

TARCISIO JOSÉ DE ARRUDA PAES JUNIOR

**ESTUDO CLÍNICO COMPARATIVO ENTRE SUTURA CONVENCIONAL
E VAPORIZAÇÃO A LASER DE DIÓXIDO DE CARBONO (CO₂)
EM PELE DE RATOS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Curso de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, Área de Concentração em Prótese Buco-Maxilo-Facial.

Orientador- Prof. Adjunto Walter D. Niccoli Filho

São José dos Campos

2000



107
P137e
1418

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

RIBEIRO, J.F. et al. *Roteiro para redação de monografias, trabalhos de cursos dissertações e teses*. São José dos Campos, 1993. 63p.

PAES JUNIOR, T.J.A. *Estudo clínico comparativo entre sutura convencional e vaporização a laser de dióxido de carbono (CO₂) em pele de ratos*. São José dos Campos, 2000. 98 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"

DEDICATÓRIA

A **Deus**, por me conceder uma família maravilhosa.

A meus pais **Maria de Lourdes e Tarcisio**,
por sempre estarem ao meu lado.

À minha esposa **Valéria**, pela dedicação e amor demonstrados
sobretudo nos momentos em que me fiz ausente.

À **Raquel**, nossa filha querida,
razão maior de nossos anseios.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu orientador professor **Walter Niccoli Filho**
pela forma clara e objetiva com que conduziu este trabalho,
aspecto que foi muito importante para o meu
crescimento como profissional e, pela amizade externada
que tornou tão gratificante o nosso convívio.

Muito Obrigado!

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de São José dos Campos** pela oportunidade que me deu de cursar esta pós-graduação.

Ao prof. **Rolf Rode** responsável pela criação deste curso.

Ao prof. **José Roberto Sá Lima** pela maneira séria como coordenou o curso de pós-graduação em Prótese-Buco-Maxilo-Facial.

Ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq**, pela imprescindível ajuda financeira.

Ao prof. **Sigmar de Mello Rode** por nos passar uma importante visão profissional e social da carreira de docente.

À prof^ª. **Rosilene Fernandes da Rocha**, pela maneira cuidadosa e precisa com que procedeu à anestesia dos animais.

Aos técnicos do biotério da **FOSJC Lourival e Antônio**, pela atenção dispensada no trato dos animais durante o experimento.

À amiga e colega de turma **Mônica César do Patrocínio**, pelo grande auxílio nos procedimentos cirúrgicos.

À bibliotecária **Ângela de Brito Bellini**, pela atenção dispensada na normalização desta tese.

Às **secretárias da pós-graduação**, por serem sempre tão prestativas.

Ao prof. **Carlos Augusto Pavanelli**, pela fundamental ajuda na reprodução gráfica.

Ao prof. **Lúcio Murilo dos Santos**, pelas importantes sugestões que contribuíram para o enriquecimento do trabalho.

Ao meu irmão **Paulo Cesar**, pelo inestimável auxílio na coleta dos dados bibliográficos.

À minha irmã **Ana Maria**, pela força e preocupação em todos os instantes.

Ao prof. **Henrique Cerveira Netto**, pela confiança depositada em minha pessoa.

Ao prof. **Estevão Tomomitsu Kimpara**, pela amizade e incentivo em todos os momentos.

Ao prof. **Paulo Isaias Seraidarian**, por acreditar em minha capacidade.

Ao prof. **Emílio Carlos Zanatta**, pelos ensinamentos transmitidos e pela amizade.

Aos **professores do curso de pós-graduação**, por me ajudarem a alcançar esse objetivo.

Aos colegas de turma **Léo, Írio, Vanderley e Rui**, pela boa convivência.

A **todos** os amigos que, de alguma forma, contribuíram para a concretização deste sonho.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	7
2 REVISÃO DA LITERATURA	16
2.1 Dos mecanismos de reparação dos tecidos	16
2.2 Das sínteses teciduais com fios de sutura	20
2.3 Da irradiação dos tecidos com laser de dióxido de carbono (CO₂)	24
3 PROPOSIÇÃO	62
4 MATERIAL E MÉTODOS	63
5 RESULTADOS	69
5.1 Imediatamente após a incisão	69
5.2 Após 24 horas	71
5.3 Após três dias	72
5.4 Após sete dias	73
5.5 Após 14 dias	74
5.6 Após 21 dias	75
6 DISCUSSÃO	76
7 CONCLUSÕES	85
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	87
APÊNDICE	96
RESUMO	97
ABSTRACT	98

1 INTRODUÇÃO

Dentre os avanços tecnológicos do século XX, o laser, que a princípio não passava de uma idéia de ficção científica, há algumas décadas, tornou-se uma realidade que tem trazido muitos benefícios, sendo utilizado para as mais diversas finalidades, inclusive nos campos da Medicina e Odontologia, onde o seu uso é crescente em diversos procedimentos clínico/cirúrgicos.

Os principais conceitos da radiação a laser basearam-se nos princípios da Teoria Quântica Eletrodinâmica, proposta por Einstein em 1917; no entanto, somente em 1958, com Schawlow & Townes*, os primeiros estudos foram realizados, sendo Maiman**, em 1960, o criador do primeiro laser operacional usando cristais de rubi. A partir deste, foram desenvolvidos lasers que servem às mais diversas finalidades, denominados genericamente como lasers de baixa ou alta potência. Hoje, há diversos tipos de lasers distinguidos conforme os meios ativos que os produzem. Dentre os mais utilizados, tem-se os de Argônio, Iodo, Dióxido de Carbono (CO₂), Neodímio Ítrio - Alumínio - Granada (Nd:YAG),

* SCHAWLOW, A.L., TOWNES, C.H. Infrared and optical masers. *Phys.Rev.*, v.112, p.1940-9, Dec, 1958.

** MAIMAN, T.H. Stimulated optical radiation in rubi. *Nature*, v.187, p.493-4, Aug.,1965.

Hólmio, Hélio-Neônio e Érbio: YAG (Dover et al.¹⁴,1990; Pick⁴⁷; 1993; Niccoli-Filho & Okamoto³⁸; 1994; Clayman & Kuo¹⁰, 1997).

A palavra laser é um acrônimo que, na língua inglesa, significa *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*. O laser tem como principais características a emissão estimulada de radiação, a unidirecionalidade e uma alta eficiência no estímulo dessa emissão. Isto se torna possível pela utilização de aparelhos que possibilitam a geração de um feixe paralelo de radiação eletromagnética, de comprimento de onda único, produzindo uma fonte de luz monocromática, colimada e muito intensa (Pogrel⁵⁰,1989; Dover et al.¹⁴,1990; Pinheiro & Frame⁴⁹, 1992; Lehnert²⁹, 1996; Clayman & Kuo¹⁰, 1997).

Para entender-se quais as diferenças entre o feixe de laser e a luz comum, devemos observar certas propriedades físicas específicas deste, tais como: a coerência, a monocromaticidade, a colimação e a brilhância.

A coerência é a capacidade da luz laser de ser ordenada e altamente direcionada. O feixe de laser mantém uma relação de fase constante entre duas posições, no espaço (coerência espacial) e no tempo (coerência temporal), justificando o seu baixo grau de divergência. Um raio laser típico diverge em, aproximadamente, 1mm em toda a sua extensão; por conseguinte, pode ser programado sobre grandes distâncias, sem perda substancial de intensidade; já a luz comum é emitida de maneira difusa ou multidirecional (Dover et al.¹⁴, 1990; Lehnert²⁹, 1996; Clayman & Kuo¹⁰, 1997).

Outra propriedade importante é a monocromaticidade: o laser produz uma banda de luz pura, sendo que o seu comprimento de onda depende unicamente das características do meio ativo. Um laser de onda contínua emite radiação de um único comprimento de onda. Esta propriedade é terapeuticamente importante, pois permite absorção seletiva da energia para cores específicas (componente de absorção de luz ou cromóforos). Em contrapartida, fontes de luz comum, como as lâmpadas incandescentes, emitem todas as cores — através do espectro eletromagnético visível em nuances do infravermelho — e, por isso, parecem brancas (Dover et al.¹⁴, 1990; Lehnert²⁹, 1996; Clayman & Kuo¹⁰, 1997).

A colimação ou direcionalidade diz respeito à propagação do feixe de laser por longas distâncias, com baixa divergência, sendo a luz laser colimada pelos sistemas ópticos a um feixe extremamente fino (Dover et al.¹⁴, 1990; Lehnert²⁹, 1996; Clayman & Kuo¹⁰, 1997).

A brilhância ocorre como resultado dos seguintes fatores: pelo processo de amplificação de potências muito altas geradas pela luz laser, em virtude do baixo grau de divergência do seu feixe e, ainda, pela capacidade de concentração do feixe focal, ou seja, o laser pode concentrar grandes potências luminosas em pequenas áreas (Dover et al.¹⁴, 1990; Lehnert²⁹, 1996; Clayman & Kuo¹⁰, 1997).

Além das propriedades específicas do feixe de laser, os instrumentos que o produzem possuem algumas características que

permitem ampliar a sua gama de recursos. Dentre estas podemos citar a sintonia e as operações contínua ou pulsada.

A sintonia é a capacidade de poder escolher o comprimento de onda emitido, dentro de certos intervalos característicos do meio ativo. Isto é conseguido mediante a utilização de componentes ópticos específicos e da adequação da geometria do feixe (Schwab*, 1999).

As operações contínua ou pulsada estão relacionadas com os tipos de aparelhos de emissão do laser. Estes apresentam diversos desenhos para seus dispositivos ópticos e elétricos, podendo produzir feixes de onda contínua ou pulsátil. O modo contínuo gera temperaturas muito maiores sobre os tecidos do que o modo pulsátil que, por sua vez, produz pulsos curtos individuais de picos de força relativamente altos. A utilização de um desses recursos depende de cada situação e da preferência do profissional, com base em vários estudos sobre qual o melhor tipo de feixe a ser utilizado (Dover et al.¹⁴, 1990; Niccoli-Filho et al.³⁹, 1997).

A radiação produzida por laser de alta energia como o CO₂, possibilita diversas aplicações em áreas da medicina e odontologia, e é indicada sobretudo nas cirurgias de tecidos moles (Leuchter et al.³⁰, 1984; Frame¹⁸, 1985; Pick & Pecaro⁴⁸, 1987; Barak et al.³, 1990; Lehnert²⁹, 1996).

* CARLOS SCHWAB. (Aula da Disciplina de Laser do Curso de Pós graduação em Odontologia da FOSJC-UNESP, 1999). Comunicação pessoal.

O laser de CO₂ foi desenvolvido por Patel⁴⁴ (1964) e, obtido por estimulação dos gases de dióxido de carbono (CO₂), nitrogênio (N₂) e hélio (He), sendo o N₂ e o He responsáveis pelo aumento de sua eficiência. Este tipo de laser produz energia com um comprimento de onda de 10,6μm que o coloca na porção infravermelha do espectro, invisível ao olho humano e próxima ao maior pico de absorção espectroscópica para a água (Fisher et al.¹⁶, 1983; Pecaro & Garehime⁴⁶, 1983; Frame¹⁸, 1985; Clayman & Kuo¹⁰, 1997).

A extensão, na qual há interação entre o tecido e a radiação laser, é determinada pelo conteúdo de água dos tecidos e pela irradiação, fluência e geometria do feixe do laser. Em virtude de sua ação ser basicamente por absorção de água dos tecidos, quanto menor a quantidade de água maior o dano tecidual. É o que ocorre quando se irradiam tecidos como ossos, tendões ou gordura (Welch et al.⁶³, 1989; Dover et al.¹⁴, 1990; Ferreira et al.¹⁵, 1996; Clayman & Kuo¹⁰, 1997).

A posição e a extensão da injúria térmica produzida dependem da intensidade e duração da exposição do laser sobre o tecido. A densidade do fluxo de energia (Intensidade), fator que mensura a quantidade de dano tecidual, medida em watts por centímetro quadrado (W/cm²), é alterada drasticamente com um simples focar e desfocar do feixe do laser, podendo-se controlar, desta forma, o tipo de dano tecidual (Dover et al.¹⁴, 1990; Clayman & Kuo¹⁰, 1997).

O laser de CO₂ pode atuar sobre o tecido de duas formas: promovendo sua vaporização (ablação), ou sua incisão. Para a realização de vaporização, basta afastar do tecido a peça de mão do aparelho de emissão de laser, distanciando o seu ponto focal. Isto equivale a desfocar o feixe, gerando, assim, temperaturas menores, que promovem um dano mais superficial, sobre uma área de atuação maior. Em contrapartida, para incisionar um tecido, o laser deve atuar com seu ponto focal sobre este, promovendo-se, assim, altas temperaturas em uma área restrita (Dover, et al.¹⁴, 1990; Pick⁴⁷, 1993; Lehnert²⁹, 1996) (Figura 1).

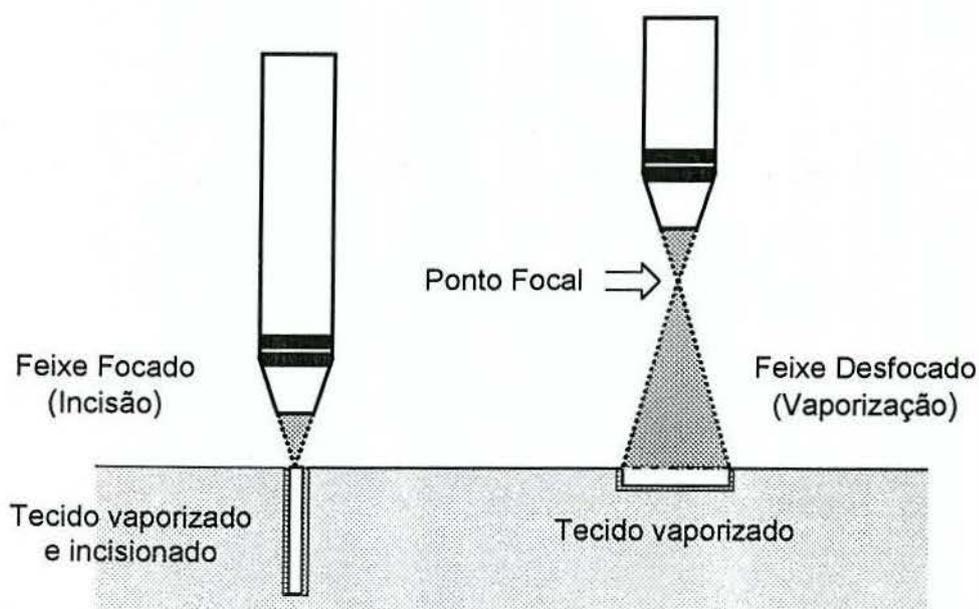


FIGURA 1 – Desenho esquemático do modo de atuação do feixe de laser sobre o tecido.

Dentre as principais vantagens na utilização do laser de CO₂ têm-se: incisão rápida ou ablação dos tecidos; danos mínimos à área de tecido normal adjacente à área de tratamento; preservação de margens histologicamente legíveis; boa hemostasia trans-operatória; ação

esterilizante do feixe no ponto de sua aplicação no tecido; diminuição do edema pós-operatório; formação mínima de escaras; manipulação mínima dos tecidos; flexibilidade do tecido cicatricial, além de menor desconforto pós-operatório, devido à danificação das terminações nervosas (McGrew & Grahan³⁴, 1981; Crockett et al.¹², 1985; Barak & Kaplan², 1988; Pogrel⁵⁰, 1989; Romanos & Nentwig⁵³, 1996).

Estes aspectos positivos da utilização do laser de CO₂ propiciaram uma melhora na qualidade das cirurgias buco-maxilo-faciais, pelas vantagens relatadas, sobretudo pela possibilidade de manipulação da mucosa sem a ocorrência de episódios hemorrágicos, de edemas, de dor pós operatória ou formação de fibroses e, invariavelmente, pela não necessidade de sutura (Tuffin & Carruth⁶⁰, 1980; Alamillos-Granados et al.¹, 1993).

As cirurgias onde se utiliza este tipo de laser também podem ser indicadas levando-se em conta aspectos inerentes às condições de saúde geral do paciente, como por exemplo, pacientes com desordens sangüíneas e que estão sob uso de medicamentos anticoagulantes; em portadores de marca passo ou outros aparelhos de monitoramento eletrônico; pacientes nos quais as perdas sangüíneas devem ser evitadas; e ainda, em lesões de cunho vascular (Barak et al.³, 1990).

Como desvantagens do uso do laser de CO₂ podem-se citar: a perda da sensibilidade táctil do profissional, possível fonte de injúria inesperada para o paciente, assistente e/ou cirurgião; necessidade de

pessoal técnico habilitado, o que inclui assistentes e cirurgião; adequação dos locais de operação para o protocolo rígido de segurança e alto custo do equipamento (McGrew & Grahan³⁴, 1981; Lanzañame & Hinshaw²⁸, 1992; Clayman & Kuo¹⁰, 1997).

Além dos aspectos citados anteriormente, um dos inconvenientes apresentados por este tipo de radiação é a geração de altas temperaturas, que podem levar à necrose dos tecidos irradiados, comprometendo a cronologia de reparação tecidual (Hall²², 1971; Kopchok et al.²⁷, 1988; Niccoli-Filho et al.³⁹, 1997).

As diferenças na cronologia de reparo dos tecidos, quando incisionados pela técnica convencional com bisturi e por emissão de radiação a laser, têm despertado o interesse dos autores (Fisher et al.¹⁶, 1983; Chomette et al.⁹, 1989; Schünke et al.⁵⁵, 1995).

A cronologia de reparação de um tecido incisionado de modo convencional está intimamente relacionada com o tipo de união dos bordos da ferida cirúrgica, com o tipo de material utilizado para realizá-la, com o trauma inerente ao ato e com a região anatomotopográfica (Lilly et al.³¹, 1972; Castro et al.⁸, 1974; Cotran et al.¹¹, 1994).

Para Okamoto et al.⁴² (1985) e Carvalho & Okamoto⁷ (1987), a sutura da mucosa gengival sempre constitui um procedimento de rotina que facilita a regeneração do epitélio, além de proteger o coágulo sangüíneo nos estágios iniciais do processo de reparo.

Dentre os autores que se utilizaram da luz laser nas incisões de tecidos, Schünke et al.⁵⁵, em 1995, descreveram as características da reparação de tecidos incisionados com laser de CO₂. Esta seria inicialmente retardada, quando comparada à de incisões realizadas de modo convencional, devido à ocorrência de fatores como carbonização das margens da ferida e necrose térmica.

Mesmo ocorrendo esse atraso inicial na reparação, a utilização da radiação laser na união de feridas cirúrgicas poderia minimizar os inconvenientes que as suturas convencionais proporcionam em determinadas regiões, sem interferir com o tempo decorrido para a reparação do tecido, contribuindo, desta forma, para um pós-operatório mais confortável ao paciente.

Assim sendo, no sentido de aliar-se às propriedades inerentes ao laser de CO₂, julga-se importante estudar a qualidade de união de retalhos através da vaporização tecidual, estabelecendo-se parâmetros que permitam um mínimo de dano tecidual. Deste modo o estudo visa à obtenção de resultados que venham a justificar a utilização desta tecnologia como um substituto eventual das suturas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Dos mecanismos de reparação dos tecidos

Em 1968, Gillman*, citado em Carvalho & Okamoto⁷ (1987), analisou o processo de reparação em feridas incisais a bisturi, descrevendo as suas fases, que são variáveis no tempo, segundo o local, o tipo de ferida, o tipo de incisão, a idade do indivíduo e a espécie do animal:

- a) fase I - não proliferativa: é propriamente inflamatória, com vasodilatação, edema, diapedese, morte de células traumatizadas e despolimerização de fibras colágenas pré-existent;
- b) fase II - de ativação: ocorre estímulo sobre população celular, em especial os macrófagos e os fibroblastos;
- c) fase III - proliferativa: há acentuada proliferação das células ativadas na fase anterior com produção de substância intercelular amorfa;
- d) fase IV - de síntese: caracterizada sobretudo pelo aumento na deposição de colágeno;

* GILLMAN, T. Treatise on collagen. In: RAMACHANDRAN, G.N. ed. Conformation of biopolymers. London: Academic Press, 1968. V.2, pt B.

- e) fase V - de remodelação, caracterizada pela retração cicatricial, ocorrendo diminuição do número de fibroblastos e macrófagos, desaparecimento dos leucócitos infiltrados e continuidade entre o tecido reparativo e o anteriormente existente.

Cotran et al.¹¹ (1994) descreveram o processo de reparo denominado cicatrização por primeira intenção, no qual feridas incisadas por bisturi, que estejam livres de infecção, têm seus bordos aproximados intimamente por meio de suturas.

Observaram que, no ato da incisão, ocorre a morte de um limitado número de células epiteliais, de células do tecido conjuntivo e de anexos da derme. O estreito espaço da incisão é preenchido por sangue coagulado, contendo fibrina e células sangüíneas, formando-se uma crosta que cobre a ferida, resultado da desidratação do coágulo superficial.

Em 24 horas, surgem os neutrófilos que se direcionam das margens para o coágulo de fibrina. A epiderme torna-se espessa e cresce nos bordos da ferida; com 48 horas, há migração de células epiteliais nas margens da derme e produzindo, por baixo da crosta, uma camada epitelial delgada e contínua.

Decorridas 72 horas, a camada epitelial ganha espessura, havendo invasão por tecido de granulação, presença de fibras colágenas de modo descontínuo e os neutrófilos são substituídos por macrófagos.

Em cinco dias, o tecido de granulação preenche o espaço incisionado, ocorrendo intensa neovascularização (angiogênese) e as fibras colágenas começam a unir os bordos da ferida. A epiderme adquire espessura normal, apresentando queratinização superficial.

Entre o sétimo e o décimo-quarto dias, há maior deposição de colágeno, proliferação fibroblástica, sendo que não mais se evidenciam o edema, o aumento da vascularização e o infiltrado leucocitário. Após 30 dias, a reparação mostra um tecido conjuntivo celular sem inflamação, recoberto por epiderme intacta, com boa resistência elástica.

Os autores diferenciaram a cicatrização por segunda intenção da abordada anteriormente, observando-se três aspectos básicos:

- a) proporciona uma resposta inflamatória mais intensa, em virtude da maior área de abrangência do defeito;
- b) há maior quantidade de tecido de granulação;
- c) a contração da ferida é expressivamente maior, sendo esta diretamente proporcional à área lesada.

Enfatizaram que os mecanismos de reparação tecidual envolvem, de um modo geral, uma seqüência de fenômenos complexos que incluem regeneração e proliferação de células parenquimatosas, migração e proliferação de células do conjuntivo, síntese de proteínas da matriz extracelular, remodelação do tecido conjuntivo, colagenização e aquisição de resistência da ferida. Relataram ainda a função de fatores de crescimento tais como, Fator de crescimento epidérmico (EGF), Fator de

crescimento derivado de plaquetas (PDGF), Fator de crescimento do fibroblasto (FGF), TGF β e Fatores de crescimento correlatos, além dos mediadores mitogênicos quimiotáticos para fibroblastos expressos em citocinas. Cada um desses fatores mencionados é de fundamental importância para o crescimento de fibroblastos e vasos sangüíneos e na regeneração de células epiteliais.

Outros pontos importantes citados relativos ao processo reparativo seriam: a interação célula-célula e célula-matriz, onde se verifica a ação de matrizes extracelulares como a fibronectina, laminina e tenascina; o tipo de colágeno nessa matriz, responsável pela formação de grande parte do tecido conjuntivo na cicatrização e, as proteoglicanas, que tem a função de ligação quando se situam na superfície celular.

Ponderaram, ainda, sobre os fatores locais que modificam a qualidade da resposta inflamatória, causando retardo na cronologia de reparação; citaram a infecção, a falta de um adequado suprimento sangüíneo, a presença de corpos estranhos, como pontos de sutura, o tipo e localização do tecido injuriado e a influência de fatores sistêmicos tais como deficiências nutritivas e alterações metabólicas, ressaltando ainda que uma satisfatória reparação tecidual depende do melhor controle possível desses fatores.

Em 1995, Schünke et al.⁵⁵ estudaram as características do tecido incisionado por irradiação a laser e descreveram, de um modo geral, os

eventos celulares na ferida cicatricial normal, destacando três fases de cicatrização:

- a) fase exsudativa - o sangue e a linfa escapam na cavidade da ferida iniciando a ativação do sistema de coagulação, migração de células inflamatórias (polimorfos nucleares, neutrófilos, monócitos, macrófagos, linfócitos e mastócitos). Há ainda a fagocitose dos fragmentos necróticos e liberação de substâncias quimiotácteis; o início desta fase é marcado pelo catabolismo;
- b) fase proliferativa - aumento da atividade fibroblástica e aceleração da divisão celular, além de proliferação de vasos sanguíneos; é um período anabólico com formação de tecido de granulação;
- c) fase reparativa - formação de um novo tecido conjuntivo, atividade de miofibroblastos (contração da ferida), maturação do colágeno e reepitelização do tecido.

2.2 Das sínteses teciduais com fios de sutura

Os profissionais tem procurado ao longo dos anos utilizar materiais de sutura que, ao mesmo tempo, promovam a síntese de

tecidos incisionados e, favoreçam uma adequada reparação com menor efeito deletério.

Lilly et al.³¹ (1972) e Castro et al.⁸ (1974) enfatizaram haver relação direta entre a natureza do material que está sendo empregado para a sutura e o tipo de resposta tecidual. Os fios de monofilamento propiciariam um menor acúmulo de bactéria, porém, sendo de difícil manipulação, revelaram-se mais irritantes ao paciente, além de soltarem-se com freqüência. Já os fios multifilamentosos, embora tendo utilização mais prática na cavidade oral, causariam acúmulo bacteriano, agindo como um fator de irritação tecidual.

Para Oliveira et al.⁴³ (1985), um bom fio de sutura deve ser pouco irritante para os tecidos, determinando uma fase exsudativa de pequena intensidade e curta duração. Além disso, este não deve retardar a proliferação de fibroblastos, conservando inalterada a resistência tecidual à tração, durante a fase exsudativa.

Realizando um estudo onde compararam os diversos tipos de fios de sutura, Carvalho & Okamoto⁷ (1987) enfatizaram que, dentre as etapas de um ato cirúrgico, a síntese é de fundamental importância por favorecer uma perfeita e rápida recuperação da ferida cirúrgica, sendo importante a seleção criteriosa do fio mais apropriado para cada caso. É desejável que este seja pouco irritante aos tecidos, proporcionando uma fase inflamatória de pequena intensidade e curta duração, além de precoce proliferação celular adjacente. Entre os fios mais utilizados em

procedimentos cirúrgicos citou-se o catgut que é monofilamentar e indicado para sínteses profundas. Este, no entanto, apesar de ser absorvível, pode desencadear reações inflamatórias. O fio de seda, que é multifilamentar, tem como inconveniente a sua embebição e acúmulo de indutos quando em contato com os tecidos. O fio de algodão é multifilamentoso e muito utilizado, sendo passível de sofrer reação por corpo estranho, fator que atrasa a proliferação fibroblástica. O fio de poliéster é multifilamentar e não absorvível; apesar disso, causa reação inflamatória limitada. Já os fios de *nylon* e polipropileno são monofilamentares e muito utilizados em cirurgias buco-maxilo por promoverem pouca reação tecidual. O PGA (contendo ácido poliglicólico) é um fio multifilamentar, absorvível, indicado para cirurgias profundas, como as de bloqueio maxilomandibular. O fio denominado poliglactina 910 é absorvível e bem tolerado pelos tecidos, não causando aderência de indutos, podendo ser utilizado na maioria das sínteses intrabucais.

Tocci & Kuga⁵⁸ (1991) ponderaram que a tolerância tecidual, principalmente na mucosa bucal, é um fator determinante na escolha do fio, sendo que este não deveria desencadear reações inflamatórias agudas intensas ou crônicas, com gênese de células multinucleadas, típicas na presença de corpos estranhos. A manutenção de nós pelos fios, sem ocorrência de injúrias à mucosa, é também um dos seus requisitos básicos. Notou-se que o *nylon* e o polipropileno, em decorrência de sua textura, traumatizam os tecidos bucais. Destacaram ainda que se

tem procurado melhorar as propriedades físicas dos fios utilizados, sobretudo os monofilamentares, para que estes sejam resistentes a processos de esterilização e, que promovam a menor resposta inflamatória tecidual.

Graziani²¹ (1995) definiu síntese como um conjunto de manobras que o cirurgião emprega para aproximar ou reunir tecidos que foram divididos ou separados por atos cirúrgicos, quer seja por uma incisão, ou divulsão. O seu objetivo é reconstituir a zona operada, aproximando os tecidos, plano por plano, de maneira que voltem às condições em que se encontravam antes da cirurgia. Observou os requisitos para uma boa síntese e que seriam obter bordos regulares e nítidos, tanto nas camadas profundas como na pele, pois a sua perfeita coaptação evita contato ou interposição de partes ou zonas epitelizadas; não promover tensão sobre os bordos da ferida — isto é particularmente importante nas suturas de pele; favorecer uma perfeita hemostasia tanto antes como após a realização da sutura, pois a falta de contato nas camadas profundas do tecido pode dar origem a hematomas.

Nary-Filho et al.³⁷ (1996) ressaltaram que o comportamento biológico dos fios de sutura é avaliado segundo a extensão da resposta inflamatória que induzem nos tecidos. Reações mais intensas nos períodos iniciais são características comuns aos materiais empregados para sutura, que servem de corpo estranho e associam-se ao trauma inerente ao ato cirúrgico. No estudo realizado, avaliaram a resposta

inflamatória tecidual frente à utilização de fio catgut, comparado ao de poliglecaprone 25. Este último mostrando os melhores resultados por apresentar facilidade de manipulação, resistência de nó, maleabilidade, menor fase exsudativa, além de propiciar precoce proliferação celular.

2.3 Da irradiação dos tecidos com laser de dióxido de carbono (CO₂)

Nas últimas décadas, os estudos utilizando-se o laser de CO₂ têm procurado elucidar os processos de reparação em diferentes tecidos irradiados e, quais as vantagens e desvantagens que possa haver em substituir-se métodos convencionais de tratamento, por este tipo de tecnologia.

Em 1964, Patel^{44,45} descreveu em seus artigos os conceitos físicos e matemáticos em que se baseou para o desenvolvimento do laser de CO₂ que tem como princípio a estimulação de átomos de gás dióxido de carbono. Este associado aos gases hélio (He) e nitrogênio (N₂), resulta na emissão do feixe de laser, que atua em comprimento de onda de 10,6µm, na porção média do infravermelho do espectro eletromagnético, invisível ao olho humano e absorvido pela água contida nos tecidos.

Hall²² (1971) estudou a reparação de tecidos incisionados por irradiação a laser de CO₂, comparando-a a incisões realizadas com lâmina de bisturi e diatermia. Para tanto, utilizou-se de ratos, perfazendo 261 incisões na pele do dorso dos animais pelos três métodos citados, sendo que o laser atuou com potências de 12 a 15 watts. As feridas foram unidas por suturas convencionais a fio. Em um outro grupo de animais, fizeram-se incisões da parede abdominal até atingir-se fascia, músculo e peritônio, também pelos métodos citados e suturadas de modo convencional. Amostras de pele foram removidas nos tempos: oito, 12, 14, 17, vinte e quarenta dias e, as das feridas abdominais com dez e vinte dias. Procedeu-se à análise histológica dos tecidos, bem como da sua força de tração. Com relação à resistência à tração, a pele irradiada mostrou-se mais frágil que a incisa por bisturi, após vinte dias; já aos quarenta dias, tanto seus aspectos reparatórios, como suas resistências se assemelharam. No tocante ao abdômen, a resistência à tração dos tecidos foi muito próxima para os três métodos, independente do tempo de avaliação. A reparação da ferida por laser não ocorreu até a remoção do tecido necrótico, havendo um considerável atraso na formação e maturação do colágeno novo — verificado no exame histológico após 14 dias — fato que justificou as discrepâncias de resistência à tração durante as três primeiras semanas. A partir deste dados, o autor concluiu que o uso do laser em pele seria contra-indicado pois as incisões neste tecido

repararam mais lentamente; no entanto, para o abdômen, o seu uso pareceu ser viável.

Small et al.⁵⁶ (1979) investigaram como se procedia à resposta tecidual, após a utilização de dois métodos para realizar osteotomia da tíbia de coelhos: irradiação de laser de CO₂ ou perfuração por brocas cirúrgicas. O laser foi utilizado em dois modos: contínuo com 10 watts e superpulso com 6 watts de potência. Os exames histológicos mostraram que as brocas para osso são mais rápidas e eficientes que o laser, muito embora este tenha sido usado em potências mais baixas, fator este que regulou a quantidade de tempo necessário para a transecção. A reparação, após um mês, mostrou-se mais atrasada com o uso do laser, mas ambas se assemelharam decorridos dois meses. O uso de um microscópio binocular e de um sistema de *joystick* acoplado ao laser contribuiu para sua melhor eficiência, embora o sangramento medular abundante tenha sido um fator que dificultou a operação.

McGrew & Graham³⁴ (1981) utilizaram o laser de CO₂ na ressecção de lesões neoplásicas no trato digestivo, em 14 pacientes. Observaram que o seu uso possibilitou um controle preciso da extensão da excisão, sobretudo em cirurgias de língua, promovendo um importante controle da hemostasia, o que facilitou a visualização do campo operatório, reduziu o tempo de manipulação e eliminou a necessidade de transfusões. A necrose do tecido adjacente foi mínima, não havendo ocorrência de infecções, edema, dor ou cicatrizes no pós-operatório.

Outro fato importante foi a ocorrência de selamento de vasos sanguíneos e linfáticos diminuindo-se a possibilidade de disseminação de células malignas. Com a redução imediata do volume do tecido, não requerendo o seu tracionamento, minimizou-se o risco da ocorrência de metástases induzidas por pressão. Como desvantagens, enfatizaram a restrição no uso, em áreas de vasos de maior calibre e em tecido ósseo, onde sua utilização poderia causar uma destruição incontrolável.

Em 1983, Fisher et al.¹⁶ avaliaram comparativamente a cicatrização de feridas em mucosa bucal de cães, quando realizadas por lâmina de bisturi ou por irradiação de laser de CO₂ em duas potências de 10 e 20 watts, sendo feita análise histológica de amostras teciduais nos tempos imediatamente após a cirurgia, dois, quatro, sete, dez, 14, 28 e 42 dias. Os resultados demonstraram diferenças significativas entre os dois tipos de reparação: nas feridas convencionais, houve uma contração considerável de suas margens que se tornaram flácidas, havendo formação de cicatriz após 48 dias. Já o tecido irradiado por laser apresentou, inicialmente, uma base tampão com fragmentos de tecido carbonizado e pequena contração subsequente; após 28 dias, havia pouca evidência da injúria original. Isto devido ao fato de que a ferida por laser, não se traduz como uma queimadura, mas sim pela vaporização instantânea do fluido intracelular com desintegração da sua estrutura. Isto impede a atuação dos mediadores químicos da inflamação, além de haver a desnaturação de proteínas, que servem como capa impermeabilizadora

no pós operatório imediato, reduzindo a grau de irritação do tecido. Observaram ainda que a menor quantidade de tecido contraído causou atraso na reepitelização, porém a migração epitelial ocorreu ao mesmo tempo, em ambas as situações, sendo que a irradiação por laser propiciou um reduzido grau de contração da ferida, explicado pela menor quantidade de miofibroblastos presentes.

Bellina et al.⁴ (1984) compararam o dano tecidual e o padrão de cicatrização em peritônio de coelhos, quando irradiado por laser de CO₂, ou por uso de eletrocirurgia. No lado direito, foi aplicado laser de CO₂ com intensidade de 12,500 W/cm² e, no lado esquerdo, fez-se por eletrocirurgia, na qual se variou a frequência e a intensidade da fonte. As incisões foram suturadas com fio de algodão, procedendo-se as biópsias teciduais nos tempos, imediatamente após, cinco, dez, 15, vinte e 25 dias. A adesão peritoneal imediata foi avaliada por exame fotográfico, procederam-se a exames histológico, histoquímico, bioquímico e por microscopia eletrônica. Os exames anatômicos demonstraram evidentes diferenças na reparação entre os dois métodos, havendo uma melhor condição nos tecidos incisionados a laser. A eletrocirurgia provocou retardo na reparação, além de presença de adesões vasculares múltiplas, sobretudo entre os dias cinco e 25 pós-operatório. Essas adesões eram densas e contendo sangue; ao exame histológico, notaram-se menores zonas de agressão para o laser, além de maior rapidez na regressão da ferida. Justificaram estes resultados pela necessidade de contato

mecânico requerido na eletrocirurgia, ao contrário do laser, que é isento de contato, sendo o seu tempo de dissipação dependente da temperatura dos tecidos adjacentes, fluxo sanguíneo, duração do fluxo de fótons e da densidade do fóton; assim, observou-se que, se o feixe de fótons é curto, a injúria é limitada. Nos achados deste estudo, fótons de $10.6\mu\text{m}$ traduziram-se em menor trauma tecidual do que elétrons de 500kHz.

Kamat et al.²⁴ (1984) avaliaram a interação da pele humana após a irradiação por laser de CO_2 , usado em baixas doses de exposição (fluência), variando de 1.6 a 230 joules por centímetro quadrado (J/cm^2) e com potências de 2,5 a 20 watts. O estudo consistiu de três fases: na primeira, o tecido foi avaliado imediatamente após a irradiação; na segunda, duas horas após e, na terceira fase, os voluntários foram irradiados e biopsiados nos tempos 0, 24 e 48 horas. As mudanças histológicas mais precoces foram notadas com fluências de 6 a $10 \text{ J}/\text{cm}^2$, que incluíram alterações na camada basal da epiderme e coagulação das papilas da derme. Com fluência na faixa de 10 a $25 \text{ J}/\text{cm}^2$, observou-se necrose cutânea superficial e, acima de $25 \text{ J}/\text{cm}^2$, necrose transcutânea e aumento proporcional das papilas da derme. Após duas horas, as mudanças vistas inicialmente eram acompanhadas de morte difusa de células queratinocísticas, mantendo contato entre derme e epiderme. Após 24 horas, estas alterações traduziram-se em extensa necrose da epiderme e em infiltração inflamatória aguda. Com 48 horas, o grau de degeneração da epiderme foi proporcional à densidade de energia

liberada, sendo máxima com fluência de 5.7 J/cm^2 , ao passo que, com 3.8 J/cm^2 , uma baixa destruição tecidual foi observada. Estes resultados sugeriram que o uso de baixas doses de exposições sobre os tecidos propicia um seletivo dano da epiderme, com um melhor controle da injúria, pois quanto menor o dano das papilas da derme, menor a possibilidade de ocorrência de cicatrizes.

Leuchter et al.³⁰ (1984) trataram 65 pacientes com carcinoma vulvar, *in situ*, por irradiação com laser de CO_2 , utilizando-se de 10 a 30 watts de potência, em modo contínuo, com auxílio de um colposcópio. Em comparação aos métodos tradicionais de terapia, o laser proporcionou, para lesões uni ou multifocais, excelentes resultados, mostrando eficácia em manter a integridade dos tecidos saudáveis. Possibilitou, ainda, um controle da profundidade de atuação, destruindo o tecido anormal por evaporação e sem propagação do dano para os tecidos adjacentes. O resultado foi evidenciado pela mínima formação de cicatrizes, proporcionando preservação da anatomia local e das funções sexuais.

Frame¹⁸ (1985) avaliou 118 pacientes apresentando lesões de tecidos moles, que foram tratadas por irradiação com laser de CO_2 . Notou que este é um instrumento bastante versátil e útil para a eliminação de lesões benignas, pré-malignas e malignas de tecidos moles e suas principais vantagens foram a mínima reação inflamatória aguda, a ausência de edema ou obstrução de vias aéreas. A reparação foi excelente devido à reduzida contração tecidual e pela inexistência de

cicatrizes, preservando-se a mobilidade tecidual. Uma fina camada de colágeno desnaturado na superfície irradiada promoveu retardo na presença de mediadores da reação inflamatória, observando-se ausência de dor inicial. Após três dias, a reação inflamatória tornou-se mais evidente, tendo os pacientes relatado desconforto de baixa magnitude. Dois pacientes portadores de leucoplasias de língua desenvolveram, após três semanas do tratamento, um edema granulomatoso na área central irradiada. Atribuiu-se isto ao período mais prolongado necessário para ocorrer a reepitelização do local, o que possibilitou a ocorrência de trauma local pelos dentes.

Kamat et al.²⁵ (1986) estudaram o mecanismo de cicatrização da pele em seres humanos, após a utilização de um laser de CO₂ em circunstâncias limites de injúria. Para o experimento, foi irradiada pele da nádega de três indivíduos, com laser em modo focado, 10 watts de potência e com diferentes durações de pulso. Biópsias das áreas de atuação foram realizadas nos tempos de 24 e 48 horas, uma e duas semanas. Estudou-se, ainda, a cicatrização de incisões feitas a laser que repararam por segunda intenção, comparando-as com incisões unidas precocemente por fios de sutura. Os resultados mostraram que, imediatamente após a cirurgia, estavam presentes, em uma cratera em forma de "V", três zonas de dano do colágeno: uma zona de carbonização; uma zona de colágeno homogêneo e basófilo e uma outra de agregação de colágeno mais discreta. Após 48 horas, havia uma zona

de epiderme regenerativa com estreitamento da cratera e presença de células inflamatórias na reepitelização. Decorrida uma semana, a cratera estava quase fechada, com pouca presença de colágeno alterado na epiderme adjacente. E, finalmente, após duas semanas, notou-se a regeneração completa de epiderme, embora ainda apresentasse retenção de colágeno alterado e fragmentos de tecido carbonizado. Com relação à resposta tecidual frente a utilização ou não de sutura, notou-se que o tecido suturado apresentou uma retenção de colágeno alterado maior do que nos casos em que a cicatrização se deu por segunda intenção. Deduziu-se neste experimento que o relativo atraso na reparação das feridas deveu-se à denaturação superficial do colágeno, que é um potente agente mediador quimiotático da resposta inflamatória.

Robinson et al.⁵² (1987) estudaram o processo de cicatrização de feridas incisivas por lâmina de bisturi e suturadas de quatro maneiras diferentes: sutura interrompida do subcutâneo e selamento da epiderme com laser de CO₂ em baixa potência (500mW) e intensidade de 78,6 W/cm²; sutura do subcutâneo com fio e da epiderme com fio *mononylon*; sutura do subcutâneo com fio e selamento da epiderme com grampos cirúrgicos de pele; união com grampo cirúrgico de pele e selamento da epiderme com laser. Utilizaram para o experimento três miniporcos, sendo feitas incisões em seus dorsos até alcançar a fascia muscular. A análise da reparação foi procedida por exame visual da presença de aspectos como infecção, edema, deiscência, degraus da ferida e formação de

escara. Para o exame histopatológico, removeram-se amostras de tecido nos tempos: um, dois, três, sete, nove, 14, 21, 42, 56 e noventa dias; fez-se ainda análise por imunofluorescência para avaliar a reconstituição da epiderme e membrana basal. Os resultados clínicos demonstraram uma similaridade de reparação em todos os métodos, no entanto as escaras na epiderme, provocadas pelo uso do laser, permaneceram por mais tempo. Em relação aos componentes da membrana, a laminina e a fibronectina não estavam presentes nos estágios iniciais das feridas unidas com laser, porém ressurgiam após se completar a reepitelização em todas as feridas. Histologicamente, na epiderme de todas as feridas, houve migração através da fenda de incisão e o crescimento epitelial deu-se de modo inclinado, estendendo-se na ferida em nível reticular de derme. A reepitelização estava completa em três dias, evidenciando-se uma crista epitelial hiperplásica aos sete dias. Este achado foi variável conforme a melhor ou pior coaptação dos bordos da ferida. Após 42 dias, todas as feridas mostraram aspectos clínicos semelhantes e nenhuma diferença após noventa dias.

Luomanen et al.³³ (1987) estudaram o efeito da irradiação com laser de CO₂ sobre as proteínas da matriz extracelular e sua função na reparação de feridas induzidas em mucosa de língua em ratos. Realizaram análise imunohistoquímica e por microscopia eletrônica. O padrão de regeneração da proteína matricial durante a reparação, após o uso do laser, foi comparado com a correspondente incisão feita por lâmina

87478



de bisturi. O laser atuou com potência de 10 watts acoplado a uma peça de mão e as biópsias das feridas foram feitas nos tempos: imediatamente após, 6 horas, dois, 11 e 28 dias. Os resultados mostraram que o tecido irradiado por laser mostrava uma extensiva destruição das células do epitélio e estroma, porém deixaram boa parte da matriz do tecido conjuntivo intacta. Notou-se ainda que a fibronectina foi distribuída diferentemente no início da reparação para os dois tipos de feridas, havendo picos nos dois e 11 dias pós-operatórios. Embora a substituição do colágeno tipo III tivesse ocorrido em ambos os tipos de feridas ao mesmo tempo, o seu retorno a níveis normais foi mais lento nas feridas irradiadas. Os componentes da membrana basal foram resistentes ao tratamento por laser, e a remoção e substituição da matriz de tecido conjuntivo foi mais lenta. Além disso, o seu uso não afetou as organizações de colágeno tipo IV. Isto explicaria a menor contração e formação cicatricial dos tecidos submetidos a esse tipo de tratamento.

Ben-Baruch et al.⁵ (1988) avaliaram histologicamente a reparação de feridas incisivas com lâmina de bisturi em comparação às feitas por laser de CO₂, em modo pulsátil ou em superpulso, ambos com 15 watts de potência. As incisões foram feitas em pele de miniporcões e suturadas com fios de *nylon*. Estas foram removidas após 14 dias e os tecidos biopsiados neste tempo para a análise em microscopia óptica. Os resultados demonstraram que, no pós-operatório imediato, as incisões por laser em ambos os modos apresentaram uma zona de necrose coagulativa e que a

ferida por bisturi estava hipocelular, contendo visíveis feixes de fibras colágenas. As médias de profundidade de atuação do laser no modo pulsátil e no superpulso foram respectivamente de 1.04mm e 1.37mm, ambas possuindo uma quantidade alta de tecido de granulação, sem feixes visíveis de fibras colágenas. Com relação à resistência à tração, o laser produziu tecidos mais frágeis que os incisionados do modo convencional, mas não houve diferenças significativas entre os modos de atuação do laser. De um modo geral, concluiu-se que a necrose localizada nas feridas por laser resultou em atraso na reparação do tecido, em comparação a incisões convencionais e que não houve vantagens em se utilizar o modo superpulso em substituição ao modo pulsátil, em relação à cronologia da reparação tecidual.

Frenz et al.¹⁹ (1988) objetivaram demonstrar que, por ação de um feixe perfurante de laser, o material biológico pode ser transportado da superfície tratada para uma área abaixo do leito da cratera formada pela irradiação. Além disso, verificaram que as bactérias transportadas desta maneira mantiveram sua atividade biológica em grau significativo. O experimento consistiu em utilizarem-se dois tipos de laser: o Er:YAG, com energia de pulso variando de 60mJ a 310mJ e o laser de CO₂, de energia de pulso variando entre 60mJ até 1J. Uma superfície de ágar-gelatina marcada com pó de fósforo foi irradiada, sendo feitas fotos com uma câmera acoplada; notou-se que, no momento da irradiação, o movimento do fósforo para dentro da gelatina foi da esquerda para a direita, havendo

penetração deste para dentro do material. Em outro experimento, marcou-se fígado de porco com células de fermento (levedura), aplicando-se os dois tipos de laser realizando-se posterior exame histopatológico. Comprovou-se o transporte uniforme de células de levedura para o fundo da cratera, independentemente do tipo de laser utilizado. Finalmente, para investigar-se a atividade do material biológico transportado, fez-se o esfregaço de 10^8 *Escherichia coli* /ml em ágar, incubando-se por 24 horas. O material sofreu irradiação por laser e, então, removeu-se material do fundo da cratera e 1mm abaixo da superfície alvo, realizando-se análise por cultura bacteriana. Em todos os casos comprovou-se que, a despeito do comprimento de onda utilizado, as células transportadas mantiveram sua atividade biológica, evidenciando uma possível contaminação da área irradiada por laser durante o ato cirúrgico e que as bactérias transportadas, durante a perfuração com laser de CO_2 , foram mais danificadas à medida que se aumentou o comprimento de onda do laser, tendo-se dez vezes menos colônia no tecido irradiado com CO_2 ; além disso, o tempo de atuação também influenciou no grau de dano para as bactérias.

Kopchok et al.²⁷ (1988) avaliaram a resposta térmica e histológica imediata, induzida durante a fusão de vasos sangüíneos com dois tipos de laser (argônio e CO_2). Para tanto, utilizaram artérias de médio calibre (3 a 8mm) de cães, sendo dez artérias femurais e dez carótidas, que foram incisionadas em vários segmentos; a seguir, uma parte destes

foram unidos por fusão com laser de argônio, com potência de 0,5 watts e intensidade de 570 J/cm². Os demais foram fusionados por irradiação de laser de CO₂, com potência de 150mW e intensidade de 1,500 J/cm². Imagens térmicas foram registradas por uma câmera AGA, antes, durante e depois da união; fez-se, ainda, análise histológica dos tecidos. Observaram que o maior pico de temperatura durante o uso do laser de argônio foi de 48,8°C e de 84 °C para o laser de CO₂. O laser de argônio apresentou melhores resultados mostrando, histologicamente, ausência de injúria térmica. Isto se explica pelo fato de que a temperatura utilizada na irradiação desses tipos de vasos, restabelece a união físico-química por ligação cruzada no colágeno que não é desnaturado. Já a união com laser de CO₂ não é tão eficiente, pois este funde os tecidos pela coagulação formada na denaturação tecidual, sendo sua injúria térmica visível clinicamente pela carbonização da superfície. Concluiu-se que o laser de argônio possibilitou uma melhor união quando a temperatura resultante no tecido foi menor que 50°C, enquanto que o laser de CO₂, uniu os tecidos em temperaturas que variaram de 60°C a 84 °C.

Chomette et al.⁹ (1989) estudaram os efeitos do laser de CO₂ sobre os tecidos em cirurgias estomatológicas; para tanto, analisaram trinta amostras de pele e de mucosa oral em microscópio eletrônico de varredura e por exame histoenzimológico e imunohistoquímico. Após os tecidos serem incisionados por irradiação de laser de CO₂ em modo contínuo e potência de 25 watts, estes foram biopsiados nos seguintes

tempos: 30 minutos, 1, 2 e 24 horas e dois dias após. Amostras de tecido inciso por bisturi serviram como controle. Os resultados demonstraram que, durante o primeiro estágio da reparação, seguiu-se uma estimulação precoce dos fibroblastos. Além disso, exames imunohistoquímicos acusaram uma significativa, embora levemente atrasada, produção de colágeno tipo III e de fibronectina. De um modo geral, os tecidos reparados pós uso do laser apresentaram uma boa condição clínica.

Dobry et al.¹³ (1989) estudaram a relação entre formação cicatricial e intensidade (I) utilizada nas vaporizações com laser de CO₂, que foi acoplado a um *scanner*, atuando em modo contínuo e desfocado. Dez dorsos de ratos foram irradiados a potências de 10 e 20 watts e I – 141 e 283 W/cm²; cinco ratos receberam 30 e 40 watts e I – 424 W/cm² e 566 W/cm²; cinco ratos receberam 50 a 60watts e I - 707 W/cm² e 849 W/cm². Biópsias das zonas irradiadas foram feitas nos tempos: zero, dois, quatro, sete, 14, 21,32 dias, para exame histopatológico. Os resultados demonstraram que, no tempo zero, houve dano térmico que aumentou conforme a maior (I) utilizada; nos dias dois e quatro notou-se a formação de crosta superficial, inflamação aguda intensa e evidente extrusão do colágeno danificado. Aos sete dias, a regeneração epitelial era quase completa. Evidências de cicatriz estavam presentes após 14 dias, sendo que, após 21 dias, a máxima formação cicatricial foi alcançada no grupo onde se utilizou I - 566 W/cm². O grau da cicatriz formada pareceu aumentar entre os dias 14 e 21, para depois diminuir

entre os dias 21 e 32 dias. Os valores médios de espessura de cicatriz foram de $0,3 \mu\text{m}$ por W/cm^2 , indicando que, quanto maior a intensidade utilizada maior a formação cicatricial e maior o tempo necessário para ocorrer a cicatrização.

Schröder et al.⁵⁴ (1989) compararam a utilização de dois tipos de lasers CO_2 e Nd:YAG com métodos convencionais como incisão com bisturi e eletrocautério. Realizaram incisões padronizadas com cada método citado, em pele de porcos, sendo avaliados os seguintes aspectos: velocidade da incisão, dano tecidual imediato e profundidade da ferida no pós-operatório de 14 dias. O laser de CO_2 foi utilizado em dois modos, contínuo e superpulso, ambos com potência de 10 watts; o laser de Nd:YAG foi utilizado em modo contínuo com 14 watts de potência. Os resultados do histopatológico mostraram que, com relação à velocidade de incisão, os lasers apresentaram valores semelhantes, no entanto o eletrocautério mostrou ser o mais rápido. Na análise do dano tecidual imediato, o bisturi propiciou a menor injúria, devendo-se isto ao fato de que os métodos causadores da destruição térmica propiciaram a formação de uma zona necrótica acelular, com fibras colágenas homogêneas e ausência de células inflamatórias. Em ordem crescente de dano tecidual, teve-se o laser de CO_2 em modo superpulso, o eletrocautério, o laser de CO_2 em modo contínuo, e o laser de Nd:YAG. Após 14 dias, mínimas diferenças no tecido em reparação foram notadas, independentemente do método de incisão utilizado. Notou-se ainda que o

modo superpulso mostrou melhores resultados que o contínuo para o laser de CO₂ e que o seu uso, à potência de 10 watts, foi adequado. No entanto os autores contra-indicam-no para o uso em pele, devido à possibilidade de formação de indesejável marca cicatricial.

Welch et al.⁶³ (1989) analisaram a geração de calor nos tecidos irradiados por laser. Para isso, determinaram o grau de deposição de calor nos tecidos através da obtenção da distribuição da luz total, resultado de sua absorção e dispersão. Além disso, estudaram um método de mensuração dos parâmetros ópticos teciduais. Verificaram que, em algumas situações, a dispersão do feixe de laser no tecido é insignificante, como no caso dos lasers de excimer que trabalham na faixa do ultravioleta (193nm e 248nm), ou ainda o Er:YAG na faixa do infravermelho (2,94nm). O laser de CO₂ (10,6μm no infravermelho) também tem dispersão insignificante desde que a luz seja absorvida dentro de 20μm da superfície do tecido. Para os autores, a atenuação da luz sobre o tecido pode ser descrita pela lei de Beer, pela qual o máximo grau de deposição de calor por unidade é diretamente proporcional à potência de saída do laser e o coeficiente de absorção do tecido é inversamente proporcional ao quadrado do feixe gerado, sendo este um simples método para computar a distribuição da luz. Assim, a seleção do comprimento de onda desejado para tratamento, como o de uma lesão de pele, inicia-se pela análise do sangue, epiderme e derme como função desse comprimento de onda. Este método e suas variações são bem

aceitos quando se deseja comparar relativamente o grau de deposição de calor proveniente de diferentes comprimentos de onda do laser.

Zweig et al.⁶⁶ (1990) realizaram estudo no qual avaliaram histológica e ultraestruturalmente peles de dorso de ratos tratadas por dois tipos de laser: CO₂ e Er³⁺, ambos atuando em modo pulsátil e com repetição de 250µs. Compararam com um grupo onde se fez o tratamento do tecido por banho térmico de temperatura controlada, variando entre 53 a 150°C. Os resultados mostraram que a zona de coagulação no banho de água se forma em temperaturas em torno de 73°C ou mais, sendo assim, para promover o mesmo efeito, a temperatura atingida pela irradiação a laser alcançou valores maiores que estes. Notou-se também ser o dano térmico o mais comum para ambos os processos de injúria e que o material tecidual liqüefeito e distribuído durante a incisão, é a principal fonte de calor. Deve-se então diminuir a quantidade desse tecido que permanece unido às paredes da incisão para minimizar esse dano lateral. Isto pode ser conseguido por alteração nos parâmetros das fontes de laser. Deduziu-se ainda que quão menor for o tempo de exposição do laser sobre o tecido, maior a temperatura necessária para promover a coagulação das fibras colágenas.

Luomanen & Virtanen³² (1993) estudaram a distribuição de uma matriz extracelular glicoprotéica, a tenascina, em mucosa normal e durante o seu processo de reparação, após ser incisionada de duas diferentes formas, com lâmina de bisturi ou por irradiação a laser de CO₂.

Para o experimento, foram utilizados 51 ratos e, em 24 deles promoveram-se incisões com bisturi no lado direito do dorso da língua; em outros 24 ratos, perfurou-se o lado direito da língua com um instrumento perfurante; em 48 animais fez-se excisões à laser de CO₂ em modo focado com potência de 6 watts no lado esquerdo da língua; três ratos serviram de controle, sem realizar qualquer procedimento. Nestes biópsias das feridas foram feitas nos tempos imediatamente após, 6 horas, um, dois, quatro, sete, 11 e 21 dias, realizando-se os seguintes exames: imunohistoquímico, microscopia por imunofluorescência indireta, controle de especificidade e estimativa de distribuição da tenascina por microscopia (aumento 10X). Com relação a este último item, notou-se no pós-operatório imediato e até quatro dias após, um aumento na quantidade de tenascina imunoreativa. Dos sete aos 21 dias, notou-se um decréscimo de sua quantidade, em contrapartida, houve um aumento nos valores e imunoreatividade nas profundidades do tecido em regeneração. Atribuiu-se a sua distribuição espacial, à extensão do epitélio e ao trauma do conjuntivo. Como avaliação geral, os autores notaram que houve um aumento na distribuição dessa glicoproteína nas reparações de incisões e de excisões e que a sua localização na membrana basal e no tecido conjuntivo foi fundamental para a reepitelização do tecido. Concluiu-se assim que o tratamento por irradiação a laser não alterou a habilidade dos fibroblastos de produzirem a tenascina.

Yu et al.⁶⁵ (1994) avaliaram por análise imunohistoquímica os seguintes anticorpos policlonais específicos: EGF- fator de crescimento da epiderme; PDGF- fator de crescimento derivados de plaquetas; TGF- β - fator β de transformação de crescimento; bFGF- fator básico de crescimento de fibroblastos. Observaram o padrão e distribuição desses fatores na reparação de pele de ratos, notando as diferenças na suas manifestações e procurando justificar, por essa análise, o atraso na reparação em feridas incisadas por irradiação a laser de CO₂, quando comparadas às feitas por lâmina de bisturi. Utilizaram na pesquisa 57 ratos que foram divididos em dois grupos: no primeiro grupo, fizeram-se incisões em seus dorsos com lâmina de bisturi em um dos lados e irradiação por laser de CO₂ com potência de 25 watts; no outro grupo, incisões por um dos dois métodos citados. Realizaram-se biópsias nos tempos, 6, 24, 48 e 72 horas pós operatórias. Na análise dos fatores, foram utilizados reagentes específicos para cada anticorpo, sendo a avaliação feita por exame visual das imagens de vídeo dos contrastes de tons de cinza. Fez-se ainda a análise histológica. Como resultados teve-se que todos os fatores de crescimento estudados estiveram distribuídos nas mesmas áreas no início da reparação e o seu pico deu-se em 24 horas, sendo suas presenças associadas às de células provenientes da resposta inflamatória e dos fibroblastos. Verificou-se ainda, que após 6 horas, nas feridas irradiadas por laser, a taxa de PDGF era mais baixa que os demais. Isto se atribuiu ao menor aporte sanguíneo nessa fase da

reparação; já o b-FGF esteve a níveis mais baixos nos dois primeiros dias, devido à redução da força de tração na ferida, durante os estágios iniciais do reparo. A avaliação da resposta inflamatória aguda revelou a presença de um número maior de células inflamatórias nas feridas por laser do que nas realizadas a lâmina de bisturi e que a manifestação dos fatores de crescimento não era proporcional à quantidade de células inflamatórias presentes.

Schünke et al.⁵⁵ (1995) abordaram as características do ferimento cicatricial em incisões realizadas por irradiação a laser de CO₂, descrevendo o possível mecanismo responsável pelo atraso na reparação destes tecidos. Para tanto, citaram alguns aspectos:

- a) carbonização - o laser de CO₂ atua por vaporização da água tecidual e sua rápida expansão causa ruptura das células formando uma cratera na ferida, por conseguinte suas paredes e piso são recobertas com tecido carbonizado. Este atua como um corpo estranho na ferida, induzindo a um granuloma com formação cicatricial;
- b) necrose térmica - durante o tratamento por laser as margens da ferida sofrem necrose que tem uma área bastante estreita de espessura (300 a 600µm). Há evidências de danos endoteliais e trombose dos capilares e pequenas veias, comprometendo a liberação da laminina — um dos principais componentes da membrana basal e

- fundamental na formação desses tubos capilares – comprometendo, assim, a angiogênese;
- c) infiltração de células inflamatórias e proliferação capilar – a ausência de sangue do tecido vaporizado faz com que não haja a agregação plaquetária e nem a liberação de fatores biologicamente ativos como é o caso do PDGF- fator de crescimento que estimula a replicação celular e a maioria dos quimiotactantes conhecidos. O retardo na infiltração de células inflamatórias atrasa a remoção do material necrótico. Além disso, o início da neovascularização decorre mais lentamente quando comparado à ferida incisa por lâmina de bisturi;
 - d) formação de tecido de granulação – devido a uma retardada migração de fibroblastos, que por sua vez produzem componentes de matriz celular, a sua formação é mais lenta que nas feridas a bisturi;
 - e) contração das margens da ferida – é retardada devido à presença de poucos miofibroblastos, tidos como responsáveis por essa contração;
 - f) deficiência de fibronectina plasmática – introduzida normalmente em uma ferida por influxo de sangue, ocorre em grande quantidade no plasma. Trata-se de uma glicoproteína fibrilar que interage com plaquetas, neutrófilos

e células endoteliais, importantes no processo reparatório. Ela também se liga à fibrina e a vários componentes matriciais. A sua falta é tida como um dos principais responsáveis pelo retardo na reparação;

- g) reepitelização – a migração de queratinócitos, que também é promovida pela fibronectina, induz a uma realocização da adesão célula-célula, mediando eventos que envolvem interação célula-matriz. Sendo assim, ocorre um retardo na reepitelização das feridas, sem a presença destes componentes.

Kauvar et al.²⁶ (1996) compararam, em exame histopatológico, os efeitos de um laser de CO₂ *char-free*, que propicia uma vaporização precisa dos tecidos com mínimo dano térmico, tornando-se operacional em alta energia e pulsos rápidos ou por *scanner* de alto foco em modo contínuo. Utilizaram pele de região pré-auricular de 12 pacientes, sendo utilizados quatro modelos de lasers de CO₂, Ultrapulse 500, com energia de 450mJ e 4 watts de potência; Surgilase 150 XJ, com energia de 400mJ e 10 watts de potência; Silktouch acoplado a um *scanner*, atuando e 18 watts de potência em modo contínuo; Surgicenter 40 como controle em modo contínuo e com 10 watts de potência. Todos os lasers utilizados propiciaram a vaporização de finas camadas de tecido com estreitas zonas de injúria térmica, após aplicar-se uma, duas ou três vezes sobre o mesmo sítio. Notaram que tanto a tecnologia pulsátil, como a por meio de

scanner possibilitaram ablação tecidual com mínimo dano térmico residual.

Menovsky et al.³⁶ (1996) propuseram elucidar o mecanismo de união de tecidos como a dura-máter e nervos periféricos, com ênfase nas alterações morfológicas de superfície ocorridas durante a utilização de laser, bem como o papel de proteínas soldadoras nessa união. Utilizaram dez coelhos, sendo removidas dez amostras de dura-máter e dez de nervo tibiano. Um laser de CO₂, acoplado a um microscópio e a um micro-manipulador, atuou em modo contínuo com 10mW de potência. No nervo, as suas terminações foram aproximadas, aplicando-se o laser em um grupo e, no outro grupo, antes do laser, utilizou-se o agente soldador (clara de ovo) irradiando-se o tecido previamente à aplicação do soldador para mantê-lo em posição. Analisaram-se os tecidos em microscopia eletrônica de varredura. Os resultados apresentaram uma boa adequação na união dos tecidos, sendo esta mais intensa nos grupos em que se usou o agente soldador. Os tecidos em reparação apresentaram uma massa de colágeno fusionada e, em vários espécimens, notou-se certa quantidade de fragmentos de tecido coagulado de aparência homogênea aderindo às fibrilas de colágeno. Nos tecidos unidos com agente soldador, após a irradiação, este assemelha-se a uma cola, cobrindo a ferida de maneira coagulada e homogênea entrelaçando-se com as fibrilas colágenas; aspecto que se torna mais intenso no interior da ferida. Dentre as desvantagens no seu uso pode-se ressaltar a restrição da aplicação

em pequenas espessuras; a eventual ocorrência de bolhas dentro da solda; sua viscosidade relativamente alta que prejudica a adesão ao tecido; a persistência da solda após a reparação de nervos com promoção de cicatrizes e a formação de aneurismas nos vasos soldados. Nos reparos onde não se utilizou o agente soldador a união foi possível por conexão de colágeno com colágeno, tendo os fragmentos de células o papel de microssoldadores.

Speyer et al.⁵⁷ (1996) compararam incisões feitas em mucosa oral de oito cães, por três técnicas: lâmina de bisturi, irradiação com laser de CO₂ acoplado a um sistema que envolve o uso de um microposicionador, de um microscópio cirúrgico, de um microscanner, todos gerenciados por computador (CAST) e o terceiro método utilizou o laser de CO₂ acoplado a um micromanipulador (SMM). Procedeu-se exame histopatológico e de tensiometria. Os resultados apresentaram valores de resistência à tração maiores para o bisturi, seguido pelo CAST, que mostrou aumento progressivo de resistência com o passar do tempo, igualando-se ao bisturi após 14 dias. Os valores de resistência do SMM foram sempre inferiores aos outros dois métodos estudados mas, de um modo geral, as feridas por CAST e SMM repararam-se igualmente bem, em tempo reduzido, com aumento da angiogênese e migração de fibroblastos. O auxílio do computador promoveu precisão, velocidade e reprodutibilidade, diminuindo a quantidade de dano ao tecido circunjacente à ferida, propiciando diminuição no retardo do processo cicatricial.

Walsh et al.⁶² (1996) analisaram a reparação de incisões feitas por irradiação de laser de CO₂, utilizando-se de um endoscópio com microscopia em alta magnitude e resolução, com a principal vantagem de não se necessitar biopsiar o tecido e possibilitando, ainda, acesso direto à resposta vascular — fundamental no processo de reparação. Foi irradiada, com laser de CO₂ em modo contínuo, com 3 watts de potência, a região de mucosa labial diretamente oposta aos incisivos inferiores, em indivíduos do sexo masculino. Um segundo estudo foi realizado similarmente dois meses após, quando as reparações foram avaliadas em um microscópio com 80X de magnitude, nos seguintes tempos: 6, 24, 48 e 72 horas. A avaliação clínica direta mostrou uma superfície bastante reduzida após 6 horas. A análise microscópica apresentou, imediatamente após o ato cirúrgico, uma morfologia tecidual irregular, presença de material carbonizado, pequenas crateras nos locais de aplicação do laser, superfície seca sem exsudato ou pontos hemorrágicos e sem resposta vascular evidente nas margens. Passadas seis horas, havia uma superfície mais lisa, sem a presença de restos carbonizados, com epitélio bem definido nas margens, mostrando células epiteliais edemaciadas, pouca exsudação na área central e uma marcante resposta vascular. Após 24 horas, a contração da ferida foi marcante, com limites lisos e brilhantes, apresentando: um tecido conjuntivo espesso; a migração de células, formando uma fina lâmina circundando a região central; vasos sangüíneos dilatados presentes além das margens da ferida original,

vistos por transparência abaixo do epitélio em formação. Com 48 horas, teve-se uma aparente contração da ferida, diminuição da exsudação e o epitélio com aparência normal. No entanto, a resposta vascular ainda era pronunciada. Finalmente, após 72 horas, não se detectaram mais os sítios de reparação. Por este estudo comprovou-se a eficácia do uso da microscopia na visualização do processo de reparação por segunda intenção, sobretudo em relação à resposta vascular.

Clayman & Kuo¹⁰ (1997) enfatizaram que a interação tecidual com o feixe de laser é definida pelo volume de absorção do feixe pelo tecido alvo. Baseados na lei de Beer, notaram que o volume crítico de tecido requerido para absorver 90% da radiação incidente é definido pelo denominado coeficiente de ação recíproca. Isto significa que a absorção extremamente alta possibilita que a energia térmica do feixe de laser, adentrando um pequeno volume de tecido, remova-o sem danificar os tecidos vizinhos. Esta quantidade extrema de energia atuando em pequenas quantidades de tecido resulta em instantânea formação de bolhas de água, resultando em formação de vapor e em explosão eruptiva das células, no local do impacto. Os autores descreveram ainda os planos de destruição dos tecidos na ablação:

- a) primeiro plano – remove-se apenas a superfície do epitélio, parando em nível de membrana basal, sendo a reparação do tecido completada em 14 dias para lesões de tamanho

moderado e em três semanas para lesões maiores, não havendo formação de cicatrizes;

- b) segundo plano - remove-se todo o epitélio e parte da submucosa; para sua realização, direciona-se o feixe de laser de modo perpendicular ao tecido alvo; além disso, pode-se aumentar a densidade de força do feixe de laser. A cicatrização do tecido é um pouco mais lenta do que no caso anterior, mas também não ocorrem cicatrizes;
- c) terceiro plano – raramente utilizado por obliterar a totalidade da submucosa, causando demorada reparação, além de propiciar a formação de alguma cicatriz. Tem seu uso limitado a situações como remoções de quelóides ou diminuição do volume de cânceres inoperáveis.

Johnson et al.²³ (1997) realizaram estudo analisando os reagentes da fase aguda em reparação de pele após incisões feitas por três métodos: lâmina de bisturi, eletrocautério e laser de CO₂. Fez-se a análise quantitativa da resposta inflamatória em pele de rato pós-injúria realizada pelos métodos citados, medindo-se um reagente de fase aguda o T-Kininogênio (T-KGN). Examinaram ainda a relação do T-KGN e da catepsina B, L e H, que são outros mediadores da resposta inflamatória. Utilizaram trinta ratos, incisionando-se a pele do dorso com lâmina de bisturi, com eletrocautério em potência de 30 watts e com laser irradiado em modo contínuo e 20 watts de potência. Amostras dos tecidos foram

colhidas nos tempos: 1, 3 e 5 horas, um, três, sete, e 21 dias. Os resultados demonstraram aumento do T-KGN na primeira hora após as incisões serem feitas independentemente do modo, com pico em três dias e declinando após três semanas, com o grupo do laser demonstrando maiores níveis de concentração e duração. A catepsina apresentou níveis maiores no grupo do laser no início da reparação (3 a 5 horas), enquanto que os outros dois grupos mostraram picos entre três e sete dias. Histologicamente, passados 21 dias, notou-se uma boa reparação para todos os grupos. A maior concentração de T-KGN e catepsina nas primeiras horas após o uso do laser indicou que o seu uso causou uma maior ruptura tecidual e, conseqüente, maior e mais prolongada resposta inflamatória. Verificou-se, por este método de análise, que a irradiação por laser causou uma resposta inflamatória maior que nos outros métodos. Isto demonstrado pelo alto nível de T-KGN presente. Assim, durante a reparação tecidual, as citocinas liberaram localmente o T-KGN que, por sua vez, inibiu parcialmente a destruição dos tecidos promovida pelas catepsinas.

Trimas et al.⁵⁹ (1997) utilizaram a irradiação por laser de CO₂, no tratamento de lesões actínicas em pele de pacientes com histórico de queratose actínica e carcinoma espinocelular de face. Foram tratados 14 pacientes, usando-se um laser com potência de 16 a 18 watts, acoplado a um *scanner* que possibilitou uma ação mais rápida sobre o tecido, minimizando os efeitos da alta intensidade. Associando-se altos picos de

potência à curta exposição, promoveu-se a ablação mais controlada e segura dos tecidos. Em nenhum dos casos realizados, houve processos de recidiva após três meses de controle; também não se verificaram complicações intra-operatórias, bem como retardos no processo de reparação ou formação de cicatrizes, sendo que a média de tempo para a completa reparação foi de aproximadamente sete semanas.

Wilder-Smith et al.⁶⁴ (1997) investigaram os efeitos cirúrgicos e colaterais em tecidos moles quando do uso do laser de CO₂ em três modos de atuação (contínuo, superpulso e optipulso). Utilizando-se mandíbulas de porcos, fizeram incisões na sua borda inferior, em locais de diferentes espessuras de tecido, procedendo-se análise clínica e histológica. Os resultados obtidos demonstraram que a forma e a profundidade da incisão dependem do modo de atuação do laser e que seu dano térmico é resultado de uma complexa interação entre diferentes parâmetros variáveis do laser. O modo contínuo produziu uma incisão relativamente larga e perpendicular. Assim foi possível, pelo seu uso, realizar ablação ou cortar extensas áreas de tecido rápida e efetivamente, devendo-se apenas considerar os cuidados com estruturas ósseas adjacentes pois, neste estudo, uma potência excedente a 9 watts causou injúria no tecido ósseo, com carbonização nos tecidos moles de menor espessura. Nas mesmas espessuras de tecido onde o modo contínuo provocou carbonização óssea, com o uso do superpulso este tipo de dano não ocorreu. Além do que, as incisões obtidas foram mais estreitas

do que nos modos contínuo e em forma de "V". O uso do optipulso permitiu realizar incisões estreitas com um mínimo efeito sobre os tecidos adjacentes, fato este atribuído aos curtos pulsos 300 μ s e baixo grau de potência 0.7 a 1.2 watts. Logo, este modo de atuação é bem indicado em casos em que é necessária uma precisão muito alta no corte ou quando as condições dos tecidos adjacentes indiquem um mínimo de dano tecidual requerido.

Carew et al.⁶ (1998) enfatizaram que os efeitos do uso dos lasers diferem quando utilizados no trato aerodigestivo ou na pele, em virtude das marcantes diferenças na composição e distribuição dos elementos de absorção em cada tecido. Em seu estudo, avaliaram os efeitos do uso de dois tipos de laser, do eletrocautério e do bisturi convencional, na reparação de incisões em língua de ratos. Utilizaram os lasers de CO₂ em modo contínuo e 6 watts de potência e o de potássio titanil fosfato – KTP com 2 watts de potência. Todas as incisões foram suturadas com fio de polipropileno, fez-se a mensuração da perda de peso e biópsia após dez dias para análise histopatológica e de resistência à tração. Os resultados demonstraram que as maiores perdas de peso ocorreram após o uso dos lasers. Com relação à profundidade da injúria, esta apresentou-se menor nas incisões a bisturi, seguida em ordem crescente pelo eletrocautério, laser de CO₂ e de KTP. Esta ordem de resultados também se manteve para a resistência à tração, tendo o laser de KTP apresentado os piores resultados. As diferenças na profundidade

das feridas foram atribuídas à energia absorvida pelo tecido em cada laser. O laser de CO₂ tem sua energia absorvida pela água contida na língua em todos os níveis, assim, a energia foi absorvida pelas camadas mais superficiais, com mínima penetração. O mesmo não ocorreu com o laser de KTP que passou através do tecido superficial até encontrar elementos que absorveram sua energia, como a hemoglobina, encontrada em camadas mais profundas do tecido.

Fortune et al.¹⁷ (1998) avaliaram a cicatrização de tecidos irradiados com laser de CO₂, verificando qual a duração do modo pulsátil que traria menor dano tecidual. Foi utilizado um laser TruPulse com pulsos variando de 60-120 μ s, realizando-se três incisões de cada lado na mucosa bucal de dez cães, com respectivos tempos de pulso, 60, 100 e 120 μ s. As incisões foram então suturadas com fio cromic gut 4-0. Procedeu-se à análise histopatológica, bem como de tensiometria. Os resultados demonstraram, aos sete dias, um tecido de granulação maduro e aumento do número de fibroblastos e de células inflamatórias; a migração epitelial também já se completara e a zona de denaturação de colágeno estava parcialmente dissolvida. Aos 14 dias, a reparação estava completa. Notou-se que a injúria térmica foi menor com o uso de 60 μ s no pós-operatório imediato; após sete dias, não se observaram diferenças entre as feitas com 60 ou 100 μ s. Ambas, porém, menores do que as feitas com 120 μ s, diferença que se pronunciou aos 14 dias. No exame de tensiometria, o tecido irradiado em 60 μ s era uniformemente mais

resistente que os outros dois modos, diferença crescente com o passar dos dias. Os pulsos de 60 a 120 μ s retiveram as propriedades hemostáticas do laser, diminuindo a condução térmica aos tecidos adjacentes. Associou-se isto ao fato de que o tempo de descanso da mucosa oral é de aproximadamente 60 μ s, e que por isso, o pulso com esta frequência apresentou os melhores resultados.

Niccoli-Filho et al.⁴⁰ (1998) realizaram estudo clínico no qual trataram um paciente portador de lesão verrucosa compatível com as características de leucoplasia, mostrando um alto grau de displasia epitelial em mucosa bucal, na região de comissura e bilateral. Optaram pela irradiação com laser de CO₂, atuando em modo contínuo, desfocado e a 10 watts de potência. Vaporizou-se a área da lesão, removendo-se apenas o tecido patológico, mantendo-se uma margem de segurança de aproximadamente 5mm de distância das fibras musculares. Acompanhou-se o quadro clínico pós-operatório nos tempos de um, três, seis, nove, e 12 meses, não se notando qualquer intercorrência adversa ou presença de recidiva. O uso deste recurso como alternativa de tratamento possibilitou a remoção da hiperqueratose de maneira menos invasiva que os métodos convencionais a bisturi, minimizando, sobremaneira, o desconforto no pós-operatório.

Fulton & Shitabata²⁰ (1999) relataram o desenvolvimento de um novo modelo para a interação tecidual do laser de CO₂ em pele; isto justificado pelo fato de que a dano tecidual, após a sua irradiação,

apresentou um padrão diferente daquele modelo clássico de dano térmico que mostra uma zona de vaporização, de necrose e de dano térmico, dispostas num formato cônico e partindo da área de incidência do feixe de laser. Os autores observaram o efeito da cavitação espalhada cerca de 2 a 3 diâmetros além do ponto de contato físico do laser e a zona de homogeneização do colágeno, distanciando-se de 1 a 2 diâmetros da zona de contato físico. No seu experimento utilizaram o laser de CO₂ atuando em modo de ultrapulso, acoplado a uma peça de mão com energia de saída do feixe variando de 100 a 500mJ. Clinicamente, notou-se um extenso dano lateral visível além da área de incidência do feixe. Com relação à energia utilizada, valores de 250 e 350mJ mostraram os melhores resultados, proporcionando maior vaporização e menor cavitação e dano térmico. Notaram ainda que a coagulação térmica da derme facilitou a remoção das lesões, sem ocorrência de episódios hemorrágicos e com melhor visualização da profundidade da zona focal.

McNally et al.³⁵ (1999) avaliaram, por uso de microscopia eletrônica de varredura e por análise de resistência à tração, materiais que possam atuar como solda para tecidos associada à sua irradiação por laser. Neste experimento, utilizaram como material soldador uma proteína a albumina, associada à indocianina-verde (ICG) e uma albumina de soro bovino (BSA); estas proteínas homogeneizadas em determinadas concentrações produziram o material soldador de estado líquido ou sólido, que foi irradiado com um laser diodo de 808 nm de comprimento de onda,

após aplicação sobre vasos sanguíneos de boi previamente seccionados. Tanto o estado do material soldador como as variáveis inerentes ao laser foram analisadas, procurando-se encontrar um parâmetro ótimo de uso deste método. Notou-se que a resistência à tração tendeu a cair significativamente a medida em que se aumentou a irradiação. Os tecidos em reparação apresentaram os maiores valores de resistência à tração quando se fez a irradiação com $6.4W/cm^2$ de intensidade, por 50 segundos, sobre um soldador sólido na proporção de 60% de BSA e de 0,25mg/ml de ICG. Além disso, observou-se que as proteínas sólidas promoveram uma união mais estável dos tecidos em comparação ao material soldador na forma líquida, quando os tecidos foram imersos em meio hidratado.

Niccoli-Filho et al.⁴¹ (1999) analisaram a reparação clínica tecidual de mucosa bucal, após a remoção de extensas epulis fissuratum localizadas em maxila e mandíbula, em 15 pacientes, por vaporização com laser de CO₂ com 10 watts de potência. Após três dias, notaram a presença de reepitelização inicial sendo que, a completa reparação da mucosa deu-se com trinta dias. Os autores destacaram as dificuldades em se proceder à remoção dessas lesões de modo convencional, pois invariavelmente, ocorrem complicações como edema, dor intensa, dificuldade na deglutição, hemorragias e infecções, fatores que atrasam a seqüência de tratamento, no caso a realização de próteses totais. Os excelentes resultados obtidos na reparação dos tecidos pela técnica

utilizada no estudo, tais como ausência de complicações pós-operatórias, rápida cicatrização e manutenção de boas características estéticas e funcionais, possibilitaram realizar-se, mais rapidamente, o tratamento protético final.

Raldi et al.⁵¹ (1999) realizaram estudo clínico comparativo entre reparos de tecidos após sutura convencional e incisão a laser de CO₂. Para tanto, fizeram incisões em pele de dorso de doze ratos, dividindo-se em quatro grupos. No primeiro, três ratos tiveram a sua pele incisionada do lado esquerdo por lâmina de bisturi e suturada com fio de *nylon*; do outro lado, fez-se a irradiação por laser de CO₂ em modo contínuo e 5 watts de potência, sem sutura. No segundo grupo, o processo foi o mesmo, variando-se apenas a potência do laser para 10 watts. No terceiro grupo, da mesma forma, variou-se a potência do laser para 15 watts e no quarto grupo, para 20 watts. A reparação teve acompanhamento nos tempos: imediatamente após, três, sete, 14, 21 dias. Fez-se análise fotográfica dos animais em aumento de 1/1.2, realizando-se a comparação entre as incisões. Os resultados demonstraram no pós-operatório imediato, ausência de sangramento e edema sobre a área irradiada para todas as potências utilizadas, ao contrário do que se notou com a ferida por bisturi, que apresentou discreto edema e sangramento neste tempo. Após três e sete dias, notaram a presença de crosta sobre a ferida, mais acentuada nos tecidos irradiados por potências de 15 e 20 watts; aos 14 e 21 dias, de um modo geral, evidenciou-se o reparo

completo das feridas incisadas por ambas as técnicas utilizadas. A partir dos dados colhidos nos dias subseqüentes, verificou-se que a reparação da incisão por laser com 5 e 10 watts de potência foi similar àquelas feitas por incisão a bisturi e que as potências de 15 e 20 watts causaram maior necrose superficial, retardando a reparação tecidual. De um modo geral, as incisões por laser promoveram uma melhor visualização do campo operatório e um pós-operatório com menor intensidade de inflamação e edema.

Utley et al.⁶¹ (1999) compararam os efeitos histológicos do uso do laser de CO₂ e de Er:YAG, em tecido humano *in vivo*, avaliando os achados relativos à necrose térmica, grau de reepitelização, espessura da camada da pele e formação de novo colágeno. Para tanto, dez pacientes tiveram a região pré-auricular esquerda irradiada, sete dias antes de executar-se uma ritidectomia da região. O tecido foi irradiado da seguinte forma: apenas laser de CO₂ com potência de 6 watts; laser de CO₂ e a seguir de Er:YAG com 14 watts de potência, no mesmo sítio; somente laser de Er:YAG; laser de Er:YAG e de CO₂ sobre o mesmo sítio. Seguiu-se análise histopatológica após sete dias e os resultados indicaram que a reepitelização e formação de novo colágeno ocorreram em todos os grupos, decorrido esse tempo. Os modos de atuação do laser que provocaram menor injúria do colágeno e necrose térmica foram do laser de CO₂, seguido do Er:YAG no mesmo sítio. O uso de somente laser de Er:YAG também promoveu uma melhor resposta tecidual. Verificou-se

que quatro aplicações de laser de CO₂ removeram 250µm de tecido, enquanto que oito aplicações de laser de Er:YAG removeram 160µm de tecido. Notaram ainda que quanto menor foi o número de aplicações de laser de CO₂, sucedidas por irradiação de laser de Er:YAG, mais robusta foi a reepitelização. Estes achados foram atribuídos ao fato de que o tecido tem minimizada a necrose térmica provocada pelo laser de CO₂ quando, ao final do ato operatório, é irradiado com laser de Er:YAG, que removeria parte deste dano.

3 PROPOSIÇÃO

É propósito deste estudo analisar clinicamente a reparação da epiderme após síntese com sutura convencional, versus vaporização com laser de dióxido de carbono (CO₂), em ratos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Após aprovação do protocolo pela Comissão de Bioética da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, Processo nº 001/98 (Apêndice A), 24 ratos (*Rattus norvegicus albinus Wistar*), fêmeas, com peso aproximado de 200 gramas (g) e cerca de três meses de vida, foram submetidos a anestesia perfundida por via intramuscular, com solução composta de 1,0ml de cloridrato de tiazina^{*}(0,02g do sal) e 0,5ml de ketamina^{**}(0,05g do sal), na dosagem de 0,1ml para cada 100g de peso corpóreo.

Comprovada a efetividade anestésica, realizou-se a tricotomia da região dorsal do animal, suficiente para proceder-se à marcação com lápis dermatográfico de dois pontos longitudinalmente ao dorso do animal, na sua porção direita, mantendo-se a distância de dois centímetros entre a primeira e segunda marcação. Da mesma forma, outros dois pontos foram determinados, agora do lado esquerdo, respeitando-se a mesma distância das marcas anteriores, sendo que estes quatro pontos demarcados, no sentido transversal, apresentaram-se eqüidistantes entre si (Figura 1).

^{*} Rompun - Bayer S.A.

^{**} Francotar - Virbac do Brasil Ind. e Com. Ltda.

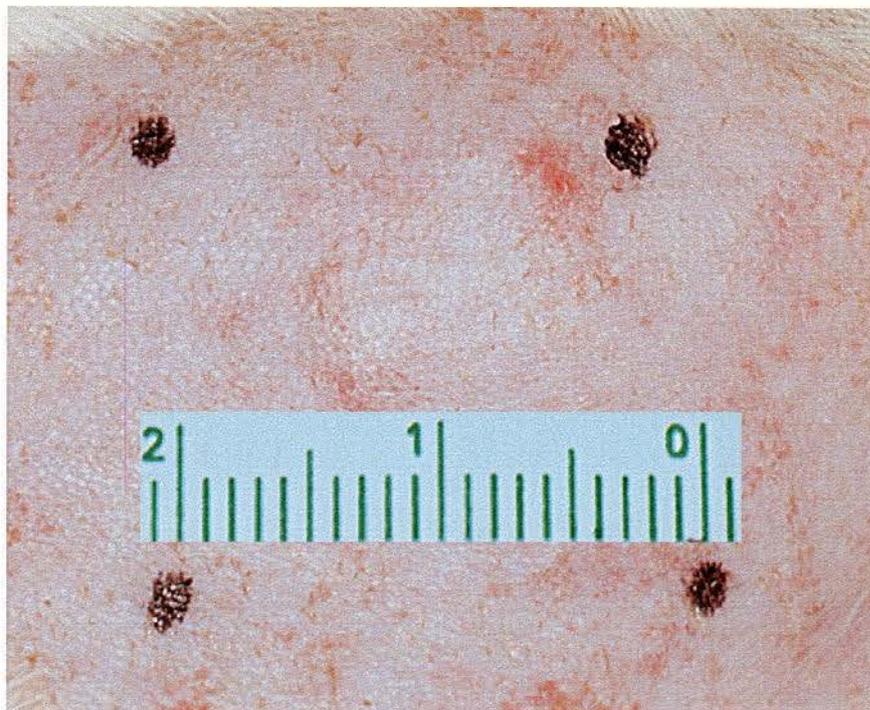


FIGURA 1 – Pontos paralelos distantes aproximadamente 2 cm, demarcados sobre a pele.

Em seguida, foram executadas duas incisões retilíneas no sentido longitudinal, com lâmina de bisturi* número 15, tendo como referência os pontos feitos anteriormente, que se limitaram às camadas da derme e epiderme, preservando-se a integridade da tela subcutânea (Figura 2).

Imediatamente após, na incisão do lado esquerdo, realizou-se a sutura dos bordos da ferida cirúrgica, através de dois pontos simples interrompidos com fio de sutura *mononylon* 4-0**, de tal modo que estes aproximaram os bordos da ferida, mantendo um íntimo contato entre as áreas cruentas do tecido incisionado (Figura 3).

*Solidor - Lamedid Com.

**Shalon Comércio e Indústria

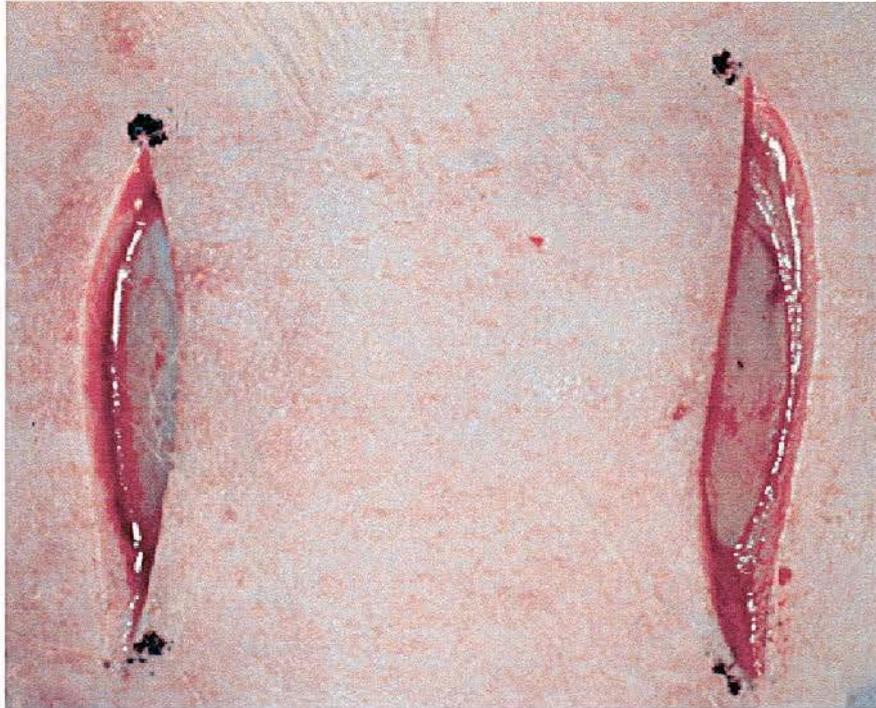


FIGURA 2 – Incisões realizadas longitudinalmente em nível de epiderme e derme, preservando-se a tela subcutânea, unindo os pontos demarcados.

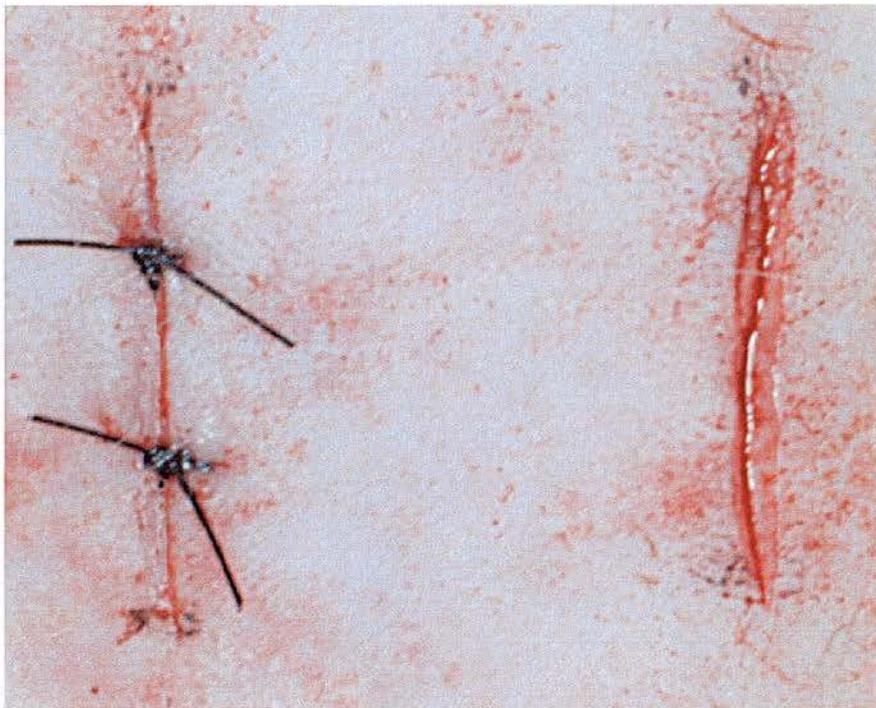


FIGURA 3 – Incisão do lado esquerdo suturada de modo convencional com fio de *nylon*.

A incisão do lado direito, por sua vez, teve seus bordos aproximados cuidadosamente através de pinça clínica metálica de superfície despolida, procedendo-se à vaporização com laser por toda sua extensão, buscando-se a coaptação das bordas do retalho (Figura 4).

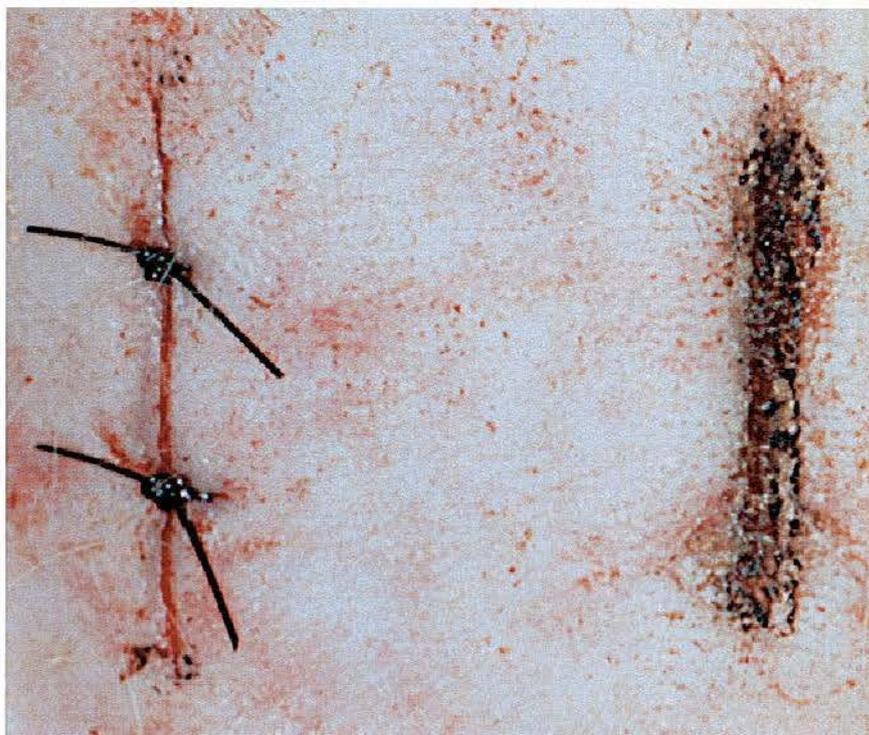


FIGURA 4 – Incisão do lado direito vaporizada com laser, após ter seus bordos aproximados.

Para procedermos à vaporização, utilizou-se um laser de Dióxido de Carbono* (CO₂) em modo contínuo, desfocado e com 8 watts de potência, sendo que todos os animais foram irradiados pelo mesmo profissional.

* Sharplan 15F - Israel - FAPESP - Processo 97/07645-2

Os profissionais que participaram da cirurgia estavam protegidos por óculos de segurança, máscaras e luvas de procedimento e, a vaporização das feridas foi realizada sob aspiração constante da nuvem de fumaça*

A avaliação clínica sobre a suficiência da união por vaporização com laser deu-se verificando-se a ausência de sangramento e/ou exsudato nos bordos da ferida, bem como por manipulação bidigital, transversal à área vaporizada, para comprovar-se a efetividade na sua união.

Os animais foram acomodados em gaiolas individuais, sendo mantidos no biotério da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP, com temperatura aproximada de 25°C e, alimentados com ração própria e água *ad libitum*.

A remoção das suturas deu-se após sete dias, sendo que, para se executar este procedimento, os animais foram anestesiados através da inalação de vapores de éter sulfúrico**.

A avaliação qualitativa da reparação de cada ferida foi comparativa, levando-se em conta os seguintes aspectos clínicos: qualidade da união dos bordos da ferida, presença de edema, coloração do tecido, sangramento e presença de exsudato.

A reparação de todos os animais foi acompanhada clinicamente nos seguintes tempos: imediatamente após a cirurgia; 24 horas; três; sete;

* Surgifresh - Texas, E.U.A.

** Dinâmica Indústria Química

14 e 21 dias, com tomadas fotográficas (magnitude - 1:1) de alguns animais em cada tempo, sendo a objetiva da câmera* direcionada perpendicularmente ao dorso dos animais e tendo o campo iluminado por *flash* automático. Há que se ressaltar que todos os filmes pertenciam a um mesmo lote e foram revelados em um único laboratório.

A partir da observação da aparência dos tecidos tanto *in loco*, como pelo aspecto obtido nas fotografias, descreveram-se os quadros clínicos que serviram de parâmetros para a análise comparativa dos resultados.

* Dental Eye II – YASHICA KYOCERA

5 RESULTADOS

Todos os animais foram acompanhados durante o período experimental, não ocorrendo nenhum sinal e/ou sintoma de morbidade.

5.1 Imediatamente após a incisão

Convencional

Nota-se claramente hemorragia antes da sutura, porém sem sinais de complicações. Os bordos da ferida foram perfeitamente coaptados e suturados, o que promoveu uma efetiva hemostasia (Figura 5). Evidenciou-se ainda uma discreta formação de edema.

Laser de CO₂

Após a aproximação e vaporização dos retalhos, os mesmos mostraram boa estabilidade, comprovada pela tração bidigital executada. Nota-se áreas de carbonização em toda sua extensão porém sem sinais de sangramento ou necessidade de sutura complementar (Figura 5).

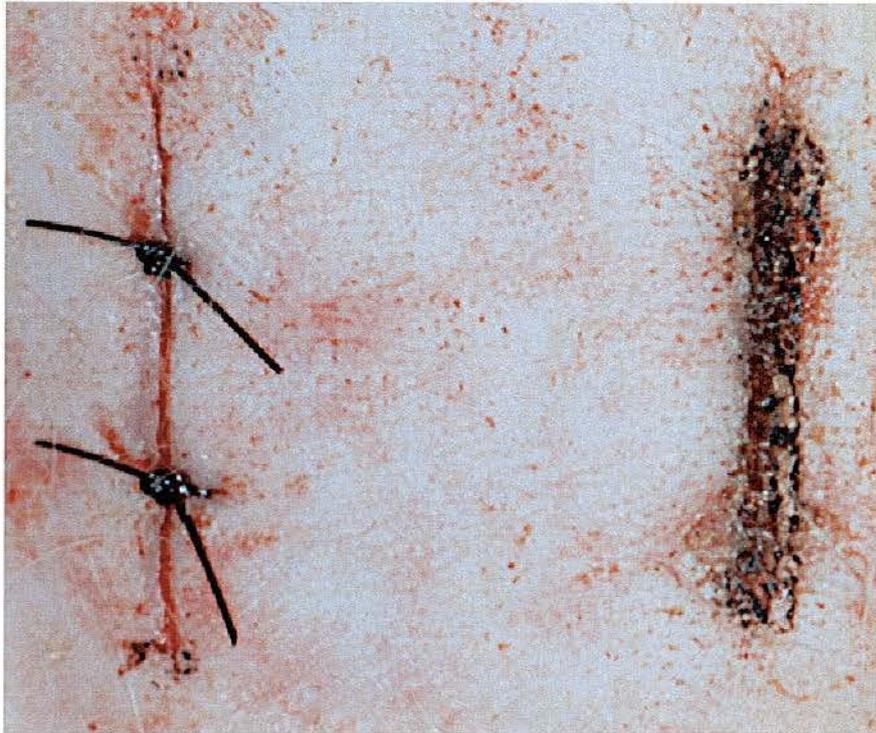


FIGURA 5 – Aspecto do tecido imediatamente após o ato cirúrgico.

5.2 Após 24 horas

Convencional

Na região incisa, presença de edema característico de pós-operatório e trauma inerente à sutura. Os bordos apresentam-se bem coaptados, sem sinais de inflamação e/ou infecção (Figura 6).

Laser de CO₂

Os retalhos unidos por vaporização apresentam-se com características clínicas bastante similares aos observados no grupo imediatamente após o ato cirúrgico, exceção feita aos sinais típicos de formação de crosta e ausência de edema. Nota-se também uma discreta diminuição da área de carbonização (Figura 6).

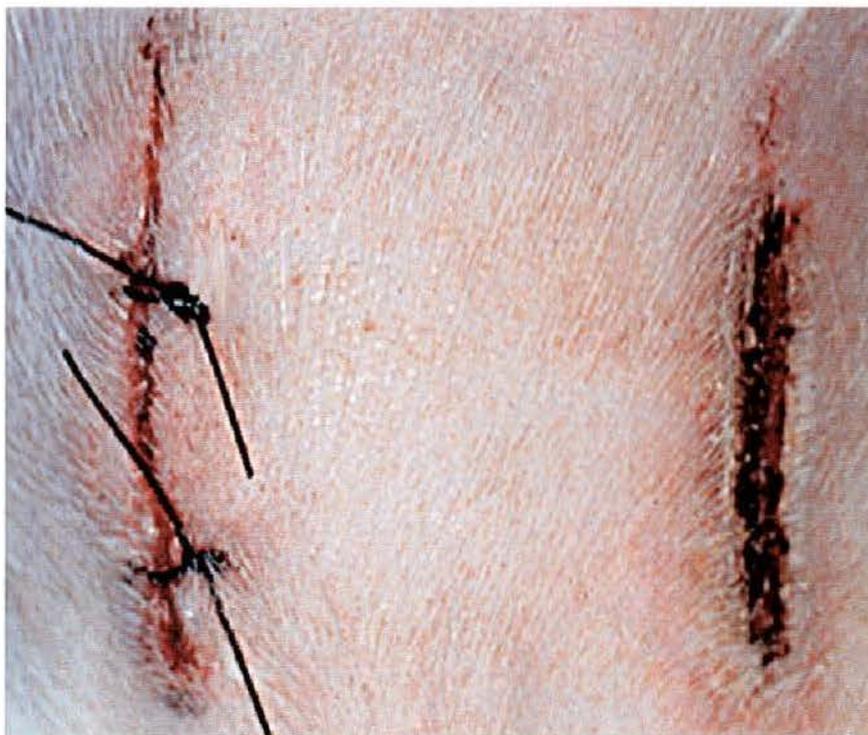


FIGURA 6 – Aspecto do tecido decorridas 24 horas.

5.3 Após três dias

Convencional

A incisão apresenta-se com bordos bem coaptados, com formação de crosta e diminuição do edema localizado sobretudo nas áreas circunjacentes aos fios de sutura (Figura 7).

Laser de CO₂

Observamos presença de tampão de fibrina de cor amarelada na região vaporizada, característica quando do uso deste tipo de radiação em tecidos moles e, ausência de crosta e edema (Figura 7).



FIGURA 7 – Aspecto das feridas após três dias.

5.4 Após sete dias

Convencional

Na remoção das suturas houve pequenos pontos de hemorragia provocados pelo ato em si. A reparação encontra-se, clinicamente, em fase final, com ausência de edema, início de formação cicatricial e, ainda, pequena zona de crosta localizada no local das suturas (Figura 8).

Laser de CO₂

A ferida apresenta-se, clinicamente, atrasada no seu tempo de reparo quando comparada ao modo convencional. Notam-se ainda resquícios de tampão de fibrina em boa parte de sua extensão (Figura 8).



FIGURA 8 – Aspecto do tecido com sete dias de pós-operatório, quando se procedeu à remoção das suturas.

5.5 Após 14 dias

Convencional

Visualiza-se o tecido cicatricial tanto na área incisa, quanto na de sutura, com características perfeitamente normais e eventual presença de crosta em algumas áreas de sutura (Figura 9).

Laser de CO₂

A área de tecido cicatricial é bem similar ao grupo submetido à sutura convencional porém nota-se ainda atraso, não havendo mais sinais do tampão de fibrina. O resultado estético é satisfatório, devido à ausência dos sinais cicatriciais provocados pela sutura no modo convencional (Figura 9).

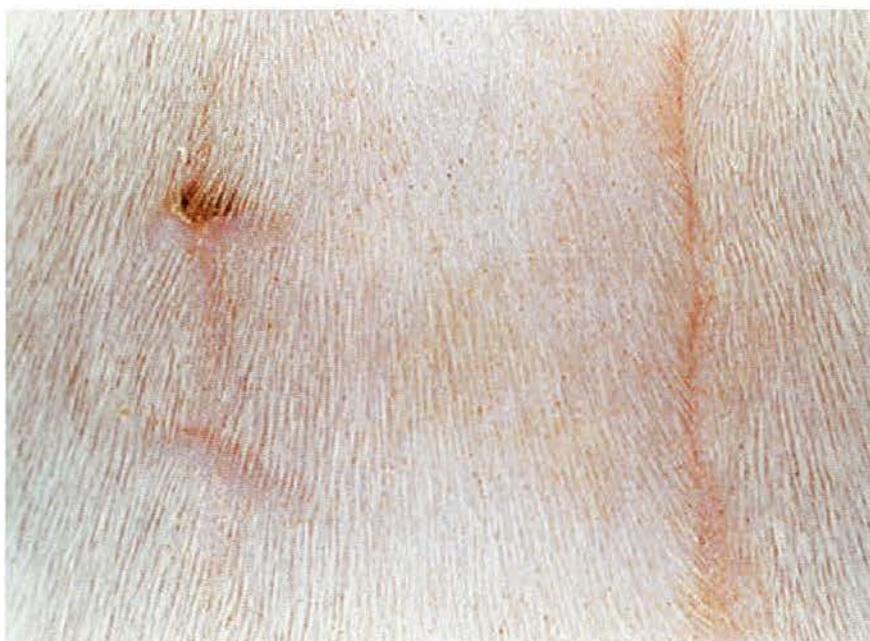


FIGURA 9 – Aspecto da reparação da pele após 14 dias.

5.6 Após 21 dias

Convencional

A área incisa e suturada apresenta-se totalmente reparada, sem sinais de formação quelóide, porém apresentando pequena formação cicatricial, sobretudo na região de suturas, muito embora a reparação do tecido esteja bastante satisfatória (Figura 10).

Laser de CO₂

Área incisa e vaporizada apresenta-se reparada. Clinicamente temos ótimo aspecto com a vantagem de não evidenciar as marcas que a sutura proporcionou no modo convencional. O atraso na cronologia de reparo observado nos tempos anteriores, quando comparado à sutura, não teve significância clínica (Figura 10).



FIGURA 10 – Aspecto da reparação do tecido decorridos 21 dias do ato cirúrgico.

6 DISCUSSÃO

Basicamente, quando a energia luminosa atua sobre um tecido ela pode ser dissipada, refletida ou absorvida. E, para que a interação com esse tecido possa ocorrer, esta deve ser absorvida, que é o que acontece quando da sua irradiação com laser. A absorção transforma a energia luminosa do laser em calor e o local onde esta ocorre nos tecidos é determinado pelo comprimento de onda do feixe emitido e pelos denominados cromóforos — elementos presentes no tecido que irão absorver a energia do laser. Já o grau de calor proporcionado é determinado pela intensidade e duração da exposição dos tecidos ao laser (Dover et al.¹⁴, 1990).

De um modo geral, a interação dos tecidos com o feixe de laser é definida pela lei de Beer, verificando-se que quanto maior for o poder de absorção de energia do laser, menor será o dano térmico aos tecidos adjacentes (Welch et al.⁶³, 1989) e, que o tipo de injúria é determinado pelo tipo de tecido em que se está atuando (Carew et al.⁶, 1998).

Especificamente para o laser de CO₂, a absorção é diretamente proporcional à quantidade de água dos tecidos. Tecidos muscular e ósseo, que contêm menor quantidade de água, sofrem grande dano

térmico tornando-se o controle da potência do laser fator fundamental para o controle da injúria (Small et al.⁵⁶, 1979; Clayman & Kuo¹⁰, 1997).

Para Frenz et al.¹⁹ (1988), o controle da intensidade da emissão de energia é fundamental para minimizar o transporte de material biológico da superfície para o fundo da área de tecido irradiado.

Em nosso estudo, o laser de CO₂ foi utilizado em modo contínuo, sendo possível controlar-se a extensão do dano térmico, desfocando-se o seu feixe e, conseqüentemente, reduzindo-se sua intensidade.

Como alternativa para controlar o dano tecidual, autores como Schröder et al.⁵⁴ (1989) enfatizaram a utilização do modo pulsátil ao contínuo. Fortune et al.¹⁷ (1998) atribuíram este fato ao tempo de descanso tecidual necessário para absorção da energia estar em torno de 60µs, tendo o modo pulsátil freqüência similar, o que contribui para um menor dano.

Nessa mesma linha de raciocínio, Kamat et al.²⁴ (1984) observaram que o uso de baixas doses de exposições do laser sobre o tecido propicia um dano seletivo da epiderme, com um melhor controle da injúria. Para uso do laser de CO₂ em pele humana tem-se procurado ainda controlar o dano térmico, utilizando-o em intensidades bastante reduzidas (250 a 350 mJ), como é o caso do modo ultrapulso (Fulton & Shitabata²⁰, 1999).

Kauvar et al.²⁶ (1996) demonstraram histologicamente que o laser de CO₂, tanto em modo pulsado como contínuo, é ferramenta ideal nos

casos de enxerto de pele, devido à possibilidade de uma ablação superficial (20-50 μm) com mínimo dano térmico residual. Apesar de que, à medida que se reduz o tempo de exposição do laser sobre o tecido, maior é a temperatura necessária para promover a coagulação das fibras colágenas (Zweig et al.⁶⁶, 1990).

Autores como Dobry et al.¹³ (1989) citaram que, se por um lado a utilização de uma intensidade maior contribui para um ato operatório mais rápido, causa um maior dano tecidual e que por sua vez, o uso de modos como o pulsátil e superpulso promove um dano térmico menor porém com um tempo de atuação maior sobre o tecido. Estudos recentes têm procurado associar o uso de diferentes tipos de laser, como o de CO_2 e de Er:YAG na vaporização de tecidos, demonstrando resultados favoráveis no que concerne a um menor dano tecidual (Utlely et al.⁶¹, 1999).

Em nosso experimento, utilizamos o laser com potência de 8 watts, em modo contínuo e com feixe desfocado, o que possibilitou, na atuação em pele de ratos, um melhor controle da sua área de atuação, limitando a injúria à epiderme, com mínima atuação em tecidos adjacentes. Aspecto este comprovado por Raldí et al.⁵¹ (1999) que obtiveram os melhores resultados de reparação tecidual em pele de ratos quando se fez a irradiação com laser de CO_2 com potências entre 5 e 10 watts.

Foi possível notar clinicamente, imediatamente após o ato cirúrgico, que a área de tecido carbonizado abrangia estritamente a área

incisa. Este aspecto de limitação do dano vai ao encontro dos achados de Robinson et al.⁵² (1987) que estudaram a união de tecidos por vaporização com laser de CO₂.

A união das incisões por vaporização com laser, conforme relatado por nós, foi realizada apenas aproximando-se os bordos do retalho com uma pinça clínica antes da irradiação, o que proporcionou a união dos tecidos de modo satisfatório.

No sentido de procurar promover uma melhor união de tecidos por vaporização a laser autores como Menovsky et al.³⁶ (1996) e McNally et al.³⁵ (1999) estudaram a associação de proteínas que atuariam como "solda" no momento da vaporização, em tecidos como vasos e nervos, apresentando resultados que comprovaram sua efetividade, embora ainda não estejam bem elucidados aspectos inerentes ao seu uso, tais como a possibilidade de ocorrência de aneurismas ou a promoção de cicatrizes.

Em vasos sangüíneos Kopchok et al.²⁷(1988), obtiveram melhores resultados quando o tecido foi unido com laser de argônio, pois este atua sem denaturar o colágeno, diferentemente do fato verificado clinicamente pela carbonização superficial do tecido quando do uso do laser de CO₂. Muito embora para Fisher et al.¹⁶ (1983), a irradiação com laser de CO₂ possibilita a formação de um material carbonizado que impermeabiliza o tecido, protegendo-o, de certa forma, contra agressões de agentes externos.

Com relação ao pós-operatório, notamos uma reduzida contração tecidual no tecido vaporizado, fato este explicado pelos autores devido à menor quantidade de miofibroblastos presentes, diferentemente do que ocorre nos tecidos em reparação, unidos de modo convencional (Fisher et al.¹⁶, 1983 ; Frame¹⁸, 1985). Já Luomanem et al.³² (1987), explicaram esta menor contração tecidual pelo fato do laser não promover a remoção de colágeno.

Diferentemente do laser, a ferida suturada apresentava aos três dias, discreto edema e presença de crosta, características típicas do processo de reparação de feridas unidas por primeira intenção (Gillman*, 1968, citado em Carvalho & Okamoto⁷, 1987; Cotran et al.¹¹, 1994).

Observamos um atraso na reparação tecidual na área vaporizada quando comparada ao modo convencional, marcadamente nos primeiros sete dias pós-cirurgia. Vários autores comprovaram este aspecto, tanto clínica como histologicamente (Hall²², 1971; Small et al.⁵⁶, 1979; Fisher et al.¹⁶, 1983; Kamat et al.²⁵, 1986; Luomanen et al.³³, 1987; Robinson et al.⁵², 1987; Ben-Baruch et al.⁵, 1988; Schünke et al.⁵⁵, 1995; Speyer et al.⁵⁷, 1996; Clayman & Kuo¹⁰, 1997; Fortune et al.¹⁷, 1998; Niccoli-Filho et al.⁴⁰, 1998; Raldi et al.⁵¹, 1999).

Cotran et al.¹¹ (1994), observando os mecanismos que envolvem o processo de reparo em tecidos incisos e suturados de modo convencional, verificaram que o tecido lesado é substituído, através da

* Idem página 16

regeneração de células parenquimatosas nativas e do preenchimento do defeito com tecido cicatricial fibroblástico, sendo que este processo está intimamente ligado à resposta inflamatória. A inflamação aguda é, por sua vez, caracterizada pelo aumento de fluxo sanguíneo para a região agredida, resultando em dilatação arteriolar e abertura de leitos capilares, que levam ao acúmulo de exsudato rico em proteínas e à migração de células inflamatórias como os leucócitos.

Para os autores, a reparação tecidual envolve ainda fenômenos como a liberação de fatores de crescimento, fundamentais no processo de angiogênese e na reepitelização. Além disso, há que se considerar a ação das matrizes extracelulares como a fibronectina, laminina e tenascina dentre outras, responsáveis pela formação de tecido conjuntivo. A falta de suprimento sanguíneo e presença de corpos estranhos na ferida impediriam a liberação destes fatores, alterando a cronologia da reparação tecidual.

Corroborando estes aspectos Schünke et al.⁵⁵ (1995) ponderaram sobre os vários fatores responsáveis pelo atraso no processo reparativo quando da utilização do laser de CO₂, destacando a necrose térmica que implica em danos endoteliais e trombose de capilares e veias, comprometendo a liberação da laminina, que atua na liberação de fatores como os de replicação celular. Destacaram, ainda, o retardo na migração de fibroblastos que compromete a formação de tecido de granulação e a

deficiência de fibronectina plasmática, de fundamental importância no processo de reepitelização.

Muito embora Luomanen & Virtanen³² (1993) tenham observado que tecidos, submetidos à irradiação com laser de CO₂ a 10 watts de potência, não alteraram a habilidade dos fibroblastos produzirem tenascina.

Kamat et al.²⁵ (1986), deduziram que o atraso na reparação de tecidos irradiados com laser de CO₂ deveu-se à desnaturação superficial do colágeno que age como mediador químico da inflamação.

No entanto, autores como Yu et al.⁶⁵ (1994), em análise imunohistoquímica de feridas incisadas por laser de CO₂, notaram a presença de um número maior de células inflamatórias no local da ferida, maior do que o comumente obtido em métodos histológicos e análise em microscopia óptica. Johnson et al.²³ (1997), também encontraram um aumento na resposta inflamatória de tecidos irradiados por laser de CO₂, comprovada pelo aumento dos níveis de um agente de fase aguda o T-KGN, nas primeiras horas de pós-operatório.

Existe, no entanto, um consenso entre os autores de que o atraso na reparação em feridas produzidas pelo laser de CO₂ não é representativo quando do resultado final, fato que podemos comprovar em nosso estudo pela similaridade do quadro clínico, para ambas as situações estudadas, ao final de 21 dias (McGrew & Graham³⁴, 1981; Bellina et al.⁴, 1984; Frame¹⁸, 1985; Robinson et al.⁵², 1987; Luomanen et

al.³³, 1987; Ben-Baruch et al.⁵, 1988; Walsh et al.⁶², 1996; Clayman & Kuo¹⁰, 1997; Trimas et al.⁵⁹, 1997; Niccoli-Filho et al.⁴¹, 1999).

Apesar de Hall²² (1971) contra-indicar o uso do laser de CO₂ em pele, por ter notado um menor grau de resistência à tensão do tecido após 21 dias quando comparado ao modo convencional, apesar de atestar que esta atingiu valores equivalentes, decorridos quarenta dias.

Em nosso estudo, o pós-operatório do tecido irradiado por laser transcorreu sem episódios hemorrágicos, ou presença de infecções. Vários autores que utilizam este tipo de laser em cirurgias de tecidos moles atentam para essas características como aspectos favoráveis da sua utilização (McGrew & Grahan³⁴, 1981; Bellina et al.⁴, 1984; Kamat et al.²⁴, 1984; Leuchter et al.³⁰, 1984; Frame¹⁸, 1985; Chomette et al.⁹, 1989; Walsh et al.⁶², 1996; Trimas et al.⁵⁹, 1997; Niccoli-Filho et al.⁴¹, 1999).

Levando-se em conta as vantagens e desvantagens descritas pelos autores relativas ao uso dos materiais utilizados nas suturas convencionais, vê-se que há dificuldades em indicar-se aquele que possibilite uma efetiva união dos tecidos, sem atuar como agente irritante (Lilly et al.³¹, 1972; Castro et al.⁸, 1974; Carvalho & Okamoto⁷, 1987; Tocci & Kuga⁵⁸, 1991; Nary-Filho et al.³⁷, 1996).

Sendo assim, os resultados do estudo por nós apresentado sugerem que o uso do laser na união de tecidos incisos é uma alternativa para os métodos convencionais, na medida em que promoveu uma adequada reparação tecidual sem a presença de cicatrizes.

Estes resultados, quando extrapolados para a atuação em seres humanos, traduziriam-se na possibilidade de aliar-se um resultado clínico satisfatório, representado por uma melhor qualidade tanto do ponto de vista estético, como em relação ao conforto pós-operatório para o paciente.

7 CONCLUSÕES

Dentro da metodologia usada por nós e dos resultados obtidos, julgamos poder concluir que:

- a) a vaporização da pele de ratos com laser de dióxido de carbono CO₂ proporcionou a união dos bordos das feridas incisadas a bisturi, de modo satisfatório, promovendo uma imediata hemostasia, aspecto este, também observado no modo convencional de sutura;
- b) a reparação do tecido vaporizado por laser de (CO₂) apresentou atraso na fase inicial da reparação (até os 14 dias pós-operatório), quando comparada ao modo convencional em pele de ratos;
- c) clinicamente, a união dos retalhos por vaporização com laser de CO₂ possibilitou a reparação de modo similar ao obtido do modo convencional, decorridos 21 dias de pós-operatório;

- d) a utilização desta alternativa de técnica proporcionou, do ponto de vista estético, em relação ao modo convencional, a vantagem de ter-se o tecido reparado sem a presença de possíveis marcas nos locais de sutura;

- e) os resultados deste estudo sugerem que a técnica de união tecidual por irradiação com laser de CO₂ possa ser utilizada em tecidos moles, onde muitas vezes, seria uma alternativa para as técnicas de síntese tecidual convencionais, visando a contribuir com o binômio conforto/estética para o paciente.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS *

- 1 ALAMILLOS-GRANADOS, F.J., et al. Carbon dioxide laser vermilionectomy for actinic cheilitis. *J.Oral Maxillofac.Surg.*, v.51, p.118-21, 1993.
- 2 BARAK, S., KAPLAN, I. The CO₂ laser in the excision of gingival hyperplasia caused by nifipidine. *J.Clin.Periodontol.*, v.15, p.633-5, 1988.
- 3 BARAK, S, KAPLAN, I. ,ROSENBLUM, I. The use of the CO₂ laser in oral and maxillofacial surgery. *J.Clin.Laser Med. Surg.*, p.69-70, Oct. 1990.
- 4 BELLINA, J.H. et al. Carbon dioxide laser and electrosurgical wound study with an animal model: a comparison of tissue damage and healing patterns in peritoneal tissue. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, v.148, n.3, p.327-34, 1984.
- 5 BEN-BARUCH, G. et al. Comparison of wound healing between chopped mode-superpulse mode CO₂ laser and steel knife incision. *Lasers Surg.Med.*, v.8, p.596-9, 1988.

* Baseado em:
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Rio de Janeiro. *Referências bibliográficas NBR 6023*. Rio de Janeiro, 1989. 19p.

- 6 CAREW, J.F. et al. Effect of scalpel, electrocautery, and CO₂ and KTP lasers on wound healing in rat tongues. *Laryngoscope*, v.108, n.3, p.373-80, Mar.1998.
- 7 CARVALHO, A.C.P., OKAMOTO, T. *Cirurgia Bucal - Fundamentos Experimentais Aplicados à Clínica*, São Paulo, Panamericana, 1987,139p.
- 8 CASTRO, H.L., OKAMOTO, T., CASTRO, A.L. Reação tecidual a alguns tipos de fios de sutura: avaliação biológica em ratos. *Rev.Fac.Odontol.Araçatuba*, v.3, n.1, p.101-8, 1974.
- 9 CHOMETTE, G. et al. Effets tissulaires du alser CO₂ en chirurgie stomatologique. *Arch.Anat.Cytol.Pathol.*, v.37, n.5-6, p.219-23, 1989.
- 10 CLAYMAN,L., KUO, P. *Lasers in maxillofacial surgery and dentistry*. New York: Thieme, 1997. 184 p.
- 11 COTRAN, R.S., KUMAR, V., ROBBINS, S.L. *Robbins: patologia estrutural e funcional*. 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994. cap.2, p.31-83.
- 12 CROCKETT, D.M. et al. Benign lesions of the nose, oral cavity, and oropharynx in children: excision by carbon dioxide laser. *Ann.Otol.Rhinol.Laryngol.*, v.94, p.489-93, 1985.

- 13 DOBRY, M.M. et al. Carbon dioxide laser vaporization: relationship of scar formation to power density. *J. Invest. Dermatol.*, v.93, p.75-7, 1989.
- 14 DOVER, S.F. et al. *Illustrated cutaneous lasers surgery: a practitioner's guide*. Norwalk: Appleton & Lange, 1990. p.142.
- 15 FERREIRA, L., NARY FILHO, H., CARVALHO JÚNIOR, J.A.R. Aplicação do laser em Odontologia: um enfoque buco-maxilo-facial. *Salusvita*, v.15,n.1, p.237-55, 1996.
- 16 FISHER, S.E. et al. A comparative histological study of wound healing following CO₂ laser and conventional surgical excision of canine buccal mucosa. *Archs. Oral Biol.*, v.28, n.4, p.287-91, 1983.
- 17 FORTUNE, D.S. et al. Effect of pulse duration on wound healing using a CO₂ laser. *Laryngoscope*, v.108, p.843-8, June 1998.
- 18 FRAME, J.W. Removal of oral soft tissue pathology with the CO₂ laser. *J.Oral Maxillofac.Surg.*, v.43, p.850-5, 1985.
- 19 FRENZ, M. et al. Transport of biologically active material in laser cutting. *Lasers Surg. Med.*, v.8, p.562-6, 1988.
- 20 FULTON, J.E., SHITABATA, P.K. CO₂ laser physics and tissue interactions in skin. *Lasers Surg. Med.*,v.24, n.2, p.113-21, 1999.

- 21 GRAZIANI, M. Técnica cirúrgica In: GRAZIANI, M. *Cirurgia bucomaxilofacial*. 8 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995. Cap.4, p.37-52.
- 22 HALL, R.R. The healing of tissues incised by a carbon-dioxide laser. *Brit.J.Surg.*, v.58, n.3, p.222-25, Mar. 1971.
- 23 JOHNSON, M.A. et al. Comparison of CO₂ laser, electrocautery, and scalpel incisions on acute-phase reactants in rat skin. *Am.Surg.*, v.63, p.13-6, Jan. 1997.
- 24 KAMAT, B.R. et al. Low-fluence CO₂ laser irradiation: selective epidermal damage to human skin. *J.Invest.Dermatol.*, v.85, n.3, p.274-8, Sept. 1984.
- 25 KAMAT, B.R. et al. Cutaneous tissue repair following CO₂ laser irradiation. *J. Invest. Dermatol.*, v.87, n.2, Aug. 1986.
- 26 KAUVAR, A.N.B., WALDORF, H.A., GERONEMUS, R.G. A histopatological comparison of "char-free" carbon dioxide lasers. *Dermatol.Surg.*, v.22, p.343-8, 1996.
- 27 KOPCHOK, G.E. et al. CO₂ and Argon laser vascular welding: acute histologic and thermodynamic comparison. *Laser Surg.Med*, v.8, p.584-8, 1988.
- 28 LANZANFAME, R.J., HINSHAW, J.R. Laser education, laser usage, and surgical attitudes: a challenge for the future. *J.Clin.Laser Med.Surg*. v.10, n.4, p.279-81, 1992.

- 29 LEHNERT, M.W. Lasers in medicine and dentistry. *North. Dent.*, p.17-21, Jan./Feb. 1996.
- 30 LEUCHTER, R.S. et al. Treatment of vulvar carcinoma *in situ* with the CO₂ laser. *Gynecol. Oncol.*, v.19, p.314-22, 1984.
- 31 LILLY, G.E. et al. Reaction of oral tissues to suture materials-IV. *Oral Surg.Oral Med.Oral Pathol.*, v.33, n.1, p. 152-7, Jan.1972.
- 32 LUOMANEN, M., VIRTANEN, I. Distribuiton of tenascin in healing incision, excision and laser wounds. *J.Oral Pathol.Med.*, v.23, p.41-5, 1993.
- 33 LUOMANEN, M., MEURMAN, J.H., LEHTO, V-P Extracellular matrix in healing CO₂ laser incision wound. *J. Oral Pathol*, v.16, p.322-31, 1987.
- 34 MCGREW, R.N., GRAHAM, M.A. Clinical applications of the CO₂ laser in neoplastic lesions of the aerodigestive tract. *South.Med.J.*, v.74, n.7, p.802-4, July 1981.
- 35 McNALLY, K.M. et al. Optimal parameters for laser tissue soldering. Part.I: tensile strenght and scanning electron microscopy analysis. *Lasers Surg.Med.*, v.24, p.319-31, 1999.
- 36 MENOVSKY, T., BEEK, J.F., VAN GEMERT, M.J.C. Laser tissue welding of dura mater and peripheal nerves: a scanning electron microscopy study. *Lasers Surg.Med.*, v.19, p.152-8, 1996.

- 37 NARY FILHO, H., OKAMOTO, T., PADOVAN, L.E.M. Estudo comparativo da resposta tecidual frente a fios de sutura de catgut e poliglicaprone 25 em subcutâneo de ratos. *Salusvita*, v.15, n.1, p.127-42, 1996.
- 38 NICCOLI-FILHO, W., OKAMOTO, T. Effect of heliun-neon laser on the healing of extraction wounds: histological study in rats. *J.Laser Applic.*, v.6, p.237-40, 1994.
- 39 NICCOLI-FILHO, W. et al. Intrapulpar temperature during continuous CO₂ laser irradiation in human molars: an in vitro study. *J.Laser Applic.*, v.9, n.6, p.291-4, 1997.
- 40 NICCOLI-FILHO, W., et al. Use of carbon dioxide laser for the treatment of early squamous cell carcinoma and severe leukoplakia. *Acta Stomatol.Croat.*, v.32, n.4, p. 621-5, 1998.
- 41 NICCOLI-FILHO, W. et al. Removal of epulis fissuratum associated to vestibuloplasty with carbon dioxide laser. *Lasers Med.Sci*, v.14, p.203-6, 1999.
- 42 OKAMOTO, T., SEGANTINI, R.C.F., GABRIELLI, M.F.R. Influência da sutura com fio de algodão, na reparação do epitélio da mucosa gengival e alvéolo dental, após exodontia do incisivo superior de ratos. Estudo histológico. *Rev. Paul. Odontol.*, v.7, p. 34-46, 1985.
- 43 OLIVEIRA, J.A.G.P., OKAMOTO, T. VERRI, R.A. Reação tecidual, aos fios de sutura de algodão e de seda, estudo comparativo em ratos. *Rev. Fac. Odontol. Ribeirão Preto*, v.22, n.2, p.61-8, jul./dez. 1985.

- 44 PATEL, C.K.N. Continuous-Wave laser action on vibrational-rotational transitions of CO₂. *Phys.Rev.*, v.136, p.12-8, 1964.
- 45 PATEL, C.K.N. Selective excitation through vibrational energy transfer and optical maser action in N₂- CO₂. *Phys.Rev.Letters*, v.13, n.21, 17-9, 1964.
- 46 PECARO, B.C., GAREHIME, W.J. The CO₂ laser in oral and maxillofacial surgery. *J.Oral Maxillofac.Surg.*, v.41, p.725-8, 1983.
- 47 PICK, R.M. Using laser in clinical dental practice. *J.Am.Dent.Assoc.*, v.124, p.37-47, Feb.,1993.
- 48 PICK, R.M., PECARO, B.C. Use of the CO₂ laser in soft tissue dental surgery. *Lasers Surg.Med.*, v.7, p.207-13, 1987.
- 49 PINHEIRO, A.L.B., FRAME, J.W. Laser em odontologia. *Rev. Gaúcha Odontol.*, v.40, n.5, p.327-32, set./out. 1992.
- 50 POGREL, M.A. The carbon dioxide laser in soft tissue preprosthetic surgery. *J.Prosthet.Dent.*, v.61, n.1-2, p.203-8, Feb.1989.
- 51 RALDI, F.V., NICCOLI-FILHO, W., PRAKKI, P. Estudo clínico comparativo entre reparo após sutura convencional e incisão à laser de dióxido de carbono (CO₂) com diferentes potências., *Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos*, v.2, n.1, p.29-35, jan./jun.1999.

- 52 ROBINSON, J.K. et al. Wound healing in porcine skin following low-output carbon dioxide laser irradiation of the incision. *Ann. Plast. Surg.*, v.18, n.6, p.499-505, June 1987.
- 53 ROMANOS, G.E., NENTWIG, G.H. Present and future of lasers in oral soft tissue surgery: clinical applications. *J.Clin.Laser Med.Surg.*, v.143, n.4, p.179-84, 1996.
- 54 SCHRÖDER, T. et al. Comparison of surgical lasers and conventional methods in skin incisions. *Scand.J.Plast.Reconstr.Surg.*, v.23, p.187-90, 1989.
- 55 SCHÜNKE, M. et al. Characteristic features of wound healing in lasers induced incisions. *Lasers Otorhinolaryngol.H.N.Surg.*, v.49, p.8-14, 1995.
- 56 SMALL, I.A. et al. Observation of carbon dioxide laser and bone bur in the osteotomy of rabbit tibia. *J.Oral Surg.*, v.37, , p.159-66, Mar. 1979.
- 57 SPEYER, M. et al. Thermal injury patterns and tensile strength of canine oral mucosa after carbon dioxide laser incisions. *Laryngoscope*, v.106, p.845-50, July 1996.
- 58 TOCCI, M.C., KUGA, M.C. Fios de sutura em cirurgia BMF: análise crítica. *Rev. Gaúcha Odontol.*, v.39, n.3, p.163-8, mai./jun.1991.

- 59 TRIMAS, S.J., ELLIS, D.A.F., METZ, R.D. The carbon dioxide laser: an alternative for the treatment of actinically damaged skin. *Dermatol.Surg.*, v.23, n.10, p.885-9, Oct. 1997.
- 60 TUFFIN, J.R., CARRUTH, J.A.S. The carbon dioxide surgical laser. *Br.Dent.J.* v.149, n.4, p.255-8, 1980.
- 61 UTLEY D.S., KOCH R.J., EGBERT, B.M. Histologic analysis of the thermal effect on epidermal and dermal structures following treatment with the superpulsed CO₂ laser and the erbium: YAG laser: an in vivo study. *Lasers Surg. Med.*, v.24,n.2, p.93-102, 1999.
- 62 WALSH, L.J., L'ESTRANGE, P.R.L., SEYMOUR, G.J. High magnification in situ viewing of wound healing in oral mucosa. *Aust.Dent.J.*, v. 41, n.2, p.75-9, 1996.
- 63 WELCH, A.J. et al. Heat generation in laser irradiated tissue. *J.Biom.Eng.*, v.111, n.1, p.62-8, Feb.1989.
- 64 WILDER-SMITH, P., DANG, J., KUROSAKI, T. Investigating the range of surgical effects on soft tissue produced by a carbon dioxide laser. *J.Am.Dent.Assoc.*, v.128, p.583-8, May 1997.
- 65 YU, W., NAIM, J.O., LANZAFAME, R.J. Expression of growth factors in early wound healing in rat skin. *Lasers Surg. Med.*, v.15, p.281-9, 1994.
- 66 ZWEIG, A.D. et al. Lateral thermal damage along pulsed laser incisions. *Lasers Surg.Med.* v.10, p.262-74, 1990.

APÊNDICE A – Documento que certifica que o uso dos animais deste experimento esta de acordo com os princípios da bioética.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JULIO DE MESQUITA FILHO”
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

CERTIFICADO

CERTIFICAMOS que o protocolo no. 001/98, sobre “Estudo comparativo entre reparo após sutura convencional e vaporização à laser de Dióxido de Carbono (CO₂) em ratos”, sob a responsabilidade de **Walter Domingos Niccoli Filho**, está de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal adotada pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA) e foi aprovado pela COMISSÃO DE ÉTICA NA EXPERIMENTAÇÃO ANIMAL (CEEA).

São José dos Campos, 10 de março de 1998

FRANKILIN EDGARD DE MOURA CAMPOS
Presidente do Comitê Provisório de Ética em Pesquisa

PAES-JUNIOR, T.J.A. *Estudo clínico comparativo entre sutura convencional e vaporização a laser de dióxido de carbono (CO₂) em pele de ratos*. São José dos Campos, 2000. 98p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

Este estudo propôs-se a comparar clinicamente a reparação de retalhos em pele de rato unidos por sutura, com aqueles vaporizados com laser de dióxido de carbono (CO₂). Para tanto, foram utilizados 24 ratos, sendo feitas duas incisões longitudinais na pele de seus dorsos por lâmina de bisturi. Nas incisões do lado esquerdo, procedeu-se à união dos retalhos com fios de sutura de *nylon*. Nas incisões do lado direito, os bordos da ferida foram aproximados e fez-se a vaporização com laser de CO₂, em modo contínuo, feixe desfocado e com 8 watts de potência. A reparação dos tecidos foi acompanhada clinicamente por tomadas fotográficas, nos seguintes tempos: imediatamente após o ato cirúrgico, 24 horas, três, sete, 14 e 21 dias. Os resultados demonstraram um atraso inicial da reparação das feridas vaporizadas com laser em relação à sutura, no entanto, ao final de 21 dias, ambos os tecidos em reparação apresentavam o mesmo aspecto clínico. Estes achados sugerem que o laser de CO₂ pode ser utilizado como substituto eventual das suturas.

Palavras-chave: Laser de dióxido de carbono; sutura; reparação tecidual

PAES-JUNIOR, T.J.A. *Clinical comparison between conventional suture and vaporization with dioxide carbon laser (CO₂) in rats skin*. São José dos Campos, 2000. 98p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.

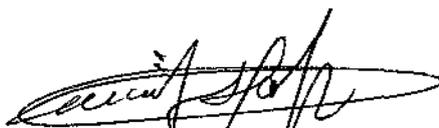
ABSTRACT

The proposal of this study was to compare a wound healing between conventional suture and vaporization with CO₂ laser in rats skin. In such case 24 rats were utilized, making two longitudinal incisions in dorsum by scalpel. In the left side incision the wound was sutured with nylon thread. In the right side incision the wound were close by approach and vaporized with CO₂ laser, defocusing, 8 watts in continuous mode. The wound healing was followed by clinical photographic taking at the times: immediately after the procedure, 24 hours, 3, 7, 14, and 21 days. The results showed an early delay of reparation in healing vaporized in comparison with the sutured one, however occurred 21 days both repair tissue showed the same clinical characteristic. This results suggested that the CO₂ laser can be used by eventual substitute of suture.

Key-words: Carbon dioxide laser; suture; wound healing

Autorizo a reprodução xerográfica deste trabalho

São José dos Campos, 28 de agosto de 2000



TARCISIO JOSÉ DE ARRUDA PAES JUNIOR