

**CENTRO UNIVERSITÁRIO DE FORMIGA – UNIFOR-MG**  
**CURSO DE FISIOTERAPIA**  
**ARIANE APARECIDA LUÍS**

**EFEITOS DO LASER DE BAIXA POTÊNCIA NO PROCESSO DE CICATRIZAÇÃO  
DE FERIDAS CUTÂNEAS: REVISÃO DE LITERATURA**

**FORMIGA – MG**  
**2013**

ARIANE APARECIDA LUÍS

EFEITOS DO LASER DE BAIXA POTÊNCIA NO PROCESSO DE CICATRIZAÇÃO  
DE FERIDAS CUTÂNEAS: REVISÃO DE LITERATURA

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado  
ao Curso de Fisioterapia do UNIFOR-MG,  
como requisito parcial para obtenção do título  
de Bacharel em Fisioterapia.

Orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Kelly Cristina Paim

FORMIGA – MG

2013

L953 Luis, Ariane Aparecida.  
Efeitos do laser de baixa potência no processo de cicatrização  
de feridas  
cutâneas: revisão de literatura / Ariane Aparecida Luis. – 2013.  
35 f.

Orientadora: Kelly Cristina Paim Chaves.  
Trabalho de Conclusão de Curso (Fisioterapia) - Centro  
Universitário  
de Formiga–UNIFOR, Formiga, 2013.

1. Laser de baixa potência. 2. Cicatrização de feridas. I. Título.

CDD 617.14

Ariane Aparecida Luís

EFEITOS DO LASER DE BAIXA POTÊNCIA NO PROCESSO DE CICATRIZAÇÃO  
DE FERIDAS CUTÂNEAS: REVISÃO DE LITERATURA

Trabalho de conclusão de curso apresentado  
ao Curso de Fisioterapia do UNIFOR-MG,  
como requisito Parcial para obtenção do título  
de Bacharel em Fisioterapia.

BANCA EXAMINADORA

---

Prof<sup>a</sup>. Kelly Cristina Paim Chaves  
Orientadora

---

Avaliador 1

---

Avaliador 2

( ) Aprovado ( ) Reprovado

Formiga, 11 de Junho de 2013.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço imensamente a Deus pelas oportunidades proporcionadas, por me dar forças para superar obstáculos e por me abençoar nos momentos de dificuldade.

Aos meus pais, José Maria e Rosária, por não medirem esforços para que pudesse concluir com êxito a minha formação. Sempre com simplicidade, dedicação e muita luta, me proporcionaram uma boa educação e caráter para que eu pudesse concretizar mais este passo. Amo vocês!

Aos meus irmãos, Eduardo e Paulo Henrique, por fazerem parte de todas as minhas conquistas.

Ao meu namorado Luís Paulo, por ter compreendido minhas ausências e por ter estado comigo nos momentos em que as coisas não estavam correndo da maneira esperada, sempre tendo as palavras certas, nas horas certas, encorajando-me, sempre, a ir em frente, com muito carinho, amor e dedicação, se preocupando e realizado o possível e até mesmo o impossível para me ver feliz. Você vai estar sempre no meu coração!

A toda minha família, tios, sobrinhos e primos, em especial meu primo Fábio Augusto, que me acompanhou durante dois anos na van da faculdade. Ah... Quantas idas e voltas, quantas risadas! Meu primo Raphael Lázaro; Rapha, o que seria de mim sem o seu note? Minha prima Mayra Fernada, pelo auxílio na elaboração deste trabalho, sempre disposta a me ajudar. Meu primo Matheus Henrique, me espelho na sua garra e determinação. A todos vocês meu carinho e admiração.

A minha orientadora, Kelly Cristina Paim Chaves, que mesmo diante do excesso de atividades, encontrou um tempo precioso para as diversas análises deste trabalho, tendo que conciliar a responsabilidade de ser mãe e professora ao mesmo tempo. Obrigada pela sua dedicação, paciência, ajuda e amizade.

Aos professores, Diequison Rite, André Carvalho, Ywia Valadares e Ana Paula Pfister, pela ajuda nas horas de dificuldade e pelas dicas diante as dificuldades técnicas da pesquisa. Eles são exemplos de dedicação, seriedade e profissionalismo.

A professora Roberta Avelar, hoje Coordenadora Geral de Graduação, pelos ensinamentos, e pelas palavras acolhedoras, sábias e de carinho e principalmente

pela confiança em mim depositada, minha eterna gratidão a você. Com certeza, sem a sua ajuda, não conseguiria ter chegado até aqui.

Aos meus colegas com os quais convivi por esses quatro anos e seis meses, pelas horas de estudo compartilhadas e por criarem uma amizade a qual levarei por toda a minha vida. Em especial minha amiga, Ana Cristina, saiba que a sua vontade de vencer e de superar, me contagiam.

Não posso esquecer-me dos novos irmãos que tenho agora: Edmara Cristina, Lauany Tavares e Gustavo Lourenço. Juntos, construímos uma nova família, compartilhamos tudo, dos sorrisos às lágrimas, convivendo por um ano e seis meses, numa mesma casa. Aprendi a amá-los e formei laços eternos com vocês. Obrigada por todos os momentos em que fomos estudiosos, brincalhões, músicos, atletas e cúmplices. Esta caminhada não seria a mesma sem vocês.

Por fim, aos pacientes, pelo carinho e confiança, contribuindo para meu aprendizado durante minha formação acadêmica.

Muito Obrigada!

## RESUMO

Ao longo dos anos, vários estudos vêm sendo realizados para compreender o processo de reparação cutânea, assim como os possíveis efeitos da terapia a laser neste processo de cicatrização de feridas. Diante disso, o objetivo deste trabalho foi reunir os resultados de pesquisas sobre a aplicação do laser de baixa potência (LBP) no processo de reparo de lesões cutâneas, sobretudo em relação à redução do infiltrado inflamatório, proliferação fibroblástica e deposição de colágeno. Foram selecionados estudos experimentais que utilizaram o LBP para o tratamento de feridas agudas em ratos adultos saudáveis, com lesões induzidas por bisturi ou punch, coletados nas bases de dados PubMed/MedLine, Scielo e Lilacs, com estudos realizados do ano de 2003 a 2012. Sete estudos foram incluídos na revisão, sendo que todos realizaram análise por meio de cortes histológicos das cicatrizes. Pode-se concluir que o uso do LBP na cicatrização de feridas pode apresentar resposta satisfatória neste processo, contribuindo para redução do infiltrado inflamatório, proliferação fibroblástica e aumento da deposição de colágeno. Entretanto, mesmo que os estudos tenham verificado resultados benéficos quanto à aplicação do laser no processo de cicatrização cutânea, faz-se necessário a realização de mais estudos para elucidar os mecanismos de atuação do LBP e os parâmetros ideais que devem ser utilizados na prática clínica.

Palavras-chave: Laser de baixa potência. Cicatrização de feridas. Reparação cutânea.

## **ABSTRACT**

Over the years, several studies have been done to understand the process of skin repair as well as the possible effects of laser therapy in the wound healing process. The present study had the objective to gather the results of research on the application of low-power laser in the process of healing of skin wounds, especially in relation to the reduction of the inflammatory infiltrate, fibroblast proliferation and collagen deposition. Were selected experimental studies that used the LBP for the treatment of acute wounds in healthy adult rats with lesions induced by scalpel or punch in the databases PubMed / Medline, Lilacs and Scielo with studies from the years 2003-2012. Seven studies were included in the review and they were all analysed through histological cuts in the scars. It is concluded that the use of LBP in wound healing can present a satisfactory response in this process contributing to the reduction of inflammatory infiltrate, fibroblast proliferation and increased deposition of collagen. However the studies had showed that the laser application in the skin healing process leads to relevant benefits it makes necessary the establishment of a standard protocol to obtain an assessment of results more reliable, indicating and providing safe guidance through scientific evidences.

Keywords: Low power laser. Healing. Skin repair.



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Estudos selecionados e seus respectivos protocolos de aplicação do LBP .....	24
--	----

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATP – Adenosina Trifosfato

AsGa – Arseneto de Gálio

bFGF - Fator de Crescimento Fibroblástico Básico

DE - Densidade de Energia

*FDA - Food and Drug Administration*

GaAsAl – Arseneto de Gálio Alumínio

HeNe – Hélio e Neônio

IL-1 - Interleucina-1

InGaAlP – Fosfeto de Índio Gálio Alumínio

J/cm<sup>2</sup> - Joules por centímetros quadrados

LBP – Laser de Baixa Potência

MASERs - Amplificação de Microondas por Estimulação da Emissão de Radiação

nm - nanômetros

PgE1 e PgE2 – Prostaglandinas E

s - segundos

TLBP - Terapia a *Laser* de Baixa Potência)

TNF  $\alpha$  - Fator de Necrose Tumoral alfa

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO .....	11
2	REFERENCIAL TEÓRICO .....	12
2.1	Cicatrização .....	12
2.2	Fases da cicatrização .....	13
2.2.1	<i>Fase inflamatória</i> .....	13
2.2.2	<i>Fase de latência</i> .....	13
2.2.3	<i>Fase de contração</i> .....	13
2.3	Cicatrização por primeira intenção .....	14
2.4	Cicatrização por segunda intenção .....	15
2.5	<i>Lasers de baixa potência (LPB)</i> .....	15
2.5.1	<i>Histórico</i> .....	15
2.5.2	<i>Emissões estimuladas</i> .....	16
2.5.3	<i>Propriedades do laser</i> .....	17
2.5.4	<i>Tipos de lasers</i> .....	18
2.5.5	<i>Geradores de LPB</i> .....	19
2.5.5.1	<u>Hélio-Neon (HeNe)</u> .....	19
2.5.5.2	<u>Arseneto de Gálio (AsGa) e Gálio-Alumínio-Arseneto (GaAlAs)</u> .....	19
2.5.5.3	<u>Alumínio-Gálio-Índio-Fósforo (AlGaInP)</u> .....	19
2.5.6	<i>Formas de aplicação</i> .....	20
2.5.7	<i>Principais efeitos promovidos pelo LPB</i> .....	20
2.5.8	<i>Aplicação clínica do laser na cicatrização de ferimentos</i> .....	21
2.5.9	<i>Indicações e contra-indicações</i> .....	22
3	METODOLOGIA.....	23
4	RESULTADOS .....	24
5	DISCUSSÃO .....	26
5.1	Quanto à redução do infiltrado inflamatório .....	26
5.2	Quanto à proliferação fibroblástica .....	27
5.3	Quanto à deposição de colágeno.....	28
5.4	Quanto aos parâmetros e períodos de aplicação .....	29
5.5	Considerações finais.....	29
6	CONCLUSÃO.....	31
	REFERÊNCIAS .....	32

## 1 INTRODUÇÃO

Após uma lesão, independentemente do processo causal, ocorrerá uma série de fenômenos biológicos que são desencadeados para que haja a reparação tecidual: inflamação, proliferação e remodelação. Fenômenos esses que ocorrem não de forma isolada, mas de forma sobreposta uns aos outros. (LINS et al, 2010.)

Falhas importantes podem ocorrer no estágio inicial deste reparo, como alterações na síntese de colágeno e diminuição dos elementos celulares. Sendo que diversos fatores locais e sistêmicos podem interferir ou até retardar o processo cicatricial, merecendo atenção em vários estudos, buscando recursos que possam solucionar ou diminuir as falhas no mesmo. (MACEDO; OLIVEIRA, 2010).

Entre os diversos recursos utilizados, o LBP vem se destacando nos últimos anos. Trata-se de uma forma de fototerapia que envolve a aplicação de luz monocromática e coerente de baixa energia em diferentes tipos de lesões, obtendo bons resultados quando utilizada para induzir a cicatrização de feridas difíceis. Tem efeitos sobre os diferentes tecidos, onde se destacam os efeitos trófico-regenerativos, antiinflamatórios e analgésicos. (BATISTA, et al, 2012).

Estudos experimentais *in vivo* e *in vitro* têm sido realizados desde 1960, sendo que no início de 1990, o LBP foi aprovado pela *Food and Drug Administration (FDA)* como um importante método no processo de cicatrização, sendo realizados para melhor entender este processo, observando diferentes aspectos de tecido de granulação, da epitelização e da neoformação tecidual, assim como os possíveis efeitos do LBP no processo de reparo tecidual. (ROCHA JÚNIOR et al, 2007). Entretanto, esses estudos realizados tanto em humanos, quanto em animais, em sua maioria, mostram resultados duvidosos em relação aos efeitos da aplicação do LBP na cicatrização tecidual. Visto que muitos deles são mal delineados e pouco controlados, tornando seus resultados duvidosos. (SANTUZZI et al, 2011).

Diante do exposto acima, tornou-se necessária a realização desta revisão de literatura, que teve como objetivo reunir os resultados de pesquisas sobre a aplicação do LBP no processo de reparo de lesões cutâneas, sobretudo em relação à redução do infiltrado inflamatório, proliferação fibroblástica e deposição de colágeno.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

### 2.1 Cicatrização

A cicatrização é uma sucessão de estados que gera um novo tecido para o reparo de uma lesão. (FERREIRA; D´ASSUMPÇÃO, 2006).

Segundo Filho (1998), o tecido lesionado é substituído por tecido conjuntivo vascularizado, sendo a lesão traumática ou não. Primeiramente ocorre a instalação de uma reação inflamatória onde o exsudato de células fagocitárias reabsorve o sangue extravasado e os materiais produzidos pela lesão. Na sequência ocorre proliferação fibroblástica e endotelial que resultará no tecido conjuntivo cicatricial.

Quanto mais superficial a lesão, mais rapidamente se dará esse processo, pois não chega a comprometer a membrana basal. Por outro lado quando a membrana basal é atingida, o resultado é invariavelmente insatisfatório. (GUIRRO; GUIRRO, 2004).

Essa cicatriz pode ser em alguns casos inaparente, porem em outros casos pode haver uma hipertrofia cicatricial, repercutindo de uma cicatriz hipertrófica até cicatrizes com aparência muito alterada como o quelóide. (HOCHMAN et al, 2004).

Influenciado por fatores locais e sistêmicos, o processo de cicatrização pode ser retardado ou até mesmo impedido em decorrência de infecções e corpos estranhos como fios de sutura não absorvíveis, desnutrição (deficiência de vitamina C ou de zinco), irradiação, baixa perfusão tecidual e diabetes. (FILHO, 1998).

De acordo com Guyton e Hall (1998), a deficiência de ácido ascórbico por 20 a 30 semanas também pode alterar o processo de cicatrização, causando incapacidade de deposição de fibrilas de colágeno e substâncias intercelulares de cimentação, exigindo vários meses no lugar de vários dias normalmente necessários.

Geralmente a cicatrização é dividida em três fases: inflamação, latência e contração, sendo que esta última fase tem início entre o sétimo e o décimo quarto dias de lesão. (GUIRRO; GUIRRO, 2004).

## **2.2 Fases da cicatrização**

### **2.2.1 Fase inflamatória**

Fase fundamental para o processo de reparação que dura cerca de 72 horas e ocorre independentemente do mecanismo que desencadeou a lesão. Inicialmente, observa-se uma rápida vasoconstrição seguida pela liberação de substâncias vasoativas (histamina, serotonina, 5-hibroxitriptamina, cininas, plasmina, prostaglandinas PgE1 e PgE2 e calicreína) que aumentam a permeabilidade vascular. (GUIRRO; GUIRRO, 2004).

### **2.2.2 Fase de latência**

Em torno do sexto dia, substâncias chamadas de fatores de crescimento (cininas) aumentam em nível sérico. A partir dessa fase ocorre a formação do tecido de granulação através da ação dos macrófagos. (GUIRRO; GUIRRO, 2004).

O fator de crescimento endotelial vascular e o fator básico de crescimento de fibroblastos (bFGF) atuam na neoangiogênese, que é imprescindível para o processo de restauração da vascularização do tecido afetado. O fibroblasto nessa fase irá sintetizar colágeno preenchendo o espaço lesionado, favorecendo a limpeza da área e na progressão do epitélio. (DIEGELMANN; EVANS, 2004 apud CARVALHO, 2009).

### **2.2.3 Fase de contração**

Essa fase tem início entre o sétimo e o décimo quarto dias de lesão e objetiva reduzir a superfície cruenta, remodelando-a, aproximando as bordas da lesão, contribuindo então para o fechamento da ferida. (GUIRRO; GUIRRO, 2004).

A força tênsil adquirida pela cicatriz nesta fase pode atingir até 80% da original. A formação dos diversos tipos de cicatrizes irá de acordo com o depósito de colágeno e da força tênsil no fechamento da lesão. (KAMAMOTO, 2007).

### 2.3 Cicatrização por primeira intenção

Segundo Filho (1998), esse tipo de cicatrização ocorre de forma mais rápida e gera cicatrizes menores, tendo em vista que a abertura da ferida é mais estreita.

Neste tipo de cicatrização ocorre a aposição de tecido por tecido, por planos, com menor quantidade de colágeno. (GUIRRO; GUIRRO, 2004).

Um exemplo dessa reparação é a cicatrização de uma incisão cirúrgica limpa e não-infectada, aproximada por suturas. O estreito espaço incisional é preenchido imediatamente com sangue coagulado contendo fibrina e células sanguíneas; a crosta que recobre a ferida é formada devida desidratação da superfície do coágulo. (ROBBINS; CONTRAN, 1999).

Os mais importantes estímulos são os fibrinopeptídeos formados pela fibrinólise, as quimiocinas liberadas por plaquetas e monócitos do coágulo e IL-1 (interleucina-1) e TNF alfa (fator de necrose tumoral alfa) produzidos por monócitos e macrófagos. A IL-1 e TNF alfa estimulam as células do endotélio das vênulas vizinhas a exporem moléculas de adesão para os fagócitos, os quais saem dos vasos guiados pelos fatores quimiotáticos (quimiocinas e fibrinopeptídeos). (FILHO, 1998).

Em 24 horas, aparecem nas margens da incisão os neutrófilos, que movem-se em direção ao coágulo de fibrina. De 24 a 48 horas, a estimulação das células endoteliais se move pelas bordas da ferida depositando componentes da membrana basal. Elas fundem-se por baixo da superfície da crosta, gerando uma fina camada epitelial, fechando a ferida. (ROBBINS; CONTRAN, 1999).

Um tecido conjuntivo e bem vascularizado preenche o espaço antes ocupado pelo coágulo. Esse ainda frouxo, ricamente vascularizado, contendo leucócitos e matriz extracelular formada por fibras colágenas e fibrinas (colágeno tipo III), ácido hialurônico e quantidade razoável de proteoglicanos recebe o nome de tecido de granulação. (FILHO, 1998).

Próximo ao quinto dia a epiderme adquire sua espessura normal e arquitetura madura com ceratinização da superfície decorrente da diferenciação das células superficiais. (ROBBINS; CONTRAN, 1999).

Por volta de duas semanas as fibras de colágeno passam a predominar na matriz extracelular e simultaneamente começa a reduzir a síntese de glicosaminoglicanos, principalmente ácido hialurônico. O colágeno tipo I passa a

predominar sobre o tipo III, tornando as fibras colágenas mais grossas e compactas, comprimindo e reduzindo o número de capilares. A contração da ferida é permitida através da síntese de actina pelos fibroblastos, que se tornam contráteis (miofibroblastos). (FILHO, 1998).

Ao final do primeiro mês a ferida é formada de tecido conjuntivo desprovido de infiltrado inflamatório, agora coberto por epiderme intacta. Os anexos dérmicos da região da incisão são perdidos permanentemente. Desde então a força tênsil da ferida aumenta gradativamente, podendo levar alguns meses para alcançar sua força máxima. (ROBBINS; CONTRAN, 1999).

## **2.4 Cicatrização por segunda intenção**

De acordo com Robbins e Contran (1999), quando a perda de células e tecido é muito extensa, como em feridas que geram grandes alterações teciduais, o processo de reparação é mais complicado. A regeneração do parênquima não é suficiente para restaurar a arquitetura original, o que ocasionará um crescimento abundante do tecido de granulação.

Como a distância entre as bordas da lesão é grande, a regeneração da epiderme é lenta e demora mais para se concluir. Inicialmente, o tecido de granulação faz saliência na superfície da ferida e no decorrer sofre as mesmas transformações da cicatrização por primeira intenção, sendo que o processo de retração pelos miofibroblastos é mais intenso evidente neste tipo de cicatrização. Do mesmo modo da cicatrização de primeira intenção, a resistência da região afetada aumenta gradativamente, mas não chega a atingir um nível de pele íntegra. (FILHO, 1998).

## **2.5 Lasers de baixa potência (LPB)**

### **2.5.1 Histórico**

*Laser* é um acrônimo que quer dizer *light amplification of stimulated emissions of radiation* (amplificação da luz por estimulação da emissão de radiação). Albert Einstein foi o primeiro em 1916 a traçar os princípios de geração e desenvolvimento dos *lasers*. O primeiro trabalho com radiação eletromagnética amplificada tratava de



MASERs (amplificação de microondas por estimulação da emissão de radiação). Em 1955, Townes e Schawlow evidenciaram que era possível produzir emissão estimulada de microondas além da região ótica do espectro eletromagnético o que resultou no desenvolvimento de aparelhos masers óticos. (PRENTICE, 2004).

Mas somente em 1960 que Theodore Maiman produziu o primeiro disparo de luz de rubi no Hunhes Laboratories nos EUA. Desde então vários dispositivos *laser* baseados no protótipo original e Maiman têm encontrado aplicações que vão de apontadores a *laser* e leitores de código de barras, até localizadores para utilização militar e sistemas para alcance de alvos. (KITCHEN; BAZIN, 2003).

Em 1970 se deu a introdução do *Laser* de argônio e do *Laser* e dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>) e com eles a possibilidade de se ter a coagulação e o corte. Nos anos oitenta surgiu a fotodermólise, quando Anderson e Parrish propuseram uma teoria sobre como causar lesão histológica seletiva, promovendo tratamento de baixo risco para lesões microvasculares, tatuagens, foto depilação e lesões pigmentadas benignas. (AGNE, 2013).

Ainda segundo o autor supracitado, na década de noventa os *lasers* de CO<sub>2</sub> foram aperfeiçoados possibilitando a eliminação de pele queratinizada, degenerada ou displásica, sem danos significativos à pele circunvizinha.

A modalidade tem encontrado aplicação cada vez maior por fisioterapeutas, dentistas, acupunturistas, pedólogos e médicos, para uma variedade de condições incluindo o tratamento de feridas abertas, lesões de tecidos moles, condições artríticas e dores associadas a várias etiologias. (ANDRADE et al, 2010)

### **2.5.2 Emissões estimuladas**

Postulado por Einstein o conceito de emissão estimulada é essencial ao princípio de funcionamento do *laser*. (PRENTICE, 2004).

Emissão estimulada consiste na absorção de luz incidente por um átomo que faz saltar um dos elétrons do nível energético fundamental para um nível superior. Este átomo em estado metaestável recupera em curto tempo os estados fundamentais, emitindo um fóton e uma radiação se luz de comprimento de onda definido. O fóton pode se chocar e estimular a emissão em outro átomo, pois neste caso se emitem dois fótons, de mesmo comprimento de onda. Fenômeno este que se inicia com a incidência de luz sobre um cristal de rubi ou numa ampola com Hélio

Neon no seu interior, com dois espelhos nos extremos que fazem com que a emissão estimulada se multiplique enormemente por reflexão. Finalmente, uma fração da luz emitida e amplificada sai através de um pequeno orifício de um dos espelhos. (AGNE, 2013).

O feixe gerado pode ser de luz potente com efeito térmico ou não, mas deve ser monocromático e coerente, com as características *laser*, onde o comprimento de onda depende dos componentes como gás ou mescla de gases contidos no tubo gerador. É possível também gerar *laser* por meio de diodos ou semicondutores, que deixam passar a corrente melhor em uma direção do que em outra. Os diodos podem produzir potências baixas com emissão contínua, já que se aquecem muito. Um diodo é composto de dois minerais de diferentes características elétricas, os quais postos em contato permitem a passagem da corrente elétrica num só sentido. Dependendo dos compostos, será gerada uma energia dentro do espectro com seu comprimento de onda e respectiva cor. (AGNE, 2013).

Segundo Kitchen (2003), para produzir tal emissão de radiação estimulada, os aparelhos de tratamento por *laser* se valem de alguns componentes essenciais:

1. Fornecimento de força: os *lasers* utilizam suprimento de força elétrica capaz de fornecer potencialmente até 10.000 V e centenas de ampères.
2. Meio produtor de laser: material que gera a luz de *laser*. Ele pode incluir qualquer tipo de material, gás, sólido ou líquido.
3. Cavidade de ressonância ótica: contém o meio produtor de *laser*. Quando ocorre a inversão de população, essa cavidade, que contém as superfícies refletoras, direciona a propagação do feixe.
4. Equipamento de bombeamento: é um termo que descreve o processo de elevação de um elétron em órbita para um nível de energia mais alto, “excitado”. Isso cria a inversão da população, essencial para o funcionamento do *laser*. O equipamento de bombeamento pode ser de alta voltagem, lâmpada de fotografia, osciladores de radiofrequência ou outros *lasers* e é muito específico ao tipo de meio produtor.

### **2.5.3 Propriedades do laser**

De acordo com Agne (2013), o *laser* trata-se de uma luz especial, de uma só cor a qual é possível dirigir e ajustar sua potência com precisão. Não se trata de um

sistema de criar energia, mas sim de um sistema que transforma a energia externa (elétrica, ótica, química) em energia luminosa.

A luz *laser* é emitida de modo organizado e não em um padrão aleatório como uma lâmpada. Três propriedades diferem o *laser* das fontes de luz incandescente e fluorescente: colimação, monocromaticidade e coerência. (PRENTICE, 2004).

Segundo Kitchen (2003), colimação quer dizer que os fótons se movem de forma paralela, concentrando o feixe de luz, quase sem divergência da radiação emitida com distância. Essa propriedade mantém a potência óptica do aparelho “agrupada” em uma área relativamente pequena durante distâncias consideráveis e em certo grau, mesmo quando passando através dos tecidos.

Monocromaticidade significa a especificidade da luz de um de um único comprimento de onda definido. A luz produzida por um *laser* é de “cor única”, sendo a maior parte da radiação emitida pelo dispositivo de tratamento agrupado em torno de um único comprimento de onda com uma largura de banda muito estreita. Em contraste, a luz gerada por outras fontes compreende uma grande variedade de comprimento de onda, às vezes variando de ultravioleta até infravermelho, o que resulta na sensação da cor branca quando a luz bate na retina de um observador humano. O comprimento de onda é um fator crítico na determinação dos efeitos terapêuticos produzidos por tratamento por *laser*, já que esse parâmetro determina quais biomoléculas específicas serão absorvidas na radiação incidente e assim qual a interação fotobiológica básica por trás de um determinado efeito de tratamento. (AGNES, 2013).

Coerência significa que a luz emitida pelos aparelhos *laser* também apresenta a mesma fase, de modo que junto com as duas propriedades únicas já descritas, as depressões e picos das ondas de luz emitidas se combinam perfeitamente no tempo (coerência temporal) e no espaço (coerência espacial). (ANDRADE et al, 2010).

#### **2.5.4 Tipos de lasers**

Os *lasers* são classificados de acordo com a natureza do material existente entre as duas superfícies refletoras. Existem vários tipos de *laser*, cada um com comprimento de onda específico e características únicas, dependendo do meio produtor. (PRENTICE, 2004).

Segundo autor acima podem ser classificados ainda como *lasers* de alta ou baixa potência, de acordo com a intensidade de energia que fornecem. Os *lasers* de alta potência são conhecidos como “quentes” por provocar resposta térmica e são utilizados em âmbito médico (corte cirúrgico e coagulação, oftalmologia, dermatologia, oncologia e cirurgia vascular). Já o *laser* de baixa potência (“frios” ou “suaves”), vêm sendo utilizados para cicatrização e manuseio da dor, onde produzem efeitos fotoquímicos em vez de térmicos. São considerados de baixa potência qualquer aparelho de *laser* que não gera resposta térmica apreciável.

### **2.5.5 Geradores de LBP**

#### **2.5.5.1 Hélio-Neon (HeNe)**

Esse tipo de *laser* é gerado em um tubo ou câmara com a mistura dos gases Hélio (90%) e Neon (10%), onde o comprimento de onda é de 632,8 nm, na faixa visível da luz alaranjada vermelha. A divergência do feixe é muito pequena, podendo ser aplicado com certa distância da área tratada. Em emissão contínua sua potencia pode chegar acima de 30 nW sendo sua absorção muito rápida e a penetração superficial (10 – 15 nm), pois seu cromóforo é derivado do tecido sanguíneo (as hemácias em especial). (ROCHA JÚNIOR et al, 2006)

#### **2.5.5.2 Arseneto de Gálio (AsGa) e Gálio-Alumínio-Arseneto (GaAlAs)**

O diodo de AsGa emite um comprimento de onda de 904nm e o AsGaAl, de 780 e 830nm, sempre no espectro infravermelho, não sendo visível. Devem ser aplicados em contato direto com a pele (aplicação pontual), devido fato de serem focalizados com lentes. Levemente absorvidos pela hemoglobina e pela água, o que permite uma penetração mais profunda. Tem potência de pico variável entre 10 até 50 mW. (PRENTICE, 2004).

#### **2.5.5.3 Alumínio-Gálio-Índio-Fósforo (AlGaInP)**

Embora ainda seja pouco comercializado, esse tipo de *laser* já faz parte dos tratamentos que são dirigidos especialmente ao tecido cutâneo em busca da

cicatrização, até mesmo substituindo o *laser* HeNe. Diferente do *laser* HeNe, não há coerência no espaço, sendo sua produção e emissão gerada através de diodo. Seu comprimento de onda pode variar entre os diferentes aparelhos (660 e 670 nm) relacionados no espectro visível na cor vermelha intensa. A maior dispersão do feixe se dá pelo diodo e ocorre de acordo com o aumento da distância do aplicador em relação à área a ser tratada. A distância da ponteira a área tratada não deve ser superior a 4 mm, o que impossibilita a varredura em lesões grandes, perdendo o foco conforme a ponteira da caneta se afasta do tecido alvo. (AGNE, 2013).

### **2.5.6 Formas de aplicação**

As aplicações têm sido realizadas por meio de varreduras ou de aplicações pontuais. A varredura é indicada para casos onde há solução de continuidade, tais como úlceras, onde o contato do emissor do *laser* pode desencadear um processo doloroso ou mesmo facilitar a contaminação dos tecidos. Ao contrário, sempre que houver integridade do tecido cutâneo a aplicação deve ser pontual, exercendo certa pressão, para possibilitar uma maior penetração da radiação eletromagnética, em função da aproximação dos tecidos e da menor absorção por parte das células sanguíneas, principalmente as hemácias. (GUIRRO; GUIRRO, 2004).

### **2.5.7 Principais efeitos promovidos pelo LPB**

Pode-se observar vários efeitos na *laserterapia* de baixa potência dentre eles a analgesia local, redução do edema, ação anti-inflamatória e estimulação da cicatrização de feridas de evolução difícil. Os efeitos provocados sobre os tecidos vão depender da absorção da energia e da transformação desta em determinados processos biológicos. A energia depositada nos tecidos produz uma ação primária ou direta com efeitos locais do tipo fototérmico, fotoquímico e fotoelétrico ou bioelétrico, sendo que estes efeitos locais dão origem a outros, os quais constituem a ação indireta (estímulo a microcirculação e aumento do trofismo), repercutindo regionalmente ou sistemicamente. (LINS et al, 2010)

Os efeitos primários exercidos sobre o tecido podem produzir a liberação de substâncias pré-formadoras, como a histamina, serotonina, bradicinina, e modificar reações enzimáticas normais, acelerando ou retardando estas reações. Ocasiona

ainda o aumento na produção de ATP (adenosina tri-fosfato), promovendo maior eficiência da bomba sódio-potássio. Em decorrência disso, o potencial elétrico existente entre o interior e o exterior da célula é mantida com melhores resultados. (PIVA et al, 2011).

Os efeitos fisiológicos vão depender da intensidade e da frequência dos pulsos além do tempo de aplicação sobre a área. A manutenção do comprimento de onda pode ter efeitos facilitadores ou inibidores nos tecidos segundo sua intensidade de aplicação. (AGNE, 2013).

De forma indireta o LBP estimula a microcirculação devido ação específica que exerce sobre esfíncter pré-capilar na união dos capilares das arteríolas e vênulas, paralisando e deixando-o sempre aberto ao estimular a produção de mediadores químicos como a histamina. Esta abertura permitirá uma melhor comunicação entre sangue arterial e venoso. Em decorrência desses efeitos, ocorrerá aumento da vasodilatação das arteríolas e capilares, melhorando o trofismo regional, derivada do aumento de nutrientes e oxigênio e da eliminação de catabólitos além do aporte de elementos defensivos, promovendo a ação anti-inflamatória. (AGNE, 2013).

### ***2.5.8 Aplicação clínica do laser na cicatrização de ferimentos***

O tratamento de diversos tipos de ulcerações crônicas foi a primeira aplicação para o LBP a ser tentada em humanos no final de 1960 e início de 1970, usando uma fonte de He-Ne e dosagens de até 4 J/cm<sup>2</sup>, baseando-se no sucesso em termos de aumento de velocidade de regeneração de feridas e redução da dor relatado por esses primeiros estudados, a modalidade rapidamente obteve popularidade em sua aplicação. (KITCHEN; BAZIN, 2003).

Os mecanismos de ação ainda são incertos, mas os efeitos biológicos propostos incluem aceleração na síntese de colágenos, redução nos microorganismos, aumento na vascularização, redução da dor e ação antiinflamatória. (PRENTICE, 2004).

Sugere-se que ocorra um aumento inicial das células inflamatórias pela fotomodulação, removendo rapidamente o excesso de detritos e, posteriormente, a redução do número destas células dinamizando a produção de fatores de crescimento para as fases seguintes. (ANDRADE et al, 2010).

Quando utilizada em tecidos e células, a terapia a *laser* não é baseada em aquecimento, assim a energia dos fótons absorvidos não é transformada em calor, mas em efeitos fotoquímicos, fotofísicos e fotobiológicos. Quando a luz *laser* interage com os tecidos na dose adequada, certas funções podem ser estimuladas, como a estimulação de linfócitos, a ativação de mastócitos, o aumento na produção de ATP mitocondrial e a proliferação de vários tipos de células, promovendo, assim, efeitos antiinflamatórios, induzindo o processo de cicatrização. (LINS et al, 2010).

Segundo Agne (2013), o LBP aumenta os processos de reparação a nível tissular devido ao estímulo que exerce sobre a capacidade de cicatrização do tecido conjuntivo, a neoformação de vasos sanguíneos a partir dos já existentes e aumento do trofismo da pele especificamente sobre os fibroblastos responsáveis pela formação das fibras colágenas e elásticas.

### **2.5.9 Indicações e contra-indicações**

A *leserterapia* encontra uma variedade de aplicações, sendo as principais: estimulação da regeneração da ferida em vários tipos de feridas abertas, tratamento de várias condições artríticas, tratamento de lesões de tecidos moles, alívio da dor. (KITCHEN; BAZIN, 2003).

Está contra-indicada em casos de crescimentos tumorais cancerosos e no primeiro trimestre de gravidez. A exposição direta aos olhos e a superexposição devem ser evitadas. (PRENTICE, 2004).

### 3 METODOLOGIA

A pesquisa da literatura foi realizada nas bases de dados eletrônicas: PubMed/MedLine, Scielo e Lilacs, no período de fevereiro/2013 a maio/2013.

Para realizar a busca, utilizou-se as seguintes combinações de palavras-chave: terapia a laser de baixa potência, cicatrização de feridas, reparação, cicatrização e seus equivalentes em inglês, com estudos realizados do ano de 2003 a 2012.

Os estudos foram selecionados seguindo os critérios de inclusão: utilização do LBP para o tratamento de feridas agudas, que utilizaram ratos adultos saudáveis, com lesões induzidas por bisturi ou punch. Foram excluídos os estudos que utilizaram: ratos que fossem modelos experimentais de patologias como diabetes e hipertensão, outros tipos de animais, outro tipo de terapia combinada, que foram realizados com feridas crônicas ou infectadas e estudos de revisão de literatura, sendo estes últimos utilizados para elaboração do referencial teórico e argumentação da discussão.

Os estudos realizaram avaliação morfológica geral da cicatriz por meio da coloração com hematoxilina-eosina (HE) e visualização em microscopia de luz branca. Realizaram também a análise através de cortes histológicos da cicatriz por microscopia eletrônica.

Finalizada a coleta dos dados, foram aplicados os critérios de inclusão e exclusão e feita a seleção dos estudos, que por fim foram analisados, comparados e discutidos os seus protocolos de aplicação sobre o processo de reparação cutânea utilizando o LBP.



## 4 RESULTADOS

Entre 36 dos artigos inicialmente selecionados pela busca eletrônica nas bases de dados, 24 foram excluídos pelo título por não atenderem aos critérios de inclusão. Foram selecionados 12 para uma análise mais criteriosa por meio do resumo, sendo 4 deles removidos por se tratarem de estudos em cicatrização alveolar da mandíbula de ratos. Os 8 artigos restantes foram avaliados a partir da leitura do texto, sendo que apenas um foi excluído por se tratar de um modelo experimental para laserterapia e não levar em consideração as alterações fisiológicas desencadeadas por este recurso. Totalizando uma amostra final de 7 estudos como está descrito na (TAB. 01).

Todos os estudos incluíram ratos *Wistar* adultos submetidos à indução anestésica para realização de tricotomia da região dorsal, seguida da antisepsia local e posteriormente era realizada a lesão intencional, com espessura compreendida entre a pele e fáscia muscular. Passados os dias subsequentes a irradiação do laser, os animais foram submetidos à eutanásia em cada um dos tempos pré determinados e foram ressecados segmentos de pele da cicatriz para análise.

Tabela 1- Estudos selecionados e seus respectivos protocolos de aplicação do LBP

Autores	Laser	Protocolo de Aplicação
Tacon et al. (2011)	InGaAlP	660nm, 3 e 6 J/cm <sup>2</sup> , 30 mW durante 1 min
Plugliese et al. (2003)	GaAlAs	670nm, 4 e 8 J/cm <sup>2</sup> , 9 mW tempo não Informado
Goç Alves et al. (2010)	GaAlAs	830nm, 30 J/cm <sup>2</sup> , 1 vez ao dia durante 20 dias
Rodrigues et al. 2009	AsGa	780nm, 3.8 J/cm <sup>2</sup> , 15 mW durante 27 seg por 7 dias

---

**Continuação**

---

Rocha Júnior et al.(2006)	AsGa	870nm, 3.8 J/cm <sup>2</sup> , 15 mW durante 15 seg por 48hs após proc. Cirur. e 7 dias após
Busnardo e Biondo Simões (2010)	HeNe	632.8nm, 4 J/cm <sup>2</sup> , 5 mW durante 36 seg por 14 dias
Carvalho et al. (2010)	InGaAlP	670nm, 6 J/cm <sup>2</sup> , 16 mW, 33.7 seg, 30min após a lesão e 48h após

---

---

## 5 DISCUSSÃO

O presente estudo teve por finalidade reunir o resultado de pesquisas sobre a aplicação do LBP no processo de reparação de lesões cutâneas, demonstrando seus protocolos de aplicação e seus benefícios quanto à redução do infiltrado inflamatório, proliferação fibroblástica e deposição de colágeno.

### 5.1 Quanto à redução do infiltrado inflamatório

Em estudo realizado Tacon et al. (2011), utilizando *laser* InGaAlP, 3J e 6J/cm<sup>2</sup>, comprimento de onda 660 nm, potência de 30 mW, sob forma de varredura por 1 minuto, sobre feridas cutâneas padronizadas em dorso de ratos, foi observado que houve maior redução do edema e infiltrado inflamatório, evidenciando a atividade cicatrizante, sendo feita as aplicações em dias alternados por um período de 15 dias. O mesmo foi observado no estudo de Plugliese et al. (2003), onde foi comparado os efeitos do *laser* GaAsAl entre duas doses de energia ( 4 e 8 J/cm<sup>2</sup>), com 670 nm de comprimento de onda, de forma pontual, em ambos os grupos que foram irradiados em relação ao grupo controle, realizando apenas uma sessão de tratamento, imediatamente após a cirurgia. Acredita-se que o *laser* possa exercer seus efeitos antiinflamatórios estimulando a liberação de hormônio corticosteroide adrenal, o que foi comprovado através de estudo com animais adrenalectomizados e com adrenal intacta, onde a TLBP (terapia a *laser* de baixa potência) não conseguiu inibir o edema. (PIVA et al, 2011).

Zhevago e Samoilova (2006), concluíram, em seus estudos, que um dos principais mecanismos responsáveis pelos efeitos anti-inflamatórios da TLBP é a diminuição do teor plasmático de citocinas pró-inflamatórias (TNF-alfa, IL-6 e IL-2), redução de mediadores químicos (PgE<sub>2</sub>, histamina) e diminuição da migração de células que participam do processo inflamatório (leucócitos, neutrófilos).

De acordo Lins et al. (2010), as ações anti-inflamatórias e antiedematosas exercidas pelo *laser* acontecem mediante a aceleração da microcirculação, o que da origem a alterações na pressão hidrostática capilar, com reabsorção do edema e eliminação do acúmulo de metabólitos intermediários.

Possivelmente, Plugliese et al. (2003) tenham alcançado esse resultado com apenas um dia de tratamento devido ao fato do *laser* terapêutico aumentar a

atividade fagocitária dos macrófagos durante a fase inicial do processo de reparo, aproximadamente seis horas após o trauma, favorecendo a limpeza da ferida e estabelecendo as condições necessárias à fase proliferativa subsequente, de acordo com Walsh (1997).

## 5.2 Quanto à proliferação fibroblástica

Gonçalves et al. (2010), avaliaram o efeito do *laser* GaAsAl (30J/cm<sup>2</sup>, 830 nm, técnica varredura, por 20 dias sendo uma vez ao dia e da pomada Dersani sobre o processo cicatricial cutâneo de ratos em relação a proliferação fibroblástica e a revascularização onde foi observado maior número de fibroblastos em ambos os grupos em relação ao grupo controle no quarto dia de experimento. Corroborando com estudo de Rodrigues et al. (2009), que por meio da irradiação *laser* AsGa com comprimento de onda 780nm, com 3.8 J/cm<sup>2</sup>, 15mw de potência, em forma de varredura por 27 segundos, durante 7 dias, também observou proliferação fibroblástica. Rocha Junior et al. (2006), sugerem proliferação fibroblástica ao utilizarem *laser* AsGa em comprimento de onda de 870nm, com 3,8 J/cm<sup>2</sup> de energia, 15 mW de potência, pelo método varredura, também por 7 dias porém com menor tempo de aplicação (15 segundos), sendo que o diâmetro da lesão provocada nos ratos deste estudo (10 mm de diâmetro) foi maior que a do estudo de Rodrigues et al. (2009) (8 mm de diâmetro).

Diversos mecanismos estão envolvidos na ação do *laser* na proliferação fibroblástica, como estímulo da produção do fator de crescimento fibroblástico básico (bFGF), que constitui um polipeptídeo multifuncional, secretado pelos próprios fibroblastos, capaz de induzir não somente a proliferação, mas também a diferenciação de fibroblastos em miofibroblastos, responsáveis pela contração da ferida e de outras células do sistema imune que secretam citocinas e fatores de crescimento que afetam fibroblastos. (WALSH, 1997).

Segundo Agnes (2013), a interação do *laser* com os tecidos se realiza nas interfases, mediante os fenômenos de reflexão e refração e, no interior do meio, onde tem lugar a transmissão, o que depende dos fenômenos de absorção e dispersão. Estes dois últimos dependem do comprimento de onda e da natureza absorvente.

Devido à complexa estrutura dos estratos cutâneos, há uma grande dificuldade na quantificação tanto da absorção quanto da penetração da radiação laser, sendo cerca de 50% do *laser* incidente absorvido pela pele a cada 0,4 - 1,0mm de tecido. (GUIRRO; GUIRRO, 2004).

Ainda de acordo com os autores supracitados, a pele apresenta uma capacidade de reflexão e um coeficiente de absorção específicos para os diferentes comprimentos de onda. Pode-se observar que a penetração da radiação a *laser* será tanto maior quanto maior for o comprimento de onda.

Certamente, Rocha Junior et al. (2006), tenham alcançado o mesmo resultado com menor tempo de aplicação, por ter utilizado maior comprimento de onda (870nm), obtendo maior penetração da radiação e conseqüentemente maior absorção pelos tecidos.

### **5.3 Quanto à deposição de colágeno**

Usando *laser* HeNe com comprimento de onda 632.8nm, potência 5mW, com densidade de energia de 4 J/cm<sup>2</sup> para avaliar os efeitos na cicatrização de feridas cutâneas de ratos, Busnardo e Biondo-Simões (2010) observaram que a LBP aumenta a deposição de colágeno no início do processo cicatricial (3 dias de aplicação), embora não tenha sido demonstrado interferência na maturação da cicatriz. Corroborando com estudo de Carvalho et al. (2010), onde a área de colágeno aumentou acima da média tanto no terceiro, mas também no sétimo dia de pós-cirurgia, utilizando *laser* InGaAlP comprimento de onda 670nm, irradiando com dose 6J/cm<sup>2</sup>, potência 16 mW por 33,7s de forma pontual, o que provavelmente produziu aumento na força de ruptura e diminuição da deformação máxima de acordo com análise tensiométrica.

A monocromaticidade e a intensidade da luz *laser* causam a excitação seletiva de átomos e moléculas. Pesquisas sugerem que a radiação do *laser* pode aumentar a porcentagem de componentes moleculares produzidos durante uma reação química. Além disso, a terapia a *laser* eleva os níveis de ácido ascórbico nos fibroblastos, aumentando assim, a formação da hidroxiprolina e, conseqüentemente, a produção de colágeno, tendo em vista que o ácido ascórbico constitui um cofator necessário à hidroxilação da prolina durante a síntese colagênica. (COLAN; RAPLEY; COOB, 1996).

Possivelmente Busnardo e Biondo-Simões (2010) não tenham observado aumento da deposição do colágeno de forma significativa em fase mais tardia devido ao fato da proliferação celular diminuir na fase de maturação, bem como o número e o tamanho dos fibroblastos. (CARVALHO et al, 2003).

#### **5.4 Quanto aos parâmetros e períodos de aplicação**

Não se observou semelhança entre os estudos quanto aos valores dos parâmetros utilizados. Houve variação da densidade de energia (DE) e do tempo de aplicação. Em relação à potência, apresentaram valores diferentes, variando de 5 a 30 mW. O tempo de aplicação por ponto da ferida oscilou entre 15 segundos a 1 minuto, enquanto a DE variou entre 3 e 30 J/cm<sup>2</sup>, a maioria utilizando em torno de 4 J/cm<sup>2</sup>. O comprimento de onda variou entre 632,8 a 870nm.

Não se observa concordância na literatura em relação aos protocolos de utilização da terapia a *laser*. Entretanto alguns autores sugerem que os valores de DE utilizados para cicatrização de feridas devem variar entre 3 e 6 J/cm<sup>2</sup>. (LOW; REED, 2001).

De acordo com Guirro e Guirro (2004), esta faixa de DE (3 a 6 J/cm<sup>2</sup>), contribui para uma ação regenerativa do tecido, tornando o processo de cicatrização mais rápido.

Com relação à frequência e a periodicidade de utilização do *laser* nos grupos experimentais, foi evidenciada discordância entre os estudos, sendo a aplicação efetuada entre o 1º e o 20º dia após a realização intencional da ferida. Sendo que alguns autores utilizaram a aplicação em dias contínuos, outros em dias alternados ou até mesmo somente no primeiro dia após a lesão.

Segundo Borges (2010), a frequência varia de aplicações diárias até duas aplicações semanais com um máximo de trinta aplicações. Em tratamentos prolongados em que é necessário ultrapassar as trinta aplicações, recomenda-se um intervalo de um mês para recomeçar a terapia.

#### **5.5 Considerações finais**

A discussão sobre LBP tornou-se complexa pela dificuldade de comparar os estudos, devido à heterogeneidade que há entre os mesmos, principalmente em

relação aos parâmetros utilizados no *laser*, técnica de aplicação, dose e frequência de tratamento, observando também discrepâncias quanto à metodologia ou até mesmo falhas na informação desses parâmetros.

Embora os estudos tenham verificado resultados benéficos quanto à aplicação do *laser* no processo de cicatrização cutânea mesmo com essa variedade de parâmetros, faz-se necessário a realização de mais estudos para elucidar os mecanismos de atuação do LBP e os parâmetros ideais que devem ser utilizados na prática clínica.

A maioria dos estudos sobre a LBP na cicatrização são realizados em processo cicatricial de feridas crônicas ou queimaduras. O que talvez possa ser explicado pelo fato das pesquisas experimentais em ratos serem de difícil controle metodológico comprometendo os resultados dos mesmos. Uma outra característica que também deve ser ressaltada, é o tipo de pele animal, tendo em vista que a cicatrização em animais de pele elástica, com musculatura subdérmica fina ou pouco aderida às estruturas mais profundas, como os ratos, sofre forte influência da radiação emitida pelo *laser* terapêutico, ao passo que o processo de reparo de feridas em animais com pele firmemente aderida a fáscia subjacente, parece não ser afetado por tal *laser*. Enfatiza ainda que grande parte da cicatrização de feridas produzidas em animais de pele elástica (ex: ratos) ocorre por contração, enquanto o processo de reparo da pele humana envolve uma maior epitelização para que ocorra o fechamento da ferida. (LINS et al, 2011).

Apesar do estudo ter apresentado algumas limitações, a presente revisão teve como aspecto relevante a demonstração da importância da ação dos diferentes tipos de LBP com suas diversificadas DE, conseguindo estes protocolos atingir o objetivo de contribuir para o processo de cicatrização de feridas.

## 6 CONCLUSÃO

Diante do exposto nessa revisão, o uso do LBP na cicatrização de feridas pode apresentar resposta satisfatória neste processo, contribuindo para redução do infiltrado inflamatório, proliferação fibroblástica e aumento da deposição de colágeno.

Pode ser considerado ainda um importante método no processo de cicatrização por exercer influências na reparação tecidual, ativando vários sistemas biológicos, como aumento da proliferação e atividade celular, modulação na produção de fatores de crescimento e redução na produção de substâncias inflamatórias, resultando na redução do tempo deste processo e do uso de medicamentos.

Entretanto observa-se a necessidade de estudos que abordem o laser no processo cicatricial, com alto rigor metodológico, além de ensaios clínicos controlados em humanos, principalmente no que diz respeito aos parâmetros utilizados, estabelecendo um protocolo padrão obtendo uma avaliação dos resultados de forma mais fidedigna, proporcionando indicação segura norteadas pela evidência científica.



## REFERÊNCIAS

AGNE, J. E. **Eletrotermofototerapia**. Santa Maria, RS: O Autor, 2013. 536 p.

ANDRADE et al. Efeitos do laser terapêutico no processo de cicatrização das queimaduras: uma revisão bibliográfica. **Rev Bras Queimaduras.**, v. 9, n. 1, p. 21-39, mar. 2010.

BATISTA, F. M. A. et al. Efeitos do laser de baixa intensidade no processo de cicatrização de feridas cutâneas: revisão de literatura. In: ENCONTRO LATINO AMERICANO DE PÓS GRADUAÇÃO, XI, 2012.

BUSNARDO, V.L; BIONDO-SIMÕES, M.L.P. Os efeitos do laser hélio-neônio de baixa intensidade na cicatrização de lesões cutâneas induzidas em ratos. **Rev. Bras. Fisioter.**, v. 14, n. 1, p. 45-51, jan./fev. 2010.

CARVALHO, K. C. et al. Estudo da resistência cicatricial cutânea de ratos tratados com fototerapia a laser. **ConScientiae Saúde.**, v. 9, n. 2, p. 179-185, 2010.

CARVALHO, P. T. C. et al. Análise de fibras colágenas através da morfometria computadorizada em feridas cutâneas de ratos submetidos a irradiação do laser HeNe. **Fisioter Bras.**, v. 4, n. 4, p. 253-258, 2003.

CARVALHO, R. L. P. **Uso do laser diodo de 830nm em cicatrizes pós-cirúrgica de hérnia inguinal: um estudo Clínico**. 2009. 57 f. Dissertação (Mestrado em Ciências)-Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.

CONLAN, M. J.; RAPLEY, J. W.; COBB, C. M. Biostimulation of wound healing by low-energy laser irradiation. **J Clin Periodontol.**; v. 23, p. 492-496, 1996.

FERREIRA, C. M.; D'ASSUMPÇÃO, E. A. Cicatrizes hipertróficas e quelóides. **Rev Bras Cir Plást.**, v. 21, n. 1, p. 40-48, mar. 2006.

FILHO, G. B. **Patologia Geral**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A, 1998. 367 p.

GONSALVES, R. V. et al. Influência do laser arseneto de gálio-alumínio em feridas cutâneas de ratos. **Fisioter. Mov.**, v. 23, n. 3, p. 381-388, jul./set. 2010.

GUIRRO, E. C. O.; GUIRRO, R. R. J. **Fisioterapia Dermato-Funcional: fundamentos, recursos, patologias**. São Paulo: Manole, 2004. 560 p.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Fisiologia humana e mecanismos das doenças**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A, 1998. 564 p.

HOCHMAN et al. Disfunções cicatriciais hiperproliferativas: cicatriz hipertrófica. **Acta. Cir. Bras.**, Estima, v. 2, n. 4, p. 32-39, 2004.

KAMAMOTO, F. **Contração de feridas: revisão bibliográfica e estudo de contração gerada por fibroblastos normais e de quelóides**. 2007. 117f. Dissertação (Mestrado em Ciências)-Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

KITCHEN, S.; BAZIN, S. **Eletoterapia: prática baseada em evidências**. Barueri, SP: Manole, 2003. 348 p.

LINS, R. D. A. U. et al. Biostimulation effects of low-power laser in the repair process. **An Bras Dermatol.**, v. 85, n. 6, p. 849-855, 2010.

LINS, R. D. A. U. et al. Aplicação do laser de baixa potência na cicatrização de Feridas. **Odontol. Clín. Cient.**, p. 511-516, 2011.

LOW, J.; REED, A. **Eletroterapia explicada: princípios e prática**. São Paulo: Manole, 2001. 385 p.

MACEDO, A. C. B.; OLIVEIRA, S. M. Atuação da fisioterapia no pré e pós-operatório de cirurgia plástica corporal: uma revisão de literatura. **Cadernos da Escola Saúde**, Curitiba, 2010, v. 1, n. 4, p. 185-201, 2010.

PIVA et al. Effect of low-level laser therapy on the initial stages of tissue repair: basic principles. **An Bras Dermatol.**, v. 86, n. 5, p. 947-954, 2011.

PLUGLIESE, L.S. et al. The influence of low-level laser therapy on biomodulation of collagen and elastic fibers. **Pesqui Odontol Bras.**,v. 17, n. 4, p. 307-313, 2003.

PRENTICE, W. E. **Modalidades terapêuticas para fisioterapeutas**. Porto Alegre: Artmed, 2004. 472 p.

ROCHA JÚNIOR, A. M. et al. Modulação da proliferação fibroblástica e da resposta inflamatória pela terapia a laser de baixa intensidade no processo de reparo tecidual. **An Bras Dermatol.**, v. 81, n. 2, p. 150-156, 2006.

RODRIGUES, S. S. M. F. G. et al. Efeitos do laser de baixa potência, sob diferentes protocolos, no reparo de feridas cutâneas em ratos. **ClipeOdonto-UNITAU.**, v. 1, n. 1, p. 31-37, 2009.

ROOBINS, S. L.; CONTRAN, R. S. **Patologia – Bases patológicas das doenças.** Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda, 1999. 1592 p.

SANTUZZI, C. H. et al. Uso combinado da laserterapia de baixa potência e da inibição da ciclooxigenase-2 na reepitelização de ferida incisucional em pele de camundongos : um estudo pré-clínico. **An Bras Dermatol.**, v. 86, n. 2, p. 278-283, 2011.

TACON, K. C. B. et al. Healing activity of laser InGaAIP (660nm) in rats. **Acta Cirúrgica Brasileira.**, v. 26, n. 5, p. 373-378, 2011.

WALSH, J. L. The current status of low level laser therapy in dentistry. Part 1. Soft tissue applications. **Australian Dental Journal.**, v. 42, n. 4, p. 247-254, 1997.

ZHEVAGO, N; SAMOILOVA, K. Pro-and Anti-inflammatory Cytokine Content in Human Peripheral Blood after Its Transcutaneous (in Vivo) and Direct (in Vitro) Irradiation with Polychromatic Visible and Infrared Light. **Photomed. Laser Surg.**; v. 24, p. 129-39, 2006.