experimental com relação à idade, sexo e tipo de úlcera por pressão (classificação em categoria, tempo de instalação e área inicial) estão representadas na TAB.4.1. Não há diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos com relação à área inicial das úlceras ($p > 0,05$).

TABELA 4.1- Características dos participantes nos grupos controle e experimental

Característica	Controle	Experimental
Número de participantes	15	15
Idade em anos (média)	58,9	57,8
Sexo		
Feminino	5	5
Masculino	10	10
Classificação da úlcera		
Categoria I	0	0
Categoria II	1	1
Categoria III	7	6
Categoria IV	7	8
Tempo de instalação da úlcera em meses (média)	7,1	8,3
Área inicial da úlcera em cm ² (mediana)	30,5	29,6

A literatura evidencia que a idade (acima de 60 anos) é um fator de risco no desenvolvimento da UP (GOMES *et al.*, 2011), o que pode ser justificado pelas alterações sofridas na pele com o envelhecimento. Apesar de a idade média estar próxima aos 60 anos, os participantes dos dois grupos contemplam diferentes faixas etárias, de 40 a 80 anos, o que leva a supor que a idade não foi o fator preponderante na origem ou manutenção das úlceras por pressão.

O predomínio do sexo masculino nos dois grupos também não é um fator relevante na origem ou manutenção dessas feridas. Para Coleman *et al.* (2013), gênero não é considerado como fator de risco no desenvolvimento das úlceras por pressão.

Pela TAB.4.1 percebe-se na classificação da úlcera, a preponderância das categorias III e IV em ambos os grupos. Segundo Lahmann e Kottner (2011), as úlceras por pressão categorias III e IV são lesões profundas e estão relacionadas com a pressão exercida por uma força perpendicular à pele.

4.3- Área das úlceras no decorrer do tratamento

A variação da área das úlceras por pressão do grupo controle é demonstrada na FIG.4.2. É possível observar que ocorreram oscilações na área dessas úlceras ao longo do tratamento. No entanto, não foram encontrados estudos na literatura que respaldem essas oscilações.

Na análise intragrupo, não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) na área das úlceras dos participantes analisados que completaram as 12 sessões de tratamento no grupo controle. Embora seja possível notar alterações na área, o tratamento apenas com curativo de hidrogel com alginato não se mostrou totalmente eficiente na cicatrização da UP durante as sessões acompanhadas.

Na FIG.4.3 pode ser vista a variação da área das úlceras por pressão do grupo experimental. Percebe-se que também ocorreram oscilações na área dessas feridas, mas até a 7ª sessão. Nas demais sessões, ocorreu diminuição da área das úlceras em todos os participantes tratados. Pelos resultados deste estudo, pode-se sugerir que as oscilações da área não ocorreram ao longo das 12 sessões devido aos efeitos da luz LED. Segundo Cruanes (1984), a luz de baixa intensidade promove uma cicatrização mais rápida e de melhor qualidade.

Na análise intragrupo, houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) a partir da 9ª sessão na área das úlceras dos participantes analisados que completaram as 12 sessões de tratamento no grupo experimental. Isso significa que da 9ª à 12ª sessão ocorreu uma redução significativa na área das úlceras tratadas com a associação LED fototerapia e curativo à base de hidrogel com alginato.

Os resultados deste estudo estão de acordo com a literatura que demonstra que a LED fototerapia acelera a cicatrização de feridas devido aos efeitos biológicos promovidos como aumento da síntese de ATP, proliferação de fibroblastos, síntese de colágeno, estimulação da angiogênese e formação de tecido de granulação (KARU, 2003; KARU, 2010).

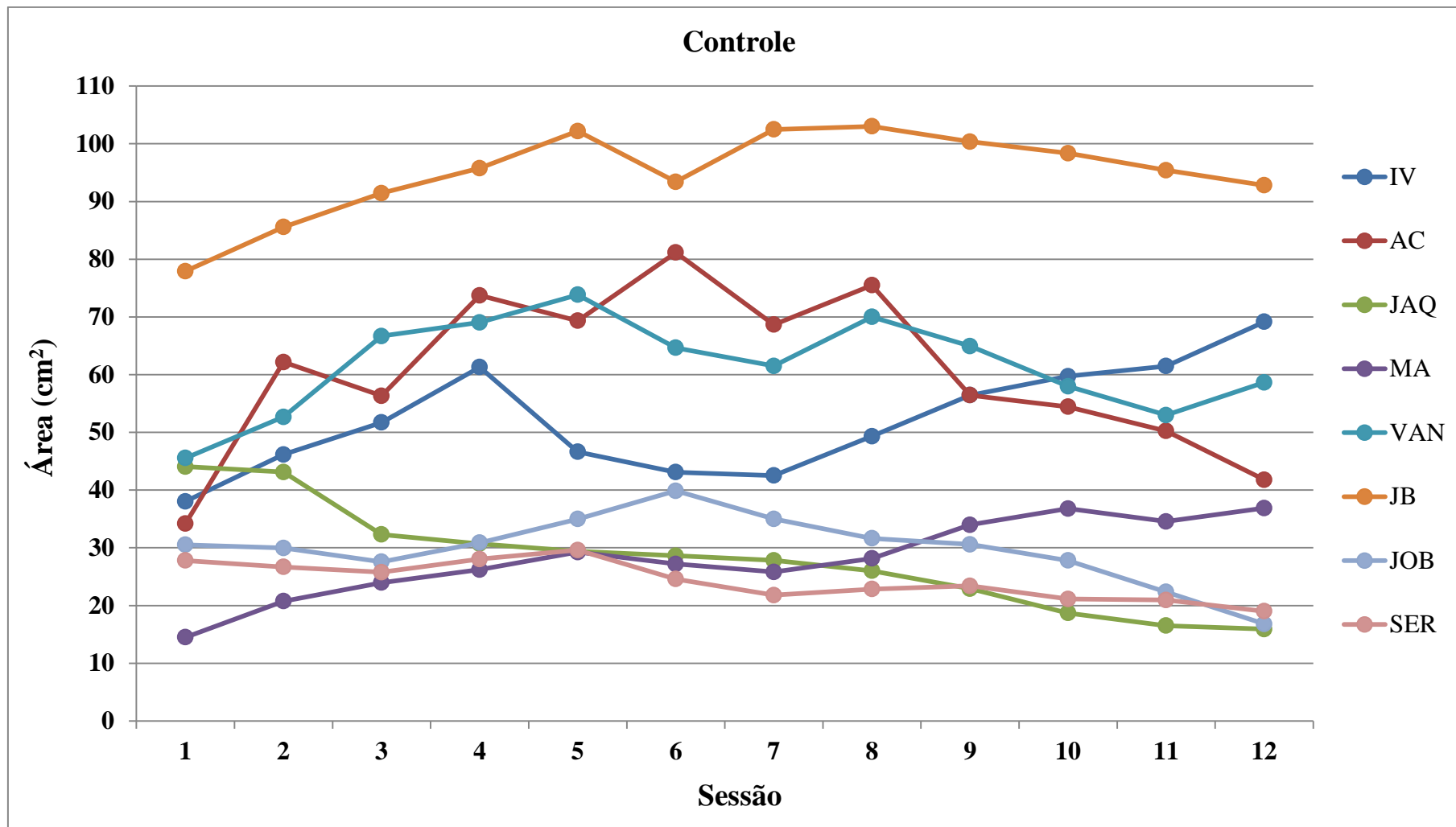


FIGURA 4.2- Área das úlceras por pressão dos 8 participantes do grupo controle que completaram as 12 sessões

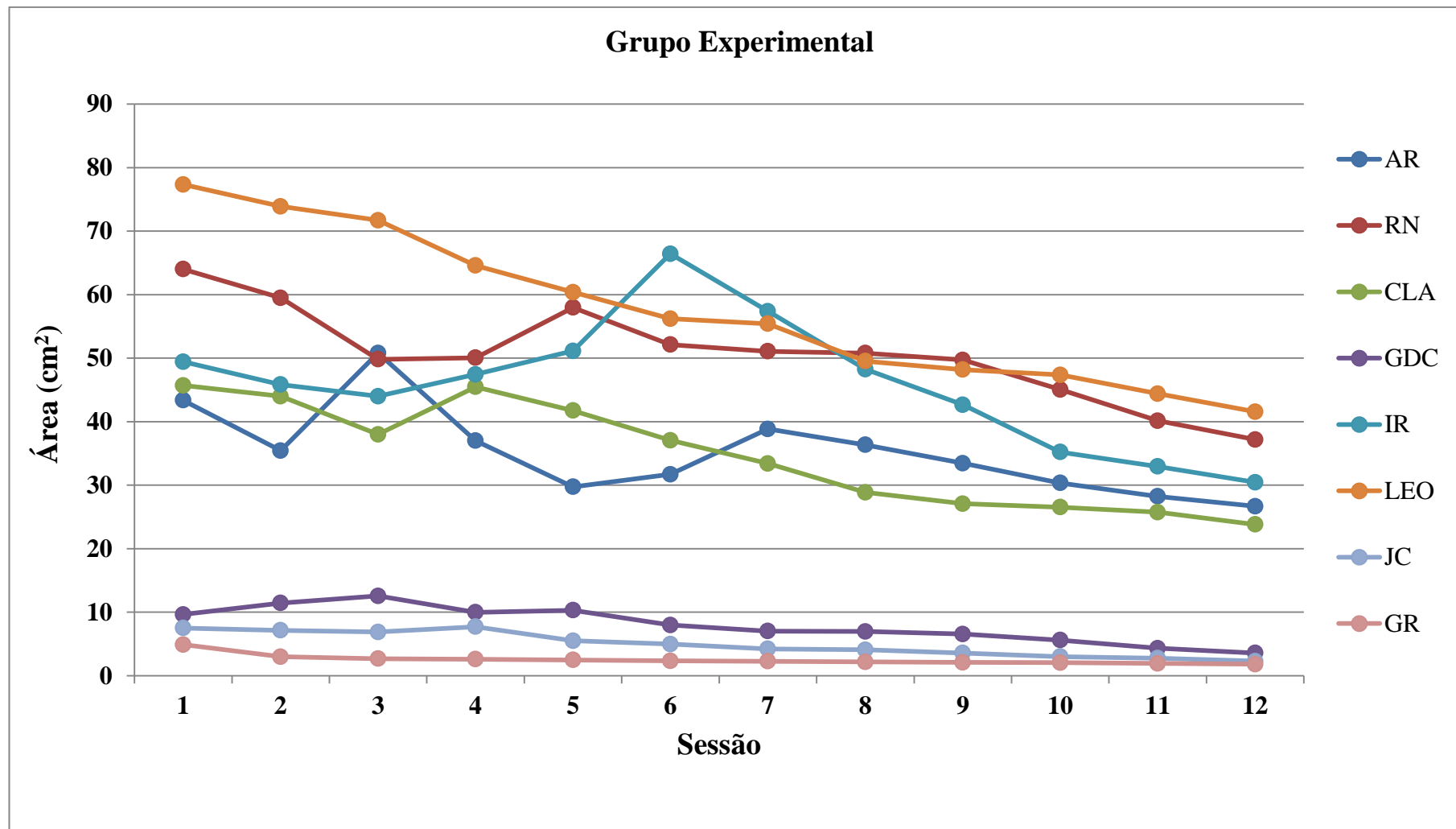


FIGURA 4.3- Área das úlceras por pressão dos 8 participantes do grupo experimental que completaram as 12 sessões

Pela TAB.4.2, é possível observar que dos 15 participantes do grupo controle, 6 apresentaram cicatrização das úlceras por pressão, que variou de 2,5 a 63,9%. Os demais participantes mostraram aumento da área das feridas na última sessão.

TABELA 4.2- Taxa de cicatrização (%) das úlceras por pressão no grupo controle

Participante	Área inicial	Área final	%
1	5,48	4,10	25,2
2	21,54	23,92	-11,0
3	29,83	35,23	-18,1
4	7,01	4,24	39,5
5	48,98	68,32	-39,5
6	16,20	15,80	2,5
7	87,43	113,08	-29,3
8	38,03	69,15	-81,8
9	34,20	41,78	-22,2
10	44,06	15,91	63,9
11	14,50	36,88	-154,3
12	45,55	58,64	-28,7
13	77,92	92,81	-19,1
14	30,52	16,81	44,9
15	27,80	19,01	31,6

Percebe-se pela TAB.4.3, que todos os participantes do grupo experimental apresentaram cicatrização das úlceras por pressão na última sessão, que variou de 14,9 a 72,9%. Ao comparar as duas tabelas, pode-se afirmar que a taxa de cicatrização foi maior no grupo experimental em relação ao controle.

TABELA 4.3- Taxa de cicatrização (%) das úlceras por pressão no grupo experimental

Participante	Área inicial	Área final	%
1	5,91	2,94	50,3
2	27,61	23,50	14,9
3	29,64	21,68	26,9
4	16,29	11,29	30,7
5	45,04	25,20	44,0
6	20,87	9,40	55,0
7	77,50	69,47	10,4
8	43,37	26,68	38,5
9	64,02	37,17	41,9
10	45,69	23,81	47,9
11	9,63	3,58	62,8
12	49,43	30,45	38,4
13	77,34	41,57	46,3
14	7,50	2,30	72,9
15	4,90	1,80	63,3

Na análise intergrupo, houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) quando se compararam os dois tipos de tratamento (controle versus experimental), diferenças que foram observadas a partir da 2ª e mantidas até a 12ª sessão. Tal fato mostra que a LED fototerapia pode ser usada como terapia adjuvante no tratamento das úlceras por pressão.

Figueiredo e Paulo (2012) avaliaram os efeitos do gel hidrolítico associado à fototerapia com LEDs em dois indivíduos portadores de úlcera por pressão categoria IV. Após 84 curativos hidrolíticos (1 por dia) e 20 sessões de fototerapia, as úlceras por pressão cicatrizaram completamente. Mas, os autores não citaram os parâmetros utilizados na aplicação da fototerapia.

No presente trabalho, as úlceras por pressão de 9 participantes do grupo experimental tiveram uma cicatrização acima de 40% atingindo aproximadamente 73% (TAB.4.3). Entretanto, nenhuma ferida apresentou 100% de cicatrização após o tratamento com luz LED. Há dois fatores que poderiam justificar esses resultados.

O primeiro fator é a permanência do principal fator etiológico dessas feridas: a pressão sobre a pele. Todos os participantes da pesquisa estavam restritos ao leito e

dependiam de uma pessoa para poderem mudar de posição. O número de técnicos de enfermagem era insuficiente frente à demanda da Unidade de Cuidados Prolongados. Uma medida terapêutica importante é a mudança periódica de posicionamento, pois o alívio da pressão sobre uma proeminência óssea permite a adequada recuperação do tecido à isquemia (WADA *et al.*, 2010).

O segundo fator é o número de sessões. Neste estudo foram realizadas apenas 12 sessões de fototerapia. A literatura não dispõe de muitas referências sobre o uso de LED no tratamento de úlceras por pressão. Ramos *et al.* (2014) apontam que foi necessário 30 sessões de fototerapia para fechamento completo da úlcera por pressão. Esses autores submeteram uma mulher de 83 anos, a uma aplicação diária de LASER (670 nm), com dose de 6 J/cm^2 , 5 vezes por semana, durante 6 semanas.

Embora tenham sido realizadas apenas 12 sessões de tratamento neste estudo, os resultados de redução da área das úlceras por pressão mostraram-se promissores, podendo essa metodologia ser ajustada (aumento do número de sessões) para culminar em um fechamento completo das feridas.

4.4- Temperatura das úlceras no decorrer do tratamento

O comportamento da temperatura das úlceras por pressão nos grupos controle e experimental está detalhado no QUADRO 4.1 e no QUADRO 4.2, respectivamente. Dos cinco pontos de temperatura explorados, foi escolhido o ponto do centro da úlcera para análise estatística. Os pontos das bordas não foram escolhidos, devido à alteração da área das úlceras ao longo das sessões.

Cada úlcera por pressão manteve uma temperatura acima de 32°C em todas as sessões tanto no grupo experimental quanto no controle, antes da aplicação do tratamento. Na análise intragrupo, não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) na temperatura das úlceras do grupo controle e do experimental no decorrer das 12 sessões.

QUADRO 4.1- Variação da temperatura das úlceras por pressão no grupo controle em relação às sessões de tratamento, considerando o ponto do centro da ferida

Participante	Sessão de tratamento											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	34,7	33,9	32,8									
2	34,0	34,5	33,3									
3	33,5	35,9	35,9									
4	33,9	35,3	34,8	34,4	34,8							
5	32,6	34,5	35,3	35,3	34,1							
6	33,7	33,9	33,2	34,6	33,4							
7	33,5	33,8	33,8	32,8	34,6							
8	32,7	33,3	34,2	33,8	34,8	33,0	32,5	32,0	32,1	32,0	32,0	32,2
9	34,8	35,3	33,1	34,6	34,2	34,0	35,4	33,9	33,0	34,5	35,5	33,9
10	33,6	32,7	33,9	32,8	33,5	32,8	33,8	33,9	34,6	34,9	34,4	33,6
11	34,6	34,9	34,3	34,7	33,0	32,3	34,4	33,5	32,2	32,0	32,1	32,0
12	33,5	32,0	32,3	32,4	32,6	32,3	33,9	33,6	32,7	33,2	33,1	34,2
13	32,6	32,1	32,0	32,5	33,3	33,1	32,8	32,7	32,6	34,6	33,9	34,4
14	34,5	34,3	34,0	33,9	34,4	33,3	34,7	33,5	33,3	33,5	32,7	34,2
15	33,0	32,6	34,8	34,1	34,5	33,4	33,4	32,6	33,6	34,1	34,0	33,5

QUADRO 4.2- Variação da temperatura das úlceras por pressão no grupo experimental em relação às sessões de tratamento, considerando o ponto do centro da ferida

Participante	Sessão de tratamento											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	34,6	35,5	34,3									
2	34,6	33,8	32,3									
3	32,8	33,6	34,5									
4	35,7	35,5	35,8	35,8	33,9							
5	32,7	32,8	33,1	33,0	32,7							
6	34,4	34,5	33,8	33,6	33,9							
7	34,8	33,5	32,6	32,7	33,0							
8	34,5	35,3	34,6	33,2	34,4	34,2	34,5	32,9	35,1	33,2	33,2	34,5
9	34,1	35,4	35,0	33,5	33,2	32,9	33,8	33,0	35,1	34,0	33,6	34,5
10	34,1	34,9	34,6	34,8	34,8	35,4	34,4	34,3	34,0	34,0	33,9	34,0
11	34,8	34,3	34,5	35,4	35,5	33,8	33,6	35,0	34,3	34,5	34,5	34,9
12	33,2	33,7	34,9	35,2	35,0	34,5	34,3	33,0	34,4	33,9	33,6	35,3
13	34,3	33,2	34,8	35,1	33,3	32,5	33,6	33,2	33,2	32,6	32,8	33,8
14	32,7	33,2	32,3	32,8	32,5	33,5	34,3	32,7	33,5	34,4	32,7	32,1
15	34,9	35,1	34,9	35,0	35,2	34,4	34,4	34,3	34,6	35,7	35,5	35,6

A temperatura da pele humana depende de diversos fatores como troca de calor entre os tecidos, vascularização local, metabolismo e lesões. Em condições ambientais neutras, a temperatura da pele normal varia de 32°C a 36°C (HUIZENGA *et al.*, 2004). Segundo Bryant e Nix (2012), todas as funções celulares são afetadas pela temperatura, incluindo as reações químicas (metabolismo, síntese de proteína e oxidação) e processos de fagocitose, divisão celular, locomoção e cicatrização. A faixa de temperatura para que ocorra a cicatrização é semelhante à da pele normal (ABDELRAHMAN; NEWTON, 2011). Temperaturas fora dessa faixa podem levar a um retardo ou uma interrupção do processo cicatricial (ROCHA, 2009).

Os valores da temperatura média ($\pm 1^\circ\text{C}$) do ponto do centro das úlceras por pressão nos dois grupos estão ilustrados na FIG.4.4. Na análise intergrupo, a comparação da temperatura dessas feridas demonstrou que não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os grupos. A temperatura das úlceras por pressão manteve-se na faixa para que ocorra a cicatrização em ambos os grupos, independente do tratamento recebido.

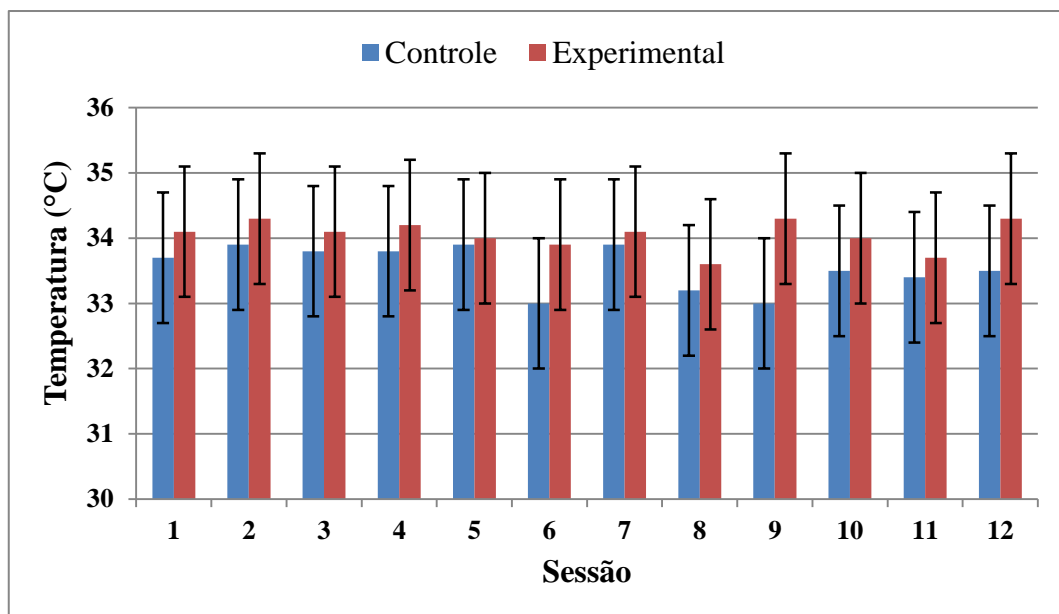


FIGURA 4.4- Temperatura média nas 12 sessões nos grupos controle e experimental; as barras de erro representam os valores de incerteza encontrados em cada medição ($\pm 1^\circ\text{C}$)

Os perfis de temperatura (média) nos cinco pontos analisados, antes da aplicação do tratamento, nos grupos controle e experimental, estão representados na FIG.4.5, FIG.4.6, FIG.4.7 e FIG.4.8, referente às sessões 1, 4, 8 e 12, respectivamente. Os pontos P1 e P5 são referentes às regiões adjacentes, P2 e P4 são relacionados às bordas da úlcera e P3 é relativo ao centro da úlcera.

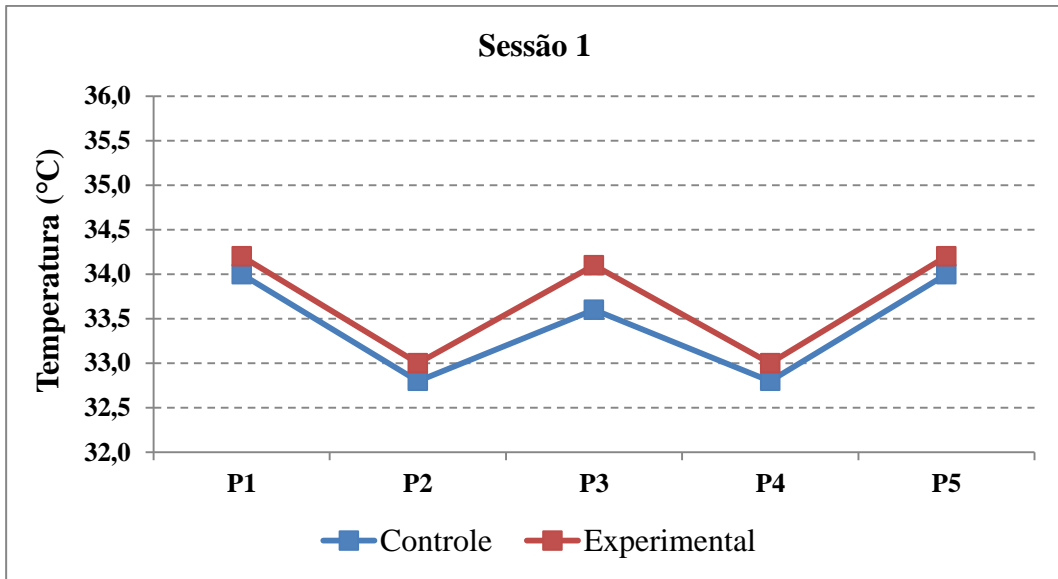


FIGURA 4.5- Temperatura média dos cinco pontos na sessão 1 nos grupos controle e experimental

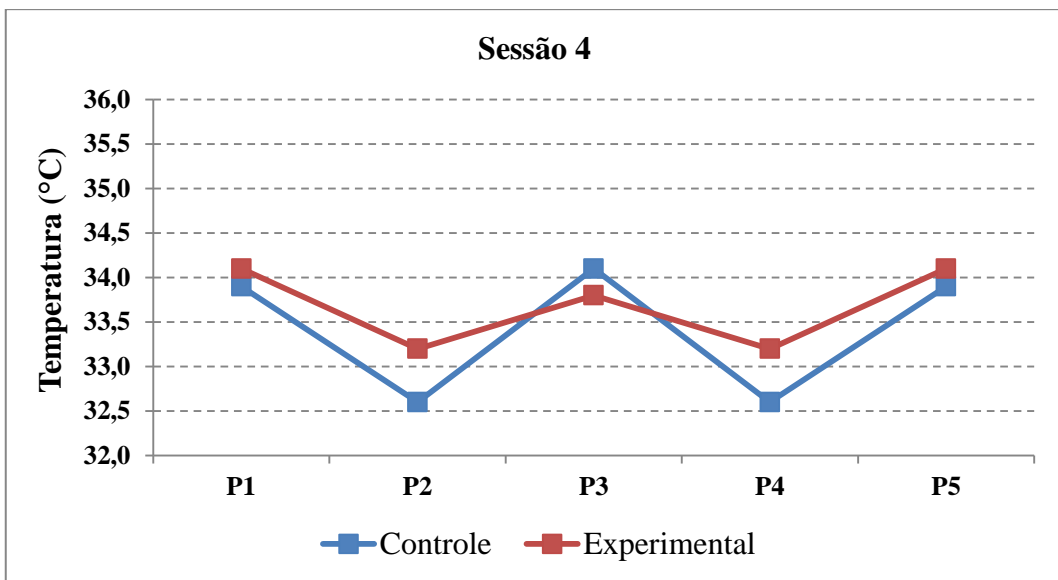


FIGURA 4.6- Temperatura média dos cinco pontos na sessão 4 nos grupos controle e experimental

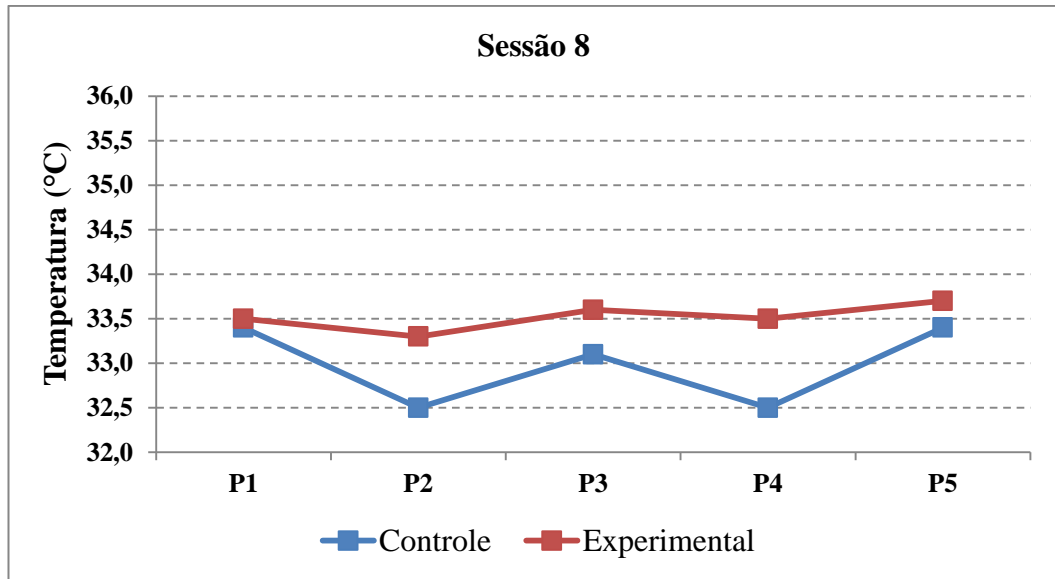


FIGURA 4.7- Temperatura média dos cinco pontos na sessão 8 nos grupos controle e experimental

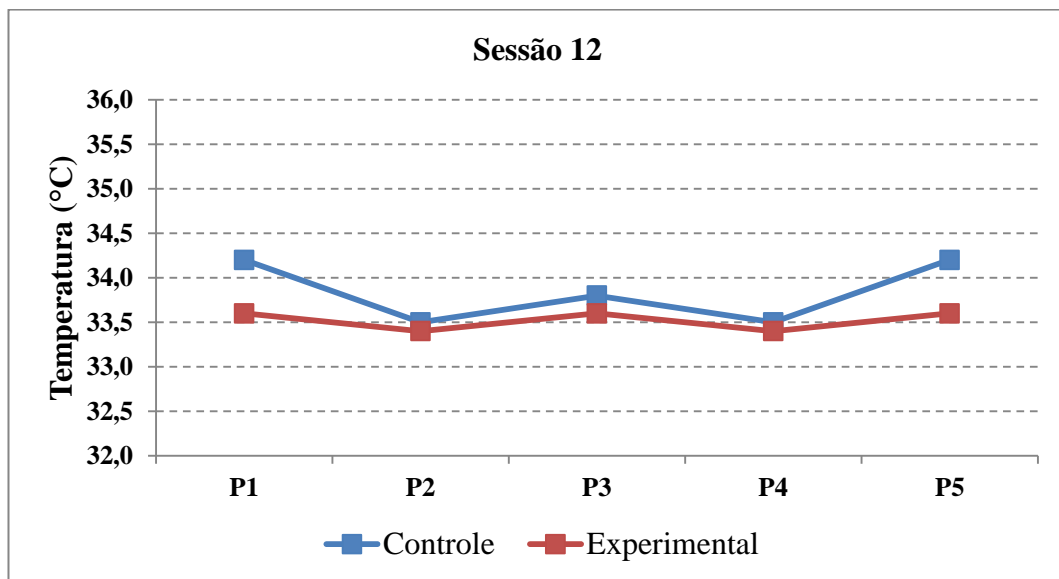


FIGURA 4.8- Temperatura média dos cinco pontos na sessão 12 nos grupos controle e experimental

Pode-se observar que a temperatura das bordas (P2 e P4) foi menor em comparação com a temperatura das regiões adjacentes (P1 e P5) nas sessões 1 e 4 dos dois grupos. Entretanto, nas sessões 8 e 12 a temperatura de P2 e P4 se aproximou da temperatura de P1 e P5 no grupo experimental, mas manteve-se diferente no grupo controle.

Neste estudo, ao correlacionar temperatura e área, foi possível notar que valores semelhantes entre temperatura das bordas e das regiões adjacentes estão interligados com uma

diminuição da área da úlcera. Por outro lado, temperatura das bordas menor que das regiões adjacentes está relacionada com um aumento da área da úlcera.

Valores baixos de temperatura das bordas podem ser explicados pela presença de umidade nessa região, causada por exemplo, pela incontinência urinária. A exposição prolongada à umidade apresenta associação significativa com a presença de úlcera por pressão, pois pode desencadear maceração da pele e ainda, ruptura da mesma (SOUZA; SANTOS, 2007).

Os resultados deste trabalho assemelham-se com os de Yamamoto *et al.* (2013) que analisaram cinco indivíduos com úlcera por pressão tratados de forma conservadora. Três destes apresentaram menor temperatura da úlcera em comparação com a região adjacente, o que resultou em aumento da área e da profundidade das úlceras 7 dias mais tarde. Os outros dois indivíduos não apresentaram diferença de temperatura entre a úlcera e sua região adjacente, o que ocasionou melhora gradual das úlceras 7 dias mais tarde, sendo que a área e a profundidade diminuíram.

Do mesmo modo, Farid *et al.* (2012) investigaram a relação entre a temperatura da úlcera em relação à pele adjacente intacta. Entre os 85 indivíduos estudados, 29 apresentaram uma temperatura da úlcera mais baixa que a pele adjacente, as quais evoluíram para necrose.

4.5- Temperatura das úlceras após aplicação da luz LED

Os valores de temperatura nos cinco pontos analisados, antes e imediatamente após a aplicação do dispositivo com LEDs, estão demonstrados na TAB.4.4, TAB.4.5, TAB.4.6, TAB.4.7, TAB.4.8 e TAB.4.9.

Ao avaliar a temperatura das úlceras por pressão, percebe-se um aumento de temperatura nos cinco pontos em todas as sessões de tratamento. O maior aumento observado foi de 0,6°C em P3. A análise pelo teste *t* não pareado indicou que não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) nas temperaturas antes e após a aplicação do dispositivo.

O possível aumento de temperatura não é consequência da irradiação efetuada, mas do aumento do metabolismo celular e da vasodilatação provocada na região. A radiação eletromagnética é absorvida nos tecidos biológicos e se transforma em efeito biológico. Em potências superiores a 1 W, a conversão da energia absorvida se dissipa em forma de calor devido a ondas de choque (efeito mecânico) e cinética molecular. Quando o tecido é irradiado

com baixa potência, praticamente não existem efeitos mecânicos, e assim não há dissipação calórica e a conversão se efetua provocando efeitos do tipo bioquímico, bioelétrico e bioenergético (CRUANES, 1984).

Os resultados encontrados neste trabalho foram semelhantes aos descritos na literatura para LASER e LED. Silveira (2008) também observou variação de temperatura após aplicação da luz. O autor analisou imagens termográficas frontais da gengiva antes e após a irradiação LASER, em três pontos: P1 - sem LASER, P2 - LASER infravermelho (780 nm) e P3 - LASER vermelho (680 nm). Os parâmetros utilizados foram dose de 150 J/cm^2 , potência de 40 mW e tempo de aplicação de 2 minutos e 30 segundos. O aumento de temperatura em P1 foi de $0,38^\circ\text{C}$; em P2 foi de $0,83^\circ\text{C}$ e em P3 foi de $0,76^\circ\text{C}$.

Oliveira *et al.* (2013) também observaram aumento de temperatura após aplicação da luz LED. Os autores irradiaram incisões cirúrgicas de 25 ratos com comprimento de onda de 640 nm e diferentes doses (6 e 10 J/cm^2). O aumento de temperatura no grupo de 6 J/cm^2 foi de $1,07^\circ\text{C}$ e no de 10 J/cm^2 foi de $1,58^\circ\text{C}$.

TABELA 4.4- Temperatura nos cinco pontos analisados, antes (A) e depois (D) da aplicação da luz LED, nas sessões 1 e 2

	SESSÃO 1										SESSÃO 2									
	P1		P2		P3		P4		P5		P1		P2		P3		P4		P5	
	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D
MÉDIA	34,2	34,5	33,5	33,8	34,1	34,4	33,4	33,9	34,2	34,4	34,1	34,3	33,7	34,0	34,1	34,5	33,6	34,1	34,3	34,5
DIFERENÇA	0,3		0,3		0,3		0,5		0,2		0,2		0,3		0,3		0,5		0,2	

TABELA 4.5- Temperatura nos cinco pontos analisados, antes (A) e depois (D) da aplicação da luz LED, nas sessões 3 e 4

	SESSÃO 3										SESSÃO 4									
	P1		P2		P3		P4		P5		P1		P2		P3		P4		P5	
	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D
MÉDIA	33,9	34,2	33,4	33,7	33,9	34,3	33,4	33,9	33,9	34,2	34,1	34,4	33,1	33,4	34,1	34,4	33,4	33,8	33,9	34,2
DIFERENÇA	0,3		0,3		0,4		0,5		0,3		0,3		0,3		0,3		0,4		0,3	

TABELA 4.6- Temperatura nos cinco pontos analisados, antes (A) e depois (D) da aplicação da luz LED, nas sessões 5 e 6

	SESSÃO 5										SESSÃO 6									
	P1		P2		P3		P4		P5		P1		P2		P3		P4		P5	
	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D
MÉDIA	33,8	34,0	33,1	33,5	33,9	34,2	33,3	33,6	33,8	34,0	33,6	33,8	33,4	33,7	33,9	34,5	33,6	33,8	33,9	34,1
DIFERENÇA	0,2		0,4		0,3		0,3		0,2		0,2		0,3		0,6		0,2		0,2	

TABELA 4.7- Temperatura nos cinco pontos analisados, antes (A) e depois (D) da aplicação da luz LED, nas sessões 7 e 8

	SESSÃO 7										SESSÃO 8									
	P1		P2		P3		P4		P5		P1		P2		P3		P4		P5	
	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D
MÉDIA	34,0	34,4	33,3	33,6	34,1	34,7	33,9	34,3	34,4	34,8	33,5	33,8	33,3	33,7	33,6	34,1	33,5	33,8	33,7	34,0
DIFERENÇA	0,4		0,3		0,6		0,4		0,4		0,3		0,4		0,5		0,3		0,3	

TABELA 4.8- Temperatura nos cinco pontos analisados, antes (A) e depois (D) da aplicação da luz LED, nas sessões 9 e 10

	SESSÃO 9										SESSÃO 10									
	P1		P2		P3		P4		P5		P1		P2		P3		P4		P5	
	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D
MÉDIA	33,7	33,9	33,3	33,6	34,3	34,8	33,2	33,6	33,5	33,7	33,3	33,5	32,9	33,1	33,9	34,3	33,2	33,5	33,4	33,6
DIFERENÇA	0,2		0,3		0,5		0,4		0,2		0,2		0,2		0,4		0,3		0,2	

TABELA 4.9- Temperatura nos cinco pontos analisados, antes (A) e depois (D) da aplicação da luz LED, nas sessões 11 e 12

	SESSÃO 11										SESSÃO 12									
	P1		P2		P3		P4		P5		P1		P2		P3		P4		P5	
	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D	A	D
MÉDIA	33,4	33,8	33,1	33,5	33,7	34,0	33,3	33,7	33,4	33,8	33,7	34,0	33,5	33,9	34,3	34,7	33,7	34,1	33,9	34,1
DIFERENÇA	0,4		0,4		0,3		0,4		0,4		0,3		0,4		0,4		0,4		0,2	

A FIG.4.9 ilustra uma sessão de tratamento demonstrando os cinco pontos de temperatura analisados, antes e após a aplicação da luz LED, com as imagens termográficas da úlcera por pressão de um participante do grupo experimental, como discutido acima.

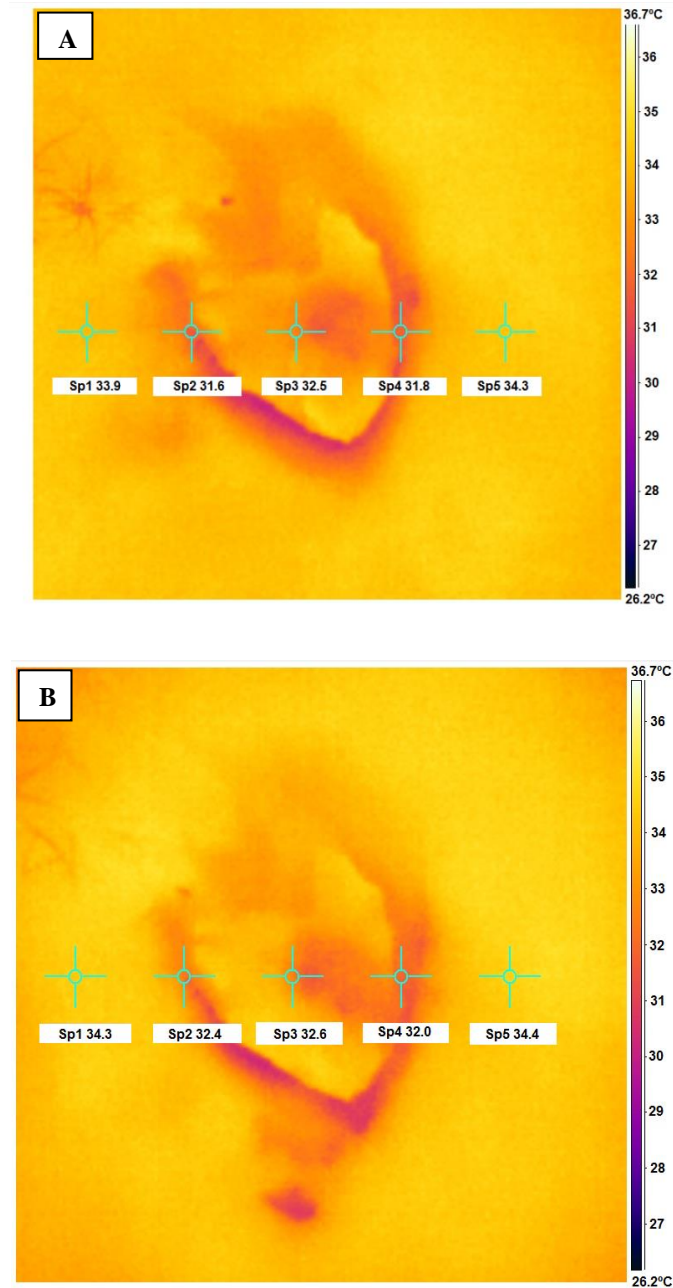


FIGURA 4.9- Valores de temperatura antes (A) e após (B) a aplicação do dispositivo

4.6- Fontes de incerteza dos sistemas de medição da área e da temperatura

As fontes de incerteza do processo de medição da área englobam a resolução da câmera, a iluminação do ambiente e a posição da câmera em relação à ferida. Devida à alta resolução (10.1 Megapixels) da câmera utilizada neste estudo, essa fonte de incerteza é considerada baixa.

Com relação à iluminação do ambiente, por meio do algoritmo desenvolvido no Labbio para o processamento de imagens, foram feitas correções para superar as condições inapropriadas de iluminação presentes no momento da aquisição. O processamento de imagens neutralizou o impacto dessa fonte de incerteza sobre o resultado final.

É importante observar a posição da câmera em relação à pele do participante a fim de manter a uniformidade das imagens capturadas. O ambiente hospitalar, no qual foi feita a coleta de dados, contribuiu para a não padronização do método de aquisição das imagens, devido a um espaço insuficiente entre os leitos para adequar um tripé com distância suficiente para enquadramento da imagem. Outros fatores como a imobilidade do participante da pesquisa e sua restrição ao leito também influenciaram.

Por uma questão de respeito ao participante, para evitar que ele sentisse mais dor ao realizar várias mudanças de posição no leito, a câmera foi posicionada manualmente para se adequar à realidade do hospital. Para tentar diminuir o impacto dessa fonte de incerteza, a câmera foi posicionada perpendicularmente à superfície da ferida, mantendo-se uma distância de 15 cm ou de 20 cm entre a lente da câmera e a pele, dependendo do tamanho da ferida. Entretanto, podem ter ocorrido variações durante a aquisição e não foi possível calcular este erro. Dessa forma, a análise de incerteza do sistema de medição da área não foi realizada, consistindo em uma das limitações deste estudo.

As fontes de incerteza do processo de medição da temperatura compreendem as intrínsecas e as externas. Foi feita a análise de incerteza pelo método GUM (*Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement*) considerando apenas as fontes externas: distância entre a termocâmera e a ferida, temperatura ambiente, temperatura média refletida e emissividade da pele. Foi encontrado o valor de $\pm 1^\circ\text{C}$.

5- CONCLUSÕES

Com base nos resultados deste trabalho foi possível obter as seguintes conclusões:

- ✓ O protocolo de fotobiomodulação com LED aplicado neste estudo otimizou a cicatrização das úlceras por pressão, sendo sugerido como terapia adjuvante no tratamento dessas feridas.
- ✓ O dispositivo composto por pares de LEDs na faixa espectral do vermelho e do infravermelho próximo foi desenvolvido e testado neste estudo, mostrando-se promissor.
- ✓ O grupo experimental apresentou redução significativa na área das úlceras por pressão. O mesmo não foi observado no grupo controle.
- ✓ A temperatura das úlceras por pressão manteve-se na faixa para cicatrização nos grupos controle e experimental no decorrer das sessões de tratamento, sem variações significativas.
- ✓ As úlceras por pressão do grupo experimental tiveram um aumento de temperatura imediatamente após a aplicação do dispositivo de LEDs, mas não foi significativo.

6- SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Os resultados obtidos neste trabalho mostraram-se interessantes como uma terapia adjuvante para o tratamento de uma ferida de difícil cicatrização somente com tratamento convencional. No entanto, novas pesquisas e adaptações devem ser realizadas, visando o estabelecimento de um protocolo eficaz para o tratamento das úlceras por pressão e outros tipos de feridas, como as sugeridas abaixo:

1- Verificar a validade dos resultados encontrados neste estudo em um maior número de participantes.

2- Aplicar o protocolo aumentando o número de sessões de LED fototerapia com intuito de promover 100% de cicatrização das úlceras por pressão.

3- Analisar os efeitos da fotobiomodulação com LED como terapia adjuvante no tratamento de outros tipos de feridas, como por exemplo, úlceras venosas, arteriais e diabéticas.

4- Propor um método para a análise de incerteza do sistema de medição da área por meio de imagens digitais.

7- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1- ABDELRAHMAN, T.; NEWTON, H. Wound dressings: principles and practice. **Surgery**, v.29, n.10, p.491-495, 2011.
- 2- ADAMSKAYA, N.; DUNGEL, P.; MITTERMAYR, R.; HARTINGER, J.; FEICHTINGER, G.; WASSERMANN, K.; REDL, H.; VAN GRIENSVEN, M. Light therapy by blue LED improves wound healing in an excision model in rats. **Injury**, v.42, p. 917-921, 2011.
- 3- AGNOL, M.A.D.; NICOLAU, R.A.; LIMA, C.J.; MUNIN, E. Comparative analysis of coherent light action (laser) versus non-coherent light (light-emitting diode) for tissue repair in diabetic rats. **Lasers in Medical Science**, v.24, p.909-916, 2009.
- 4- AHN, C.; SALCIDO, R. Advances in wound photography and assessment methods. **Advances in Skin & Wound Care**, v. 21, n.2, p.85-93, 2008.
- 5- ALBERTAZZI, A.G.; SOUSA, A.R. **Fundamentos de Metrologia Científica e Industrial**. São Paulo: Editora Manole, 2008.
- 6- ALVES, A.G.P.; BORGES, J.W.P.; BRITO, M.A. Avaliação do risco para úlcera por pressão em unidades de terapia intensiva: uma revisão integrativa. **Revista de Pesquisa: Cuidado é Fundamental Online**, v.6, n.2, p.793-804, 2014.
- 7- ANDRADE, R.M.; PAONE, N.; REVEL, G.M. **Measurement of ceramic powder granulometry by computer-aided image analysis**. São Paulo: Sociedade Brasileira de Metrologia, 2000.
- 8- ANDRADE, R.M., EDUARDO, A.C. Methodology for automatic process of the fired ceramic tile's internal defect using IR images and artificial neural network. **Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering**, v.33, n.1, p.67-73, 2011.

- 9- ARMSTRONG, D.G.; HOLTZ-NEIDERER, K.; WENDEL, C.; MOHLER, M.J.; KIMBRIEL, H.R.; LAVERY, L.A. Skin temperature monitoring reduces the risk for diabetic foot ulceration in high risk patients. **The American Journal of Medicine**, v.120, p.1042-1046, 2007.
- 10- BAROLET, D. Light-Emitting Diodes (LEDs) in Dermatology. **Seminars in Cutaneous Medicine and Surgery Journal**, v.27, p.227-238, 2008.
- 11- BERNARD, V.; STAFFA, E.; MORNSTEIN, V.; BOUREK, A. Infrared camera assessment of skin surface temperature - effect of emissivity. **Physica Medica**, v.29, n.6, p.583-591, 2013.
- 12- BEZERRA, L.A.; OLIVEIRA, M.M.; ROLIM, T.L.; CONCI, A.; SANTOS, F.G.S.; LYRA, P.R.M.; LIMA, R.C.F. Estimation of breast tumor thermal properties using infrared images. **Signal Processing**, v.93, p.2851-2863, 2013.
- 13- BRITO, K.K.G.; SOARES, M.J.G.O.; SILVA, M.A. Cuidado de enfermagem nas ações preventivas nas úlceras de pressão. **Revista Brasileira de Ciências da Saúde**, v.12, n. 40, p.56-61, 2014.
- 14- BRYANT, R.; NIX, D. **Acute and Chronic Wounds: Current Management Concepts**. 4th Edition. St Louis: Elsevier Mosby, 2012.
- 15- CALADO, C.R.; CALADO, F.A.R.; CAPUT, G.; GOMES, S.C.; ANDRADE, R.M. Porosity and delamination defect detection in ceramic materials by active infrared thermography and optical digital microscopy. **Materials Science Forum**, v.798-799, p.671-676, 2014.
- 16- CHANG, A.C.; DEARMAN, B.; GREENWOOD, J.E.; A comparison of wound area measurement techniques: Visitrak versus photography. **Journal of Plastic Surgery**, v.11, p.158-166, 2011.

- 17- CHAVES, M.E.A.; ARAÚJO, A.R.; PIANCASTELLI, A.C.C.; SANTOS, S.F.; PINOTTI, M. Efeitos da luz de baixa potência na cicatrização de feridas: LASER x LED. **Anais Brasileiros de Dermatologia**, v.89, n.4, p.616-623, 2014.
- 18- CHEON, M.W.; KIM, T.G.; LEE, Y.S.; KIM, S.H. Low level light therapy by Red–Green–Blue LEDs improves healing in an excision model of Sprague–Dawley rats. **Personal and Ubiquitous Computing**, v.17, n.7, p.1421-1428, 2013.
- 19- CHOI, H.R.; LIM, W.B.; KIM, I.A.; KIM, J.S.; KO, Y.J.; KWON, H.; KIM, S.W.; KABIR, K.M.A.; LI, X.; KIM, O.; LEE, Y.J.; KIM, S.Y.; KIM, O.J. Inflammatory cytokines are suppressed by light emitting diode irradiation of P. gingivalis LPS treated human gingival fibroblasts. **Lasers in Medical Science**, v.27, p.459-467, 2012.
- 20- COLEMAN, S.; GORECKI, C.; NELSON, E.A.; CLOSS, S.J.; DEFLOOR, T.; HALFENS, R.; FARRIN, A.; BROWN, J.; SCHOONHOVEN, L.; NIXON, J. Patient risk factors for pressure ulcer development: systematic review. **International Journal of Nursing Studies**, v.50, p.974-1003, 2013.
- 21- COLEMAN, S.; NIXON, J.; KEEN, J.; WILSON, L.; MCGINNIS, E.; DEALEY, C.; STUBBS, N.; FARRIN, A.; DOWDING, D.; SCHOLS, J.M.G.A.; CUDDIGAN, J.; BERLOWITZ, D.; JUDE, E.; VOWDEN, P.; SCHOONHOVEN, L.; BADER, D.L.; GEFEN, A.; OOMENS, C.W.J.; NELSON, E.A. A new pressure ulcer conceptual framework. **Journal of Advanced Nursing**, v.70, n.10, p.2222-2234, 2014.
- 22- COSTA, I.G. Incidência de úlcera por pressão em hospitais regionais de Mato Grosso, Brasil. **Revista Gaúcha de Enfermagem**, v.31, n.4, p.693-700, 2010.
- 23- CRUANES, J.C. **La Terapia Láser, hoy**. 1ªed. Barcelona: Centro de Documentación Laser de Meditec S.A, 1984.
- 24- DEMIDOVA-RICE, T.N.; HAMBLIN, M.R.; HERMAN, I.M. Acute and impaired wound healing: pathophysiology and current methods for drug delivery, part 1: normal and chronic wounds: biology, causes, and approaches to care. **Advances Skin Wound Care**, v.25, n.7, p.304-314, 2012.

- 25- DICCINI, S.; CAMADURO, C.; IIDA, L.I.S. Incidência de úlcera por pressão em pacientes neurocirúrgicos de hospital universitário. **Acta Paulista de Enfermagem**, v.22, n.2, p.205-209, 2009.
- 26- ENCYCLOPEDIA BRITANNICA. Disponível em: <<http://www.britannica.com>>. Acesso em: 05 fev. 2015.
- 27- ERDLE, B.J.; BROUXHON, S.; KAPLAN, M.; VANBUSKIRK, J.A.; PENTLAND, A.P. Effects of continuous-wave (670 nm) red light on wound healing. **Dermatologic Surgery**, v.34, n.3, p.320-325, 2008.
- 28- FARID, K.J.; WINKELMAN, C.; RIZKALA, A.; JONES, K. Using temperature of pressure-related intact discolored areas of skin to detect deep tissue injury: an observational, retrospective, correlational study. **Ostomy Wound Manage**, v.58, n.8, p.20-31, 2012.
- 29- FERNANDES, N.C.S.; TORRES, G.V. Incidência e fatores de risco de úlceras de pressão em pacientes de unidade de terapia intensiva. **Ciência Cuidado e Saúde**, v.7, n.3, p.304-310, 2008.
- 30- FIGUEIREDO, J.M.A.; PAULO, M.Q. Tratamento avançado para úlcera por pressão estágio IV. **Boletim Técnico do Laboratório de Química de Produtos Naturais**, v.16, p.5-6, 2012.
- 31- FLIR SYSTEMS. Disponível em: <<http://www.flir.com.br>>. Acesso em: 30 jun. 2014.
- 32- FONSECA, P.A.; LIMA, F.M.; HIGASHI, D.T.; KOYAMA, D.F.V.; FILHO, D.O.T.; DIAS, I.F.L.; RAMOS, S.P. Effects of light emitting diode (LED) therapy at 940 nm on inflammatory root resorption in rats. **Lasers in Medical Science**, v.28, p.49-55, 2013.
- 33- FUSHIMI, T.; INUI, S.; NAKAJIMA, T.; OGASAWARA, M.; HOSOKAWA, K.; ITAMI, S. Green light emitting diodes accelerates wound healing: characterization of the effect and its molecular basis in vitro and in vivo. **Wound Repair and Regeneration**, v.20, p.226-235, 2012.

- 34- GANTWERKER, E. A.; HOM, D.B. Skin: histology and physiology of wound healing. **Facial Plastic Surgery Clinics of North America**, v.19, p.441-453, 2011.
- 35- GARCIA, A.; SIDDIQUI, A. Pressure ulcers: the role of thermography and the need to revisit staging. **Ostomy Wound Management**, v.58, n.12, p.10-12, 2012.
- 36- GOMES, F.S.L.; BASTOS, M.A.R.; MATOZINHOS, F.P.; TEMPONI, H.R.; VELASQUEZ-MELENDZ, G. Avaliação de risco para úlcera por pressão em pacientes críticos. **Revista Escola Enfermagem USP**, v.45, n.2, p.313-318, 2011.
- 37- GORECKI, C.; BROWN, J.M.; NELSON, E.A.; BRIGGS, M.; SCHOONHOVEN, L.; DEALEY, C.; DEFLOOR, T.; NIXON, J. Impact of pressure ulcers on quality of life in older patients: a systematic review. **JAGS**, v.57, p.1175-1183, 2009.
- 38- GREY, J.E.; ENOCH, S.; HARDING, K.G. ABC of wound healing: pressure ulcers. **British Medical Journal**, v.332, p.472-475, 2006.
- 39- HOUGHTON, V.J.; BOWER, V.M.; CHANT, D.C. Is an increase in skin temperature predictive of neuropathic foot ulceration in people with diabetes? A systematic review and meta-analysis. **Journal of Foot and Ankle Research**, v.6, n.31, p.1-13, 2013.
- 40- HUIZENGA, C.; ZHANG, H.; ARENS, E.; WANG, D. Skin and core temperature response to partial- and whole-body heating and cooling. **Journal of Thermal Biology**, v.29, p.549-558, 2004.
- 41- ISAAC, C.; LADEIRA, P.R.S.; REGO, F.M.P.; ALDUNATE, J.C.B.; FERREIRA, M.C. Processo de cura das feridas: cicatrização fisiológica. **Revista Medicina (São Paulo)**, v.89, n.3/4, p.125-131, 2010.
- 42- JOSEPH, J.; CLIFTON, D.S. Nurses' knowledge of pressure ulcer risk assessment. **Nursing Standard**, v.27, n.33, p. 54-60, 2013.
- 43- KARU, T.I. Primary and secondary mechanisms of action of visible to near-IR radiation on cells. **Journal of Photochemistry and Photobiology B**, v.49, p.1-17, 1999.

- 44- KARU, T.I. Low-power laser therapy. In: VO-DINH, T., editor. **Biomedical photonics handbook**. Florida: CRC Press, cap. 48, 2003.
- 45- KARU, T.I. Mitochondrial mechanisms of photobiomodulation in context of new data about multiple roles of ATP. **Photomedicine and Laser Surgery**, v. 28, n. 2, p. 159-160, 2010.
- 46- KOMINE, N.; IKEDA, K.; TADA, K.; HASHIMOTO, N.; SUGIMOTO, N.; TOMITA, K. Activation of the extracellular signal-regulated kinase signal pathway by light emitting diode irradiation. **Lasers Medicine Science**, v.25, p. 531-537, 2010.
- 47- KONTOS, M.; WILSON, R.; FENTIMAN. Digital infrared thermal imaging (DITI) of breast lesions: sensitivity and specificity of detection of primary breast cancers. **Clinical Radiology**, v.66, p. 536-539, 2011.
- 48- KOTTNER, J.; GEFEN, A.; LAHMANN, N.A. Weight and pressure ulcer occurrence: a secondary data analysis. **International Journal of Nursing Studies**, v.48, p. 1339-1348, 2011.
- 49- LAHIRI, B.B.; BAGAVATHIAPPAN, S.; JAYAKUMAR, T.; PHILIP, J. Medical applications of infrared thermography: a review. **Infrared Physics & Technology**, v.55, p.221-235, 2012.
- 50- LAHMANN, N.A.; KOTTNER, J. Relation between pressure, friction and pressure ulcer categories: a secondary data analysis of hospital patients using CHAID methods. **International Journal of Nursing Studies**, v.48, p.1487-1494, 2011.
- 51- LANGEMO, D.; ANDERSON, J.; HANSON, D.; HUNTER, S.; THOMPSON, P. Measuring wound length, width, and area: which technique? **Advances in Skin & Wound Care**, v.21, n.1, p.42-45, 2008.
- 52- LAVERY, L.A.; HIGGINS, K.R.; LANCTOT, D.R.; CONSTANTINIDES, G.P.; ZAMORANO, R.G.; ATHANASIOU, K.A.; ARMSTRONG, D.G.; AGRAWAL, C.M.

Preventing diabetic foot ulcer recurrence in high-risk patients. **Diabetes Care**, v.30, p.14-20, 2007.

53- LEE, G.Y.; KIM, W.S. The systematic effect of 830 nm LED phototherapy on the wound healing of burn injuries: a controlled study in mouse and rat models. **Journal of Cosmetic and Laser Therapy**, v.14, p. 107-110, 2012.

54- LEE, Y.S.; WYSOCKI, A.; WARBURTON, D.; TUAN, T.L. Wound healing in development. **Birth Defects Research Part C: Embryo Today**, v.96, n.3, p.213-222, 2012.

55- LEITE, S.N.; MEYERS, D.S.M.; ENWEMEKA, C.S.; ANDRADE, T.A.M.; LEITE, M.N.; FRADE, M.A.C. Phototherapy promotes healing of cutaneous wounds in undernourished rats. **Anais Brasileiros de Dermatologia**, v.89, n.6, p. 899-904, 2014.

56- LIM, W.B.; KIM, J.S.; KO, Y.J.; KWON, H.; KIM, S.W.; MIN, H.K.; KIM, O.; HOI, H.R.; KIM, O.J. Effects of 635 nm Light Emitting Diode irradiation on angiogenesis in CoCl₂ exposed HUVECs. **Lasers in Surgery and Medicine**, v.43, p.344-352, 2011.

57- LITTLE, M.O. Nutrition and skin ulcers. **Current Opinion in Clinical Nutrition & Metabolic Care**, v.16, n.1, p.39-49, 2013.

58- LIU, C.; HEIJDEN, F.; KLEIN, M.E.; BAAL, J.G.; BUSSA; NETTEN, J.J. Infrared dermal thermography on diabetic feet soles to predict ulcerations: a case study. **Proceedings of SPIE**, v.8572, p.1-9, 2013.

59- LOW, J.; REED, A. **Eletroterapia explicada: princípios e prática**. São Paulo: Manole, 2001.

60- LUZ, S.R.; LOPACINSKI, A.C.; FRAGA, R.; URBAN, C.A. Úlceras de pressão. **Geriatrics & Gerontologia**, v.4, n.1, p.36-43, 2010.

61- MATOS, L.S.; DUARTE, N.L.V.; MINETTO, R.C. Incidência e prevalência de úlcera por pressão no CTI de um hospital público do DF. **Revista Eletrônica de Enfermagem**, v.12, n.4, p.719-726, 2010.

- 62- MAYROVITZ, H.N.; SOONTUPE, L.B. Wound areas by computerized planimetry of digital images: accuracy and reliability. **Advances in Skin & Wound Care**, v.22, n.5, p.222-229, 2009.
- 63- MEDEIROS, A.B.F.; LOPES, C.H.A.F.; JORGE, M.S.B. Análise da prevenção e tratamento das úlceras por pressão propostas por enfermeiros. **Revista Escola Enfermagem USP**, v.43, n.1, p.223-228, 2009.
- 64- MEIRA, L.F.; KRUEGER, E.; NEVES, E.B.; NOHAMA, P.; SOUZA, M.A. Termografia na Área Biomédica. **Pan American Journal of Medical Thermology**, v.1, n.1, p.31-41, 2014.
- 65- MESTER, E.; JUHASZ, J.; VARGA, P.; KARIKA, G. Lasers in clinical practice. **Acta Chirurgica Academia e Scientiarum Hungaricae**, v.9, p.349-357, 1968.
- 66- MEYER, P.F.; ARAÚJO, H.G.; CARVALHO, M.G.F.; TATUM, B.I.S.; FERNANDES, I.C.A.G.; RONZIO, A.O.; PINTO, M.V.M. Avaliação dos efeitos do LED na cicatrização de feridas cutâneas em ratos Wistar. **Fisioterapia Brasil**, v.11, n.6, p.428-432, 2010.
- 67- MORAES, G.L.A.; ARAÚJO, T.M.; CAETANO, J.A.; LOPES, M.V.O.; SILVA, M.J. Avaliação de risco para úlcera por pressão em idosos acamados no domicílio. **Acta Paulista Enfermagem**, v.25, p.7-12, 2012.
- 68- MOURA JUNIOR, M.J.; ARISAWA, E.A.L.; MARTIN, A.A.; CARVALHO, J.P.; SILVA, J.M.N.; SILVA, J.F.; SILVEIRA, L. Effects of low power LED and therapeutic ultrasound in the tissue healing and inflammation in a tendinitis experimental model in rats. **Lasers in Medical Science**, v.29, p.301-311, 2014.
- 69- MUNIZ, C.F.; ROCHA, A.V.E.; BATISTA, M.G.; TAVARES, J.P.; SILVA, C.S. Avaliação macroscópica do efeito do látex de *Crotonurucurana Baillon* no processo de cicatrização de feridas cutâneas em ratos. **Revista Amazônia**, v.1, n.1, p.5-12, 2013.

70- NAKAGAMI, G.; SANADA, H.; IIZAKA, S.; KADONO, T.; HIGASHINO, T.; KOYANAGI, H.; HAGA, N. Predicting delayed pressure ulcer healing using thermography: a prospective cohort study. **Journal of Wound Care**, v.19, n.11, 2010.

71- NATIONAL PRESSURE ULCER ADVISORY PANEL AND EUROPEAN PRESSURE ULCER ADVISORY PANEL (NUAP/EPUAP). **Treatment of pressure ulcers: Quick Reference Guide**. Washington DC: National Pressure Ulcer Advisory Panel, 2009.

72- NATIONAL PRESSURE ULCER ADVISORY PANEL AND EUROPEAN PRESSURE ULCER ADVISORY PANEL (NUAP/EPUAP). **Prevention and Treatment of Pressure Ulcers: Quick Reference Guide**. Cambridge Media: Perth, 2014.

73- NEVES, S.M.V.; NICOLAU, R.A.; MENDES, L.M.S.; VELOSO, A.M. Digital photogrammetry and histomorphometric assessment of the effect of non coherent light (light emitting diode) therapy (640 ± 20 nm) on the repair of third degree burns in rats. **Lasers in Medical Science**, v.29, p.203-212, 2014.

74- NISHIOKA, M.A.; PINFILDI, C.E.; SHELIGA, T.R.; ARIAS, V.E.; GOMES, H.C.; FERREIRA, L.M. LED (660 nm) and laser (670 nm) use on skin flap viability: angiogenesis and mast cells on transition line. **Lasers in Medical Science**, v.27, p.1045-1050, 2012.

75- NOGUEIRA, V.C.; COELHO, N.P.M.F.; BARROS, T.L.; SILVA, S.M.M.S.; MARTINS, M.; ARISAWA, E.A.L. Biomodulation effects of LED and therapeutic ultrasound combined with semipermeable dressing in the repair process of cutaneous lesions in rats. **Acta Cirurgica Brasileira**, v.29, n.9, p.588-595, 2014.

76- OE, M.; YOTSU, R.R.; SANADA, H.; NAGASE, T.; TAMAKI, T. Thermographic findings in a case of type 2 diabetes with foot ulcer and osteomyelitis. **Journal of Wound Care**, v.21, n.6, p.274-278, 2012.

77- OLIVEIRA, R.A.; MATOS, A.F.; BARROS, N.R.B.; FERNANDES, G.A.; LIMA, A.C.G.; NICOLAU, R.A. Low intensity laser therapy and led (light emitting diode) therapy in mechanical resistance of *Rattus norvegicus* chest incision with implant of steel wire for sternal suture. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v.29, n.2, p.166-174, 2013.

78- PAPAZOGLU, E.S.; ZUBKOV, L.; MAO, X.; NEIDRAUER, M.; RANNOU, N.; WEINGARTEN, M.S. Image analysis of chronic wounds for determining the surface area. **Wound Repair and Regeneration**, v.18, p.349-358, 2010.

79- PARAGUASSÚ, G.M.; GUARDA, M.G.; XAVIER, F.C.; CANGUSSU, M.C.; RODRIGUEZ, T.T.; RAMALHO, M.J.; PINHEIRO, A.L.; RAMALHO, L.M. Effects of LED phototherapy on relative wound contraction and reepithelialization during tissue repair in hypothyroid rats: morphometric and histological study. **Lasers in Medical Science**, v.9, n.2, p. 773-779, 2014.

80- PARK, J.E.; BARBUL, A. Understanding the role of immune regulation in wound healing. **The American Journal of Surgery**, v.187, p.11-16, 2004.

81- PEREIRA, C.; LUZ, M.H.B.A.; SANTANA, W.S.; BEZERRA, S.M.G.; FIGUEIREDO, M.L.F. Incidência de úlceras por pressão em uma unidade de terapia intensiva de um hospital público. **Revista Enfermagem UFPI**, v.2, n.4, p.21-27, 2013.

82- RAMOS, L.A.V.; BRITO, M.M.; QUEIROZ, W.W.M.; FAGUNDES, D.S.; DIAS, C.A.G.M.; OLIVEIRA, J.C.S.; PIN, A.S.; BARAÚNA, K.M.P. A eficácia do laser de baixa potência na cicatrização de úlcera de decúbito em paciente diabético: estudo de caso. **Biota Amazônia**, v.4, n.2, p. 74-79, 2014.

83- REINKE, J.M.; SORG, H. Wound repair and regeneration. **European Surgical Research**, v.49, p.35-43, 2012.

84- REIS, C.L.D.; CAVALCANTEI, J.M.; ROCHA JÚNIOR, E.F.; NEVES, R.S.; SANTANA, L.A.; GUADAGNIN, R.V.; BRASIL, L.M. Mensuração de área de úlceras por pressão por meio dos softwares Motic e do AutoCAD. **Revista Brasileira de Enfermagem**, v.65, n.2, p. 304-308, 2012.

85- ROCHA, J.A.; MIRANDA, M.J.; ANDRADE, M.J. Abordagem terapêutica das úlceras de pressão - Intervenções baseadas na evidência. **Acta Médica Portuguesa**, v.19, p.29-38, 2006.

- 86- ROCHA, C.L.J.V. Histofisiologia e classificação das queimaduras: consequências locais e sistêmicas das perdas teciduais em pacientes queimados. **Revista Interdisciplinar de Estudos Experimentais**, v.1, n.3, p.140-147, 2009.
- 87- ROCHA FILHO, D.R.R.; OLIVEIRA, D.C.; CARVALHO, A.R.B.; LEAL, M.G. Produção científica sobre as abordagens preventivas das úlceras por pressão. **Revista Interdisciplinar**, v.6, n.4, p.196-204, 2013.
- 88- ROGENSKI, N.M.B.; KURCGANT, P. Avaliação da concordância na aplicação da Escala de Braden interobservadores. **Acta Paulista de Enfermagem**, v.25, n.1, p.24-28, 2012.
- 89- SAMPAIO, I.B.M. **Estatística Aplicada a Experimentação Animal**. 2^aed. FEPMVZ: Belo Horizonte, 2002.
- 90- SAMPAIO, S.C.P.O.; MONTEIRO, J.S.C.; CANGUSSÚ, M.C.T.; SANTOS, G.M.P.; SANTOS, M.A.V.; SANTOS, J.N.; PINHEIRO, A.L.B. Effect of laser and LED phototherapies on the healing of cutaneous wound on healthy and iron-deficient Wistar rats and their impact on fibroblastic activity during wound healing. **Lasers in Medical Science**, v.28, n.3, p.799-806, 2013.
- 91- SANTOS, V.B.C.; RAMOS, S.P.; MILANEZ, V.F.; CORRÊA, J.C.; ALVES, R.I.A.; DIAS, I.F.; NAKAMURA, F.Y. LED therapy or cryotherapy between exercise intervals in Wistar rats: anti-inflammatory and ergogenic effects. **Lasers in Medical Science**, v.29, n.2, p.599-605, 2014.
- 92- SEO, Y.K.; PARK, J.K.; SONG, C.; KWON, S.Y. Comparison of light-emitting diode wavelength on activity and migration of rabbit ACL cells. **Lasers in Medical Science**, v.29, p.245-255, 2014.
- 93- SCHUBERT, E.F. **Light Emitting Diodes**. New York: Cambridge University Press, 2003.

- 94- SILVEIRA, L.B. **Avaliação das alterações do fluido crevicular gengival drenado de tecidos gengivais clinicamente normais submetidos à radiação laser em baixa intensidade (estudo em animal móvel)**. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2008.
- 95- SILVEIRA, L.B.; SOUSA, G.R.; FERREIRA, M.V.L. **Fontes de luz**. Capítulo 1, p. 34-49. In: *Terapia Fotodinâmica em Odontologia - Atlas Clínico*. Nova Odessa: Editora Napoleão, 2013.
- 96- SINNO, H.; PRAKASH, S. Complements and the wound healing cascade: an updated review. **Plastic Surgery International**, v.146764, p.1-7, 2013.
- 97- SKORKOWSKA-TELIKOWSKA, K.; CZEMPLIK, M.; KULMA, A.; SZOPA, J. The local treatment and available dressings designed for chronic wounds. **Journal of the American Academy of Dermatology**, v.68, p.117-126, 2013.
- 98- SOARES, D.A.S.; VENDRAMIN, F.S.; PEREIRA, L.M.D.; PROENÇA, P.K.; MARQUES, M.M. Análise da incidência de úlcera de pressão no Hospital Metropolitano de Urgência e Emergência em Ananindeua, PA. **Revista Brasileira de Cirurgia Plástica**, v.26, n.4, p. 578-581, 2011.
- 99- SOMMER, A.P.; PINHEIRO, A.L.; MESTER, A.R.; FRANKE, R.P.; WHELAN, H.T. Biostimulatory windows in low-intensity laser activation: lasers, scanners, and NASA's light-emitting diode array system. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, v.19, p.29-33, 2001.
- 100- SOUSA, A.P.C.; SANTOS, J.N.; JUNIOR, J.A.R.; RAMOS, T.A.; SOUZA, J.; CANGUSSÚ, M.C.T.; PINHEIRO, A.L.B. Effect of LED phototherapy of three distinct wavelengths on fibroblasts on wound healing: a histological study in a rodent model. **Photomedicine and Laser Surgery**, v.28, n.4, p.547-552, 2010.
- 101- SOUSA, A.T.O.; VASCONCELOS, J.M.; SOARES, M.J.G.O. Software *image tool* 3.0 como instrumento para mensuração de feridas. **Revista Enfermagem UFPE**, v.6, n.10, p.2569-2573, 2012.

102- SOUSA, A.P.; PARAGUASSÚ, G.M.; SILVEIRA, N.T.; DE SOUZA, J.; CANGUSSÚ, M.C.; DOS SANTOS, J.N.; PINHEIRO, A.L. Laser and LED phototherapies on angiogenesis. **Lasers in Medical Science**, v.28, n.3, p.981-987, 2013.

103- SOUSA, A.P.; GURGEL, C.A.; RAMOS, E.A.; TRINDADE, R.F.; FARO VALVERDE.; CARNEIRO, T.S.; CANGUSSÚ, M.C.; PINHEIRO, A.L.; SANTOS, J.N. Infrared LED light therapy influences the expression of fibronectin and tenascin in skin wounds of malnourished rats - a preliminary study. **Acta histochemica**, v.116, n.7, p. 1185-1191, 2014.

104- SOUZA, D.M.S.T.; SANTOS, V.L.C.G. Fatores de risco para o desenvolvimento de úlceras por pressão em idosos institucionalizados. **Revista Latino-americana Enfermagem**, v.15, n.5, p.1-8, 2007.

105- SUVARNA, K.; MUNIRA, M. Wound healing process and wound care dressing: a detailed review. **Journal of Pharma Research**, v.2, n.11, p.6-12, 2013.

106- TADA, K.; IKEDA, K.; TOMITA, K. Effect of polarized light emitting diode irradiation on wound healing. **The Journal of Trauma**, v.67, p.1073-1079, 2009.

107- TEIXEIRA, G.G.D. **Confiabilidade metrológica em termografia aplicada em sistemas elétricos**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2012.

108- THEISEN, S.; DRABIK, A.; STOCK, S. Pressure ulcers in older hospitalized patients and its impact on length of stay: a retrospective observational study. **Journal of Clinical Nursing**, v.21, p.380-387, 2011.

109- TRABOLD, O.; WAGNER, S.; WICKE, C.; SCHEUENSTUHL, H.; HUSSAIN, M.Z.; ROSEN, N.; SEREMETIEV, A.; BECKER, H.D.; HUNT, T.K. Lactate and oxygen constitute a fundamental regulatory mechanism in wound healing. **Wound Repair and Regeneration**, v.11, n. 6, p. 504-509, 2003.

- 110- VOLPATO, L.E.R.; OLIVEIRA, R.C.; ESPINOSA, M.M.; BAGNATO, V.S.; MACHADO, M.A.A.M. Viability of fibroblasts cultured under nutritional stress irradiated with red laser, infrared laser, and red light-emitting diode. **Journal of Biomedical Optics**, v.16, n.7, p.0750041-0750046, 2011.
- 111- WADA, A.; NETO, N.T.; FERREIRA, M.C. Úlceras por pressão. **Revista Medicina (São Paulo)**, v.89, n.(3/4), p.170-177, 2010.
- 112- WHELAN, H.T.; HOULE, J.M.; DONOHOE, D.L.; BAJIC, D.M.; SCHMIDT, M.H.; REICHERT, K.W.; WEYENBERG, G.T.; LARSON, D.L.; MEYER, G.A.; CAVINESS, J.A. Medical applications of space Light-Emitting Diode technology-space station and beyond. **Space Technology and Applications**, v.458, p.3-15, 1999.
- 113- WHELAN, H.T.; SMITS, R.L.; BUCHMAN, E.V.; WHELAN, N.T.; TURNER, S.G.; MARGOLIS, D.A.; CEVENINI, V.; STINSON, H.; IGNATIUS, R.; MARTIN, T.; CWIKLINSKI, J.; PHILIPPI, A.F.; GRAF, W.R.; HODGSON, B.; GOULD, L.; KANE, M.; CHEN, G.; CAVINESS, J. Effect of NASA light-emitting diode irradiation on wound healing. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, v.19, p.305-314, 2001.
- 114- WORLD UNION OF WOUND HEALING SOCIETIES (WUWHS). **Principles of best practice: Wound exudate and the role of dressings. A consensus document**. London: MEP Ltd, 2007.
- 115- XAVIER, M.; DAVID, D.R.; SOUZA, R.A.; ARRIEIRO, A.N.; MIRANDA, H.; SANTANA, E.T.; JUNIOR, J.A.S.; SALGADO, M.A.C.; AIMBIRE, A.; ALBERTINI, R. Anti-inflammatory effects of low-level light emitting diode therapy on achilles tendinitis in rats. **Lasers in Surgery and Medicine**, v.42, p.553-558, 2010.
- 116- XAVIER, M.; SOUZA, R.A.; PIRES, V.A.; SANTOS, A.P.; AIMBIRE, F.; SILVA, J.A.; ALBERTINI, R.; VILLAVERDE, A.B. Low-level light-emitting diode therapy increases mRNA expressions of IL-10 and type I and III collagens on Achilles tendinitis in rats. **Lasers in Medical Science**, v.29, p.85-90, 2014.

117- YAMAMOTO, T.; YAMAMOTO, N.; AZUMA, S.; TODOKORO, T.; KOSHIMA, I. Handy thermography for bedside evaluation of pressure ulcer. **Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery**, v.66, p.205-206, 2013.

118- YEH, N.G.; WU, C.H.; CHENG, T.C. Light emitting diodes - their potential in biomedical applications. **Renewable and Sustainable Energy Reviews**, v.14, p.2161-2166, 2010.

8- ANEXOS

ANEXO 1- Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Projeto: CAAE – 04110812.6.0000.5149

Interessado(a): Prof. Marcos Pinotti Barbosa
Departamento de Engenharia Mecânica
Escola de Engenharia - UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 03 de maio de 2013, o projeto de pesquisa intitulado "**Dispositivo flexível de fotobiomodulação para tratamento de feridas cutâneas**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.


Prof. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG

ANEXO 2-

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do projeto: “Dispositivo flexível de fotobiomodulação para tratamento de feridas cutâneas”

Pesquisador:

Doutoranda Maria Emília de Abreu Chaves - Tel: (31) 3409-6677
Laboratório de Bioengenharia - Departamento de Engenharia Mecânica - UFMG
Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha. Belo Horizonte/MG. CEP: 31270-901

Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) - Tel.: (31) 3409-4592
Unidade Administrativa II - 2º andar - Sala 2005 - UFMG
Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha. Belo Horizonte/MG. CEP: 31270-901

Instituição responsável: Universidade Federal de Minas Gerais

Você está sendo convidado (a) a participar de um estudo que tem como objetivo analisar o efeito de um equipamento de luz na cicatrização das úlceras por pressão.

O equipamento a ser utilizado neste estudo consiste em uma luz que, por apresentar características especiais, poderá favorecer o fechamento das feridas. O equipamento será aplicado sobre a ferida nos dias segunda, quarta e sexta, por um período de 4 semanas. A aplicação é indolor e, quando adequadamente realizada, não apresenta riscos à saúde. Por serem áreas sensíveis à exposição direta do equipamento, os olhos serão protegidos durante todo o período de aplicação do equipamento por meio de óculos especiais. Pode ocorrer um pequeno sangramento da ferida após a aplicação do equipamento, o que é normal e esperado, não sendo motivo de preocupação.

Ao participar da pesquisa, você será avaliado e sorteado para um dos dois grupos de tratamento. O protocolo consistirá em limpeza inicial da ferida com solução fisiológica a 0,9% e aplicação do tratamento de acordo com o grupo que você pertence.

Um grupo receberá aplicação do curativo de hidrogel com alginato. O outro grupo receberá aplicação do equipamento de luz seguida do curativo de hidrogel com alginato. A mudança de grupo após o início da pesquisa não será permitida, em momento algum do estudo.

Além disso, serão feitas fotografias da ferida a cada sessão de tratamento. Todos os seus dados que possam comprometer a sua privacidade serão mantidos em caráter confidencial.

Você tem o direito de interromper sua participação na pesquisa a qualquer momento, sem nenhum prejuízo pessoal ou profissional. Os resultados da pesquisa somente serão divulgados com o objetivo científico, mantendo-se a sua identidade em sigilo.

Com base no exposto acima, você dá seu consentimento para participar voluntariamente da pesquisa.

Belo Horizonte, _____ de _____ de _____.

Assinatura do participante: _____

Assinatura do pesquisador: _____