

LÚCIA DE NORONHA

**ALTERAÇÕES CUTÂNEAS INDUZIDAS POR
*LASER***

Tese apresentada no Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná – Nível de Doutorado, como requisito parcial à obtenção do grau acadêmico de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Bleggi Torres

Coordenador: Prof. Dr. Antônio Carlos L. Campos.

**CURITIBA
2001**

Catálogo na Fonte
Coordenação de Processos Técnicos do Sistema de Bibliotecas da UFPR

Noronha, Lúcia de

Alterações cutâneas induzidas por laser / Lúcia de
Noronha. – 2001.

194 f. : il. color., grafs., tabs. ; 30cm

Orientador: Luiz Fernando Bleggi Torres

Tese (doutorado) – Universidade Federal do Paraná,
Setor de Ciências da Saúde.

1.Laser (dermatologia) – 2.Cirurgia a laser. I. Torres, Luiz
Fernando Bleggi,1956-. II. Universidade Federal do Paraná.
Setor de Ciências da Saúde.

CDD 617.05

CDU 617.52

LÚCIA DE NORONHA

**ALTERAÇÕES CUTÂNEAS INDUZIDAS POR
LASER**

Tese apresentada no Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná – Nível de Doutorado, como requisito parcial à obtenção do grau acadêmico de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Bleggi Torres

Coordenador: Prof. Dr. Antônio Carlos L. Campos.

**CURITIBA
2001**

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIÇÕES.....	vi
LISTA DE FOTOMICROGRAFIAS.....	viii
LISTA DE GRÁFICOS.....	ix
LISTA DE TABELAS.....	x
LISTA DE QUADROS.....	xi
LISTA DE FIGURAS.....	xii
RESUMO.....	xiii
ABSTRACT.....	xiv
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. OBJETIVOS.....	3
3. REVISÃO DE LITERATURA.....	5
3.1 HISTOLOGIA E EMBRIOLOGIA DA PELE HUMANA.....	6
3.2 ASPECTOS GERAIS DO ENVELHECIMENTO.....	10
3.3 ASPECTOS HISTÓRICOS DO REJUVENESCIMENTO CUTÂNEO.....	14
3.4 O USO DO LASER COMO ARMA PARA O REJUVENESCIMENTO.....	16
3.5 O USO DO LASER CO ₂ E DO ER PARA RESURFACING.....	30
3.5.1 O LASER CO ₂	30
3.5.2 O LASER ER.....	39
3.5.3 ESTUDOS COMPARATIVOS ENTRE OS LASERS CO ₂ E ER.....	52
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	60
4.1 PACIENTES.....	60
4.2 PROCEDIMENTO CIRÚRGICO.....	62
4.3 APLICAÇÃO DO LASER E COLETA DO MATERIAL.....	63
4.4 PROCESSAMENTO DO MATERIAL.....	68
4.5 AVALIAÇÃO DAS LAMINAS HISTOLÓGICAS.....	75
4.5.1 OBSERVAÇÕES MORFOLÓGICAS GERAIS.....	75
4.5.2 ANÁLISE MORFOMÉTRICA.....	76
4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	79
5. RESULTADOS.....	80
5.1 RESULTADOS MORFOLÓGICOS MACROSCÓPICOS.....	81
5.1.1 ASPECTOS MACROSCÓPICOS DA PC.....	81
5.1.2 ASPECTOS MACROSCÓPICOS DA PL.....	81
5.2 RESULTADOS MORFOLÓGICOS MICROSCÓPICOS.....	81
5.2.1 ASPECTOS HISTOLÓGICOS DA PC.....	81
5.2.2 ASPECTOS HISTOPATOLÓGICOS DA PL COM 1 ER.....	81
5.2.3 ASPECTOS HISTOPATOLÓGICOS DA PL COM 2 ER.....	82
5.2.4 ASPECTOS HISTOPATOLÓGICOS DA PL COM 1 CO ₂	82
5.2.5 ASPECTOS HISTOPATOLÓGICOS DA PL COM 2 CO ₂	82
5.2.6 ASPECTOS HISTOPATOLÓGICOS DA PL COM 1 CO ₂ + 1 ER.....	83
5.2.7 ASPECTOS HISTOPATOLÓGICOS DA PL COM 1 CO ₂ + 2 ER.....	83
5.3 RESULTADOS MORFOMÉTRICOS.....	91
5.3.1 RESULTADOS MORFOMÉTRICOS OBTIDOS COM 1 ER.....	91
5.3.2 RESULTADOS MORFOMÉTRICOS OBTIDOS COM 2 ER.....	93
5.3.3 RESULTADOS MORFOMÉTRICOS OBTIDOS COM 1 CO ₂	95
5.3.4 RESULTADOS MORFOMÉTRICOS OBTIDOS COM 2 CO ₂	97
5.3.5 RESULTADOS MORFOMÉTRICOS OBTIDOS COM 1 CO ₂ + 1 ER.....	99
5.3.6 RESULTADOS MORFOMÉTRICOS OBTIDOS COM 1 CO ₂ + 2 ER.....	101
5.3.7 ANÁLISE COMPARATIVA DOS RESULTADOS MORFOMÉTRICOS.....	104
5.4 RESULTADOS ESTATÍSTICOS.....	119
6. DISCUSSÃO.....	120
6.1 A ESCOLHA DO MODELO HUMANO.....	121
6.2 A ESCOLHA DOS TIPOS DE LASERS E COMBINAÇÕES UTILIZADAS.....	123
6.3 A ESCOLHA DO MÉTODO DE AVALIAÇÃO.....	125

6.3.1 OS CUIDADOS COM A OBTENÇÃO E COM O PROCESSAMENTO DO MATERIAL.....	125
6.3.2 A AVALIAÇÃO DA EXTENSÃO DO DA E A GRADUAÇÃO DO DTR EM BASES PURAMENTE MORFOLÓGICAS: VANTAGENS E DIFICULDADES.....	127
6.3.3 A AVALIAÇÃO MORFOMÉTRICA DO DA E DO DTR: VANTAGENS E DIFICULDADES.....	127
6.4 OS ASPECTOS MORFOLÓGICOS ENCONTRADOS E A LITERATURA REVISADA...	130
6.4.1 OS ASPECTOS MACROSCÓPICOS OBSERVADOS.....	130
6.4.2 OS ASPECTOS MICROSCÓPICOS OBSERVADOS.....	131
6.5 OS RESULTADOS MORFOMÉTRICOS ENCONTRADOS E A LITERATURA REVISADA.....	142
6.5.1 A EPC.....	142
6.5.2 A EPL.....	143
6.5.3 A DIFERENÇA ENTRE A EPC E A EPL E O CÁLCULO DO DA.....	143
6.5.4 O DTR.....	144
6.6 AS COMPARAÇÕES ENTRE AS COMBINAÇÕES DE LASER UTILIZADAS NESTE ESTUDO E AS CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	145
6.6.1 COMPARAÇÃO ENTRE 1CO ₂ E 2 CO ₂	146
6.6.2 COMPARAÇÃO ENTRE 1 ER E 2 ER.....	147
6.6.3 COMPARAÇÕES ENTRE CO ₂ E ER (ISOLADOS).....	147
6.6.4 COMPARAÇÕES ENTRE O CO ₂ ISOLADO E AS COMBINAÇÕES DE CO ₂ E ER.....	148
6.6.5 COMPARAÇÕES ENTRE O ER ISOLADO E AS COMBINAÇÕES DE CO ₂ E ER.....	150
6.6.6 COMPARAÇÃO DAS COMBINAÇÕES DE CO ₂ E ER.....	152
6.6.7 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	152
7. CONCLUSÕES.....	156
8. REFERÊNCIAS.....	158
9. ANEXOS.....	173
9.1 RESULTADOS MORFOMÉTRICOS OBTIDOS COM 1 ER.....	174
9.2 RESULTADOS MORFOMÉTRICOS OBTIDOS COM 2 ER.....	177
9.3 RESULTADOS MORFOMÉTRICOS OBTIDOS COM 1 CO ₂	181
9.4 RESULTADOS MORFOMÉTRICOS OBTIDOS COM 2 CO ₂	184
9.5 RESULTADOS MORFOMÉTRICOS OBTIDOS COM 1 CO ₂ + 1 ER.....	188
9.6 RESULTADOS MORFOMÉTRICOS OBTIDOS COM 1 CO ₂ + 2 ER.....	191

μseg	microsegundo
nseg	nanosegundo
$\mu\text{m}/\text{seg}$	micrômetros por segundo
p/seg	pulsos por segundo
J	Joule
mJ	miliJoule
J/cm^2	Joule por centímetro quadrado
J/seg	Joule por segundo
J/p	Joule por pulso
mJ/p	miliJoule por pulso
$\mu\text{m}/\text{J}/\text{cm}^2$	micrômetro por Joule por centímetro quadrado
W	watt
W/cm^2	watt por centímetro quadrado
W/seg	watt por segundo
Hz	hertz
$^{\circ}\text{C}$	graus centígrados

LISTA DE FOTOMICROGRAFIAS

1. CORTE HISTOLÓGICO CORADO EM HE DE PC.....	84
2. CORTE HISTOLÓGICO CORADO EM HE DE PL COM 1ER	85
3. CORTE HISTOLÓGICO CORADO EM HE DE PL COM 2ER	86
4. CORTE HISTOLÓGICO CORADO EM HE DE PL COM 1CO ₂	87
5. CORTE HISTOLÓGICO CORADO EM HE DE PL COM 2CO ₂	88
6. CORTE HISTOLÓGICO CORADO EM HE DE PL COM 1CO ₂ +1ER.....	88
7. CORTE HISTOLÓGICO CORADO EM HE DE PL COM 1CO ₂ +2ER.....	90

LISTA DE GRÁFICOS

1. EPC, EPL E DA EM RELAÇÃO AS 10 PACIENTES – 1 ER.....	106
2. EPC, EPL E DA EM RELAÇÃO AS 10 PACIENTES – 2 ER.....	107
3. EPC, EPL E DA EM RELAÇÃO AS 10 PACIENTES - 1 CO ₂	108
4. EPC, EPL E DA EM RELAÇÃO AS 10 PACIENTES - 2 CO ₂	109
5. EPC, EPL E DA EM RELAÇÃO AS 10 PACIENTES-1CO ₂ +1ER.....	110
6. EPC, EPL E DA EM RELAÇÃO AS 10 PACIENTES-1CO ₂ +2ER.....	111
7. VARIAÇÃO DA EPC ENTRE AS DEZ PACIENTES EM RELAÇÃO ÀS SEIS COMBINAÇÕES DE LASER.....	112
8. VARIAÇÃO DA EPL ENTRE AS DEZ PACIENTES EM RELAÇÃO ÀS SEIS COMBINAÇÕES DE LASER.....	113
9. VARIAÇÃO DO DA ENTRE AS DEZ PACIENTES EM RELAÇÃO ÀS SEIS COMBINAÇÕES DE LASER.....	114
10. MÉDIA GERAL DA ÉPC, EPL E DA.....	115
11. DTR DAS DEZ PACIENTES E DOS SEIS TIPOS DE LASER.....	117
12. MÉDIA GERAL DO DTR NAS SEIS COMBINAÇÕES DE LASER.....	118

LISTA DE TABELAS

1. MÉDIAS DAS MEDIDAS DA EPL E DA EPC, BEM COMO OS V. MÁX, V. MÍN, DA MEDIANA E DO DESV PAD – 1 ER.....	91
2. MÉDIAS DAS MEDIDAS DO DTR BEM COMO OS V. MÁX, V. MÍN, MEDIANAS E DESV PAD – 1ER.....	93
3. MÉDIAS DAS MEDIDAS DA EPL E DA EPC, BEM COMO OS V. MÁX, V. MÍN, DA MEDIANA E DO DESV PAD – 2 ER.....	93
4. RELACIONA AS MÉDIAS DAS MEDIDAS DO DTR BEM COMO OS V. MÁX, V. MÍN, MEDIANAS E DESV PAD - 2 ER.....	95
5. MÉDIAS DAS MEDIDAS DA EPL E DA EPC, BEM COMO OS V. MÁX, V. MÍN, DA MEDIANA E DO DESV PAD – 1 CO ₂	95
6. MÉDIAS DAS MEDIDAS DO DTR BEM COMO OS V. MÁX, V. MÍN, MEDIANAS E DESV PAD – 1 CO ₂	97
7. MÉDIAS DAS MEDIDAS DA EPL E DA EPC, BEM COMO OS V. MÁX, V. MÍN, DA MEDIANA E DO DESV PAD – 2 CO ₂	97
8. MÉDIAS DAS MEDIDAS DO DTR BEM COMO OS V. MÁX, V. MÍN, MEDIANAS E DESV PAD – 2 CO ₂	99
9. MÉDIAS DAS MEDIDAS DA EPL E DA EPC, BEM COMO OS V. MÁX, V. MÍN, DA MEDIANA E DO DESV PAD-1CO ₂ +1ER.....	99
10. MÉDIAS DAS MEDIDAS DO DTR BEM COMO OS V. MÁX, V. MÍN, MEDIANAS E DESV PAD - 1 CO ₂ . + 1 ER.....	101
11. MÉDIAS DAS MEDIDAS DA EPL E DA EPC, BEM COMO OS V. MÁX, V. MÍN, DA MEDIANA E DO DESV PAD-1CO ₂ +2ER.....	101
12. MÉDIAS DAS MEDIDAS DO DTR BEM COMO OS V. MÁX, V. MÍN, MEDIANAS E DESV PAD – 1 CO ₂ . + 2 ER.....	103
13. MÉDIA DOS SEGUINTE PARÂMETROS DE CADA UMA DAS DEZ PACIENTES: EPL E SEU DP, EPC E SEU DP E DA.....	104
14. MÉDIA GERAL DOS SEGUINTE PARÂMETROS: EPC E SEU DP, EPL E SEU DP E DA.....	105
15. MÉDIA DAS DEZ PACIENTES DO DTR E SEU DP.....	116
16. SIGNIFICÂNCIA ESTATÍSTICA COMPARANDO-SE CADA UMA DAS COMBINAÇÕES DE LASER UTILIZADAS QUANTO AO DA E DTR.....	119
17. RELACIONA OS RESULTADOS MORFOLÓGICOS DE CADA UMA DAS COMBINAÇÕES DE LASERS UTILIZADAS NESTE ESTUDO.....	152
18. RELACIONA OS RESULTADOS MORFOMÉTRICOS DE CADA UMA DAS COMBINAÇÕES DE LASERS UTILIZADAS NESTE ESTUDO.....	153

LISTA DE QUADROS

1. CLASSIFICAÇÃO DE FITZPATRICK.....	61
2. DEMONSTRA AS PACIENTES DESTE ESTUDO COM SUAS IDADES, FOTOTIPO DE PELE E PROCEDIMENTO CIRÚRGICO A QUAL FORAM SUBMETIDAS ANTES DO EXPERIMENTO.....	62
3. DEMONSTRA O TIPO DE <i>LASER</i> , SUA LOCALIZAÇÃO E O NÚMERO DE APLICAÇÕES EM CADA ÁREA DOS RETALHOS PRÉ-AURICULARES DIREITOS E ESQUERDOS.....	66
4. IDENTIFICAÇÃO DO MATERIAL HISTOLÓGICO	73

LISTA DE FIGURAS

1. DEMONSTRA A LOCALIZAÇÃO DE CADA ÁREA TATUADA NOS RETALHOS PRÉ-AURICULARES DIREITOS E ESQUERDOS, BEM COMO O TIPO DE <i>LASER</i> APLICADO.....	65
2. ESQUEMATIZA A RETIRADA E A DEMARCAÇÃO DE CADA UM DOS RETALHOS PRÉ-AURICULARES DIREITOS E ESQUERDOS COM SUAS RESPECTIVAS ÁREAS TATUADAS	66
3. DEMONSTRA O PROCEDIMENTO DE RITIDOPLASTIA E AS TATUAGENS DO RETALHO PRÉ-AURICULAR.....	67
4. EXEMPLIFICA COMO O MATERIAL FOI ANALIZADO E SECCIONADO EM TIRAS CUTÂNEAS PARA SER POSTERIORMENTE PROCESSADO CONFORME TÉCNICAS HISTOLÓGICAS CONVENCIONAIS	72
5. DEMONSTRA A INCLUSÃO DO MATERIAL E O CORTE DAS LAMINAS HISTOLÓGICAS.	74
6. DEMONSTRA A METODOLOGIA UTILIZADA PARA A LEITURA DAS LÂMINAS HISTOLÓGICAS	78
7. DEMONSTRA O FORMATO GEOMÉTRICO DO PONTO DO <i>LASER</i> ERBIUM: YAG E O PADRÃO LESIONAL QUE ACARRETA NO TEGUMENTO	139
8. DEMONSTRA O FORMATO GEOMÉTRICO DO PONTO DO <i>LASER</i> CO ₂ ULTRAPULSADO E O PADRÃO LESIONAL QUE ACARRETA NO TEGUMENTO	140

RESUMO

ALTERAÇÕES CUTÂNEAS INDUZIDAS POR LASER

Nos anos 60, a terapia com *laser* CO₂ Ultrapulsado (CO₂) começou a ser utilizada para eliminar rugas e cicatrizes pela sua capacidade de induzir vaporização tecidual. Entretanto, recentes estudos têm demonstrado a eficácia do *laser* Erbium: YAG (ER) em remover cicatrizes delicadas. As lesões pós-operatórias induzidas pelo ER parecem resolver mais rápido e com menor número de complicações do que aquelas induzidas pelo CO₂. A proposta deste estudo foi determinar as alterações anatomopatológicas causadas por aplicações isoladas de CO₂ e ER e suas associações em retalhos cutâneos de humanos. Dez pacientes femininas submetidas a ritidoplastia tiveram seus retalhos cutâneos retro-auriculares tatuados com CO₂, ER e combinação de ambos em ordem e número de aplicações diversas (1 CO₂ = uma aplicação de CO₂, 2 CO₂ = duas aplicações de CO₂, 1 ER = uma aplicação de ER, 2 ER = duas aplicações de ER, 1 CO₂ + 1ER = uma aplicação de CO₂ associada a uma aplicação de ER e 1 CO₂ + 2 ER = uma aplicação de CO₂ associada e duas aplicações de ER) antes de serem removidos. Os retalhos foram então fixados em formalina 10% e submetidos ao processamento histológico convencional. Os estudos morfométricos incluíram a espessura da pele controle (EPC), a espessura da pele lesada (EPL) pelo *laser*, a subtração das duas que resultava no dano de ablação (DA) e o dano térmico residual (DTR) que era a medida da faixa de tecido onde havia desnaturação completa do colágeno dérmico, o qual se apresentava fortemente basofílico. Os nossos resultados mostraram que 2 CO₂ resultou em DA e DTR maior quando comparado com 1 CO₂. O mesmo foi observado com 1 ER e 2 ER. Ambos os resultados foram estatisticamente significativos ($p < 0,05$). Quando 1 ER foi comparada a 1 CO₂, o DA foi maior no primeiro grupo ($p > 0,05$), mas o DTR foi maior no segundo grupo ($p < 0,05$). Quando 1 CO₂ + 1 ER foi comparado com 1 CO₂, observamos DA similar, porém DTR maior no segundo grupo ($p < 0,05$). Estas observações podem contribuir para o melhor entendimento das lesões causadas pelos *lasers* CO₂ e ER na pele humana e eventualmente ajudar a determinar qual é a combinação ideal de *laser* para um *resurfacing* cutâneo apropriado.

ABSTRACT

SKIN LESIONS INDUCED BY LASER

In the 1960s, carbon dioxide ultrapulse laser (CO₂) therapy started to be applied to eliminate wrinkles, actinic scars, and acne because of its capacity of induce intracellular water vaporization. However, recent studies have shown the efficacy to the Erbium: YAG laser (ER) in removing delicate and moderate scars. Furthermore, the postoperative lesions induced by the ER seem to resolve faster and with less erythematous pattern compared with lesions induced by the CO₂. The purpose of this study was to determine the immediate pathologic alterations caused by single applications of CO₂ and ER and their association in human skin shreds. Ten white female patients underwent rhytidectomy, and their respective shreds, which were prepared for excision, were tattooed with the CO₂, the ER, or a combination of both in random order and number of applications (1 CO₂ = one application of CO₂, 2 CO₂ = two applications of CO₂, 1 ER = one application of ER, 2 ER = two applications of ER, 1 CO₂ + 1ER = one application of CO₂ plus one application of ER and 1 CO₂ + 2 ER = one application of CO₂ plus two applications of ER), before final removal. After surgical removal, these tattooed shreds were fixed in 10% buffered formalin and submitted to histopathologic analysis. Morphometric studies demonstrated the normal skin thickness (NST) and thickness of the laser-treated area (LTT), and their subtraction resulted in the ablation damage (AD) values. Residual thermal damage (RTD) corresponded to the thickness of the affected skin from the most superficial layer of tissue in the laser-treated area down to the deepest dermal area with basophilic degeneration of collagen fibers. **Our results showed that 2 CO₂ resulted in greater AD and RTD when compared with 1 CO₂. The same was true in comparisons of 1 ER and 2 ER. Both results were statistically significant (p < 0.05) . When 1 ER and 1 CO₂ were compared, AD was greater in the former group, although with no statistical significance. 1 CO₂ + 1 ER compared 1 CO₂ showed similar AD but greater RTD in the latter group (p < 0.05). These observations might contribute to our understanding of the lesions caused in the human skin by ER and CO₂ lasers and eventually help to determine the ideal laser combination for the appropriate surgical treatment.**

1 – INTRODUÇÃO

Por centenas de anos a humanidade vem tentando retardar os efeitos nocivos do envelhecimento. As técnicas de rejuvenescimento envolvem os *peelings* químicos, dermoabrasão e, mais recentemente, o *resurfacing* cutâneo a *laser*. As buscas aos métodos de rejuvenescimento cutâneo continuam constantemente e a velocidade com que este novo horizonte tem se aberto é espantosa. Podemos observar que as publicações científicas sobre o *laser* em medicina até dez anos atrás eram muito escassas e com o passar destes últimos anos cresceu de maneira exponencial.

Nos anos setenta, a terapia com *laser* CO₂ Ultrapulsado (CO₂) foi utilizada para eliminar rugas e cicatrizes. A evolução tecnológica do CO₂ levou a sua utilização além do *resurfacing*, passando por retirada de cicatrizes, evolução de enxertos e remoção de tatuagens, rugas e lesões exofíticas da pele (GARDNER, 1988; LASK e GLASSBERG, 1989; RAULIN, SCHOENERMARK, WERNER e GREVE, 1999). Seus efeitos adversos são, principalmente, o eritema prolongado, cicatrizes indesejáveis e re-epitelização tardia (NANNI e ALSTER, 1998; GOLDMAN e MANUSKIATTI, 1999).

Estudos recentes mostram que o *laser* Erbium: YAG (ER) é eficaz na remoção de cicatrizes delicadas a moderadas. As lesões pós-operatórias deste *laser* evoluem de forma mais rápida e com menos eritema se comparadas às lesões ocasionadas pelo CO₂ (KHATRI, GOLDBERG e McDANIEL, 1996; KHATRI, ROSS, GREVELINK e ANDERSON, 1997; TEIKEMEIER e GOLDBERG, 1997; NEMETH, MILLER, GLASS, MESSINA e REHNKE, 1997).

Alguns estudos comparam os efeitos imediatos e tardios da utilização do CO₂ e do ER isoladamente (GOLDMAN e MANUSKIATTI, 1999). Outros observaram os resultados da sobreposição destes dois tipos de *laser* em pele humana (NORONHA, AUERSVALD, MARTINS, BERNARDES, e GRAF, 2001 (1e 2); UTLEY, 1999).

Este estudo pretende relatar as alterações anatomopatológicas (morfológicas e morfométricas) causadas pela aplicação de CO₂ e ER separadamente, bem como a associação dos dois em retalhos cutâneos de humanos, comparando-as entre si.

2 - OBJETIVOS

Os objetivos propostos para este estudo são:

- ANALISAR AS ALTERAÇÕES MORFOLÓGICAS NA PELE CONTROLE (PC) E NA PELE LESADA (PL) COM LASER CO₂ ULTRAPULSADO (CO₂) E ERBIUM: YAG (ER):

- ❖ na PL com o uso de CO₂, uma aplicação (1CO₂) e sua PC adjacente.
- ❖ na PL com o uso de CO₂, duas aplicações (2CO₂) e sua PC adjacente.
- ❖ na PL com o uso de ER, uma aplicação (1ER) e sua PC adjacente.
- ❖ na PL com o uso de ER, duas aplicações (2ER) e sua PC adjacente.
- ❖ na PL com o uso de uma aplicação de CO₂ seguida de uma aplicação de ER (1CO₂ + 1ER) e sua PC adjacente.
- ❖ na PL com o uso de uma aplicação de CO₂ seguida de duas aplicações de ER (1CO₂ + 2 ER) e sua PC adjacente.

- ANALISAR AS ALTERAÇÕES MORFOMÉTRICAS NA PC E NA PL COM LASER CO₂ E ER CALCULANDO O DANO DE ABLAÇÃO (DA) E O DANO TÉRMICO RESIDUAL (DTR):

- ❖ Determinar a espessura da pele controle (EPC).
- ❖ Determinar a espessura da pele lesada (EPL) com o uso de 1CO₂, 2CO₂, 1ER, 2ER, 1CO₂ + 1ER e 1CO₂ + 2ER.
- ❖ Determinar a diferença entre a EPC e a EPL com o uso de 1CO₂, 2CO₂, 1ER, 2ER, 1CO₂ + 1ER e 1CO₂ + 2ER, investigando sempre se a EPL é menor do que a EPC.
- ❖ Determinar o DA causado pelo uso de 1CO₂, 2CO₂, 1ER, 2ER, 1CO₂ + 1ER e 1CO₂ + 2ER, utilizando a diferença entre a EPC e a EPL.
- ❖ Determinar o DTR causado pelo uso de 1CO₂, 2CO₂, 1ER, 2ER, 1CO₂ + 1ER e 1CO₂ + 2ER.
- ❖ Comparar os resultados morfométricos das diversas combinações de *lasers* entre si.

3 - REVISÃO DA LITERATURA

3.1 – HISTOLOGIA E EMBRIOLOGIA DA PELE HUMANA

Todos os constituintes da pele humana são derivados do ectoderma ou do mesoderma. O ectoderma superficial origina as estruturas epiteliais, que compreendem a epiderme, folículos pilosos e glândulas sebáceas, unidades écrinas, apócrinas e ungueais. A neuroectoderme é responsável pelo aparecimento dos melanócitos, nervos e receptores sensoriais especializados da pele. Outros elementos como células de Langerhans, macrófagos, fibroblastos, vasos sanguíneos e linfáticos, músculos e adipócitos desenvolvem-se a partir do mesoderma (BREATHNACH, 1971; ACKERMAN, 1997).

Na terceira semana do desenvolvimento embrionário, a epiderme primordial é constituída de uma única camada de células epiteliais achatadas superficiais. Na semana seguinte estas células se modificam e dão origem a uma camada basal germinativa de células cuboidais a qual está revestida por uma fina camada de células achatadas em contato com o líquido amniótico - a periderme (HASHIMOTO, GROSS e DIBELLA, 1966; MATSUNAKA e MISHIMA, 1969; HOLBROOK e ODLAND, 1975).

Por volta da 11^a/12^a semanas de gestação surgem várias camadas de células grandes, ricas em glicogênio dispostas no meio das células da periderme – são as células da camada intermediária – as quais contém desmossomos (HASHIMOTO, GROSS e DIBELLA, 1966; MATSUNAKA e MISHIMA, 1969; HOLBROOK e ODLAND, 1975).

Depois do quinto mês de vida intra-uterina surgem grânulos de queratohialina na porção apical da camada intermediária – camada granulosa primitiva - e as células da epiderme próximas à superfície perdem seus núcleos e mostram sinais de aumento da queratinização – camada córnea primitiva. A formação da camada granulosa e córnea será completada por volta do sexto mês de gestação e logo em seguida as células que constituem a periderme descamam da superfície da pele já queratinizada (HASHIMOTO, GROSS e DIBELLA, 1966; MATSUNAKA e MISHIMA, 1969; HOLBROOK e ODLAND, 1975).

No início da embriogênese, a interface entre a epiderme e a derme é plana tornando-se progressivamente ondulada ou papilada por volta do sexto mês (SERRI, MONTAGNA e MESCON, 1962; SMITH e HOLBROOK, 1986; ACKERMAN, 1997).

Durante o primeiro trimestre, surge nesta junção uma lâmina basal sintetizada principalmente pelas células basais da periderme. Por volta da 12^a semana ocorre proliferação de células germinativas na camada basal da periderme, formando pequenos aglomerados de células que darão origem às unidades pilo-sebáceas, apócrinas e écrinas (SERRI, MONTAGNA e MESCON, 1962; SMITH e HOLBROOK, 1986; ACKERMAN, 1997).

Os compartimentos papilar e reticular da derme tornam-se reconhecíveis como entidades distintas por volta do quarto mês de vida intra-uterina. Conforme os elementos fibrilares da derme fetal aumentam de maneira gradual e os componentes celulares diminuem, a derme adquire características típicas de um tecido conjuntivo maduro. Na 24^a semana as fibras elásticas, sintetizadas também pelos fibroblastos, tornam-se visíveis ao longo das bandas de colágeno na derme (SERRI, MONTAGNA e MESCON, 1962; SMITH e HOLBROOK, 1986; ACKERMAN, 1997).

A rede de vasos sangüíneos e linfáticos da derme origina-se de células mesenquimais no final do primeiro trimestre (SERRI, MONTAGNA e MESCON, 1962; SMITH e HOLBROOK, 1986; ACKERMAN, 1997).

Abaixo da derme, lóbulos de células mesenquimais ao redor dos vasos sangüíneos recém-formados começam a se diferenciar em adipócitos primitivos que se tornarão cheios de lipídios no final do segundo trimestre dando origem à tela subcutânea (SERRI, MONTAGNA e MESCON, 1962; SMITH e HOLBROOK, 1986; ACKERMAN, 1997).

Os nervos cutâneos originam-se da neuroectoderme e na quinta semana já são detectáveis na derme (SERRI, MONTAGNA e MESCON, 1962; SMITH e HOLBROOK, 1986; ACKERMAN, 1997).

A diferenciação do folículo piloso ocorre nas sobrancelhas pôr volta da nona semana do desenvolvimento. Células germinativas basais da periderme agregadas como um brotamento sólido e em conjunto com grupos de células mesenquimais da derme subjacente dão origem ao folículo piloso a partir de um crescimento vertical em direção à derme. As células mesenquimais dão origem a papila do folículo piloso primordial enquanto as células germinativas basais se dispõem em arco ao redor da papila constituindo a unidade pilo-sebácea primitiva (PINKUS, 1958; HASHIMOTO, 1970-1 e 3).

Por volta da 28^a semana de gestação a formação do folículo piloso se completa além de outras três estruturas epiteliais derivadas deste, nomeada unidade apócrina, unidade sebácea e a proeminência que representa o local em que se fixará o músculo pilo-erector (PINKUS, 1958; HASHIMOTO, 1970-2; NORONHA, MEDEIROS, MARTINS, NETO e BLEGGI-TORRES, 2000).

As glândulas écrinas aparecem primeiro na pele palmar e plantar do embrião de 12 semanas de desenvolvimento como focos de proliferação de células germinativas basais da periderme, independentes das unidades apócrinas-pilo-sebáceas (HASHIMOTO; GROSS e LEVER, 1965; HASHIMOTO; GROSS e LEVER, 1966; NORONHA, MEDEIROS, MARTINS, NETO e BLEGGI-TORRES, 2000).

Durante o primeiro trimestre da embriogênese pode ser identificada na porção dorsal distal de cada dedo uma zona quadrangular precursora da matriz ungueal (SERRI, MONTAGNA e MESCON, 1962; ACKERMAN, 1997).

Por volta da oitava semana de gestação ocorre a migração dos melanoblastos primordiais da crista neural para a epiderme, onde ocorrerá a sua diferenciação em melanócitos, adquirindo dendritos (BECKER e ZIMMERMANN, 1955; MISHIMA e WIDLAN, 1966; SAGEBIEL e ODLAND, 1970; HOLBROOK, UNDERWOOD e VOGEL, 1989).

As células de Langerhans maduras manifestam-se na zona intermediária da epiderme fetal entre a 12^a e a 14^a semanas, originadas a partir de uma única célula-tronco hematopoiética proveniente de saco vitelínico ou fígado (PENNEYS, STOER e BUCK, 1984; FOSTER, HOLBROOK e FARR, 1986).

As células de Merkel originam-se de células do ectoderma primitiva que migram para a epiderme embrionária por volta da 12^a/16^a semanas de gestação (MOLL, 1990).

A pele ou tegumento apresenta grande variação de espessura em toda a sua extensão, indo de 1 a 4mm conforme as exigências de suas funções biológicas (URMACHER, 1995; ACKERMAN, 1997).

A pele pode ser dividida em duas partes, a camada mais externa sendo representada pela epiderme e a mais interna pela derme que repousa sobre o tecido celular subcutâneo (URMACHER, 1995; ACKERMAN, 1997).

A epiderme é formada por um epitélio estratificado escamoso queratinizado que contém quatro camadas: basal, espinhosa, granulosa e córnea (URMACHER, 1995; ACKERMAN, 1997).

As células da epiderme, por sua vez, podem ser divididas em 3 grupos: as germinativas, as diferenciadas e as funcionais. A epiderme possui ainda células dendríticas (melanócitos e células de Langerhans) e células neuroendócrinas (células de Merkel) (URMACHER, 1995; ACKERMAN, 1997).

As células germinativas originam a camada basal da epiderme e são responsáveis pela constante reposição de células escamosas, sendo que uma troca de todas as células que compõem este epitélio se completa a cada 70 dias. As células diferenciadas originam a camada intermediária ou espinhosa da epiderme, a qual é rica em glicogênio e contém desmossomos. Já as células funcionais compõem as camadas granulosa e córnea da epiderme, sendo que a primeira apresenta como diferenciação os grânulos de queratohialina e na segunda as células são desprovidas de núcleos e totalmente queratinizadas (URMACHER, 1995; ACKERMAN, 1997; NORONHA, MEDEIROS, MARTINS, NETO e BLEGGI-TORRES, 2000).

Os melanócitos são responsáveis pela produção de melanina e sua distribuição entre as células da epiderme. Os melanócitos estão situados na camada basal da epiderme numa relação de um melanócito para cada 36 células espinhosas (URMACHER, 1995; ACKERMAN, 1997).

As células de Langerhans são histiócitos com prolongamentos citoplasmáticos especializados na função de apresentação de antígenos para os linfócitos T, tendo importante papel nos processos de reação de hipersensibilidade cutânea (URMACHER, 1995; ACKERMAN, 1997).

As células de Merkel são derivadas da crista neural e tem funções neuroendócrinas. Não são vistas em colorações de rotina, somente por métodos imunohistoquímicos (BLEGGI-TORRES, NORONHA e TELLES, 1995; BLEGGI-TORRES, SLUMINSKY, TIRONI, NORONHA, GIRON e TELLES, 1999).

A derme é formada por tecido conjuntivo e contém vasos, nervos e anexos cutâneos, além de células inflamatórias como linfócitos, histiócitos e mastócitos. É dividida em derme papilar e derme reticular (URMACHER, 1995; ACKERMAN, 1997).

A derme papilar é delimitada na porção superior pela epiderme e na inferior pela derme reticular e plexo vascular. É irregular e contém as papilas dérmicas. A derme reticular repousa entre a derme papilar e a hipoderme. As fibras colágenas têm uma orientação paralela nesta região (URMACHER, 1995; ACKERMAN, 1997).

As glândulas sebáceas consistem em vários lóbulos contendo lipídios. Cada lóbulo da glândula sebácea é composto por uma camada externa de células germinativas e uma zona interna composta por células grandes funcionais. A secreção da glândula sebácea drena através do ducto sebáceo para dentro do infundíbulo do folículo piloso e daí para a superfície da pele pelo acrotríquio. As glândulas sudoríparas são compostas por uma camada externa de células contráteis mioepiteliais e uma camada interna de células secretoras. Podem ser do tipo écrino ou apócrino (URMACHER, 1995; ACKERMAN, 1997; MURPHY, 1997).

A matriz do pelo é composta pelas células matriciais. Estas células se tornam queratinizadas e dão origem a haste do pelo formado por uma cutícula de queratina (URMACHER, 1995; ACKERMAN, 1997; MURPHY, 1997).

3.2 – ASPECTOS GERAIS DO ENVELHECIMENTO:

As proteínas responsáveis pelas características de elasticidade e rigidez da pele são o colágeno e a elastina. GILLMAN, PENN, BRONKS e ROUX (1955) referem-se a reações tintoriais diferentes entre fibras presentes no tecido conectivo da pele, particularmente entre dois tipos de fibras chamadas de colágeno e elastina. Utilizando-se de métodos histoquímicos diversos, descobriram que, baseado na morfologia e reações tintoriais, era possível distinguir entre fibras elásticas e fibras colágenas normais, além de fibras pseudoelásticas anormais, propondo o termo degeneração elastótica ou degeneração basofílica do colágeno para este achado que afeta a pele lesada pelos raios ultravioleta (UV) do sol. GARNER (1998) relatou uma possível modulação da produção de colágeno dos fibroblastos da derme por uma substância solúvel produzida por queratinócitos da epiderme. Ele cultivou queratinócitos e fibroblastos em meio de cultura livre de citocinas ou plasma. Notou que os fibroblastos cultivados junto com queratinócitos apresentavam uma maior multiplicação celular com uma menor deposição de colágeno, diferente dos

fibroblastos cultivados sozinhos que se multiplicavam menos e produziam mais colágeno.

Os efeitos da idade e os danos causados pelos raios UV lesam a epiderme e o colágeno e as fibras elásticas da derme, causando a perda da elasticidade cutânea. O resultado final é uma pele enrugada e envelhecida. Várias linhas de evidências sugerem que estes dois processos têm diferentes mecanismos biológicos, bioquímicos e moleculares. KLIGMAN (1969), realizando estudo histológico em jovens e idosos, brancos e negros, expostos ao sol e fotoprotetidos, observou que, embora todos os fatores envolvidos no envelhecimento cutâneo não sejam ainda conhecidos, dois mecanismos são importantes: os efeitos intrínsecos ao processo de envelhecimento cronológico e as alterações associadas aos fatores de agressão extrínsecos, como a exposição aos raios solares. Concluiu também que é a exposição aos raios UV, e não a idade, o principal fator responsável por graves manifestações de envelhecimento cutâneo, recomendando evitar exposição solar entre 10 e 15 horas e a utilização de filtros protetores. MONTAGNA e CARLISLE (1979) utilizando-se de microscopia óptica e eletrônica em biópsias de pele de pessoas de idade variada, concluiu que as alterações teciduais que ocorrem com o envelhecimento estão presentes em áreas expostas ao sol ou não. Diferente disto, o dano actínico está presente apenas em áreas cronicamente expostas ao sol e não fotoprotetidas. PARRISH, ZAYNOUN e ANDERSON (1981), estudando pele de voluntários brancos, concluíram que a exposição diária a doses de radiação UV abaixo da dose mínima para produzir eritema, lesa DNA de queratinócitos viáveis, produzindo morte celular na epiderme e induzindo a hiperpigmentação melânica. Era um conceito aceito que a exposição aos raios UV em doses menores que a dose mínima para produzir eritema teria pouco efeito sobre a pele e que não causaria danos permanentes.

Parâmetros clínicos comuns do envelhecimento cronológico incluem rugas, lentigos, telangiectasias, queratoses, perda da transparência, decréscimo da elasticidade e cor amarelo-pálido. COTTRAN, KUMAR e COLLINS (1999) afirmaram que as alterações estruturais da pele causadas pelo envelhecimento já estão bem estabelecidas. Observa-se na epiderme variações de espessura, forma e tamanho celular além de retificação da junção dermo-epidérmica com ocasionais atipias nucleares e heterogeneidade celular na camada basal com diminuição do número de

melanócitos e células de Langerhans. MONTAGNA, KIRSCHNER e CARLISLE (1989) observaram que na derme ocorre atrofia com diminuição do seu volume; diminuição do número de fibroblastos, mastócitos e vasos sanguíneos; encurtamento das alças capilares; diminuição do número e tamanho das fibras elásticas; engrossamento e aumento da densidade das fibras colágenas e alterações nas terminações nervosas. GREEN e DRAKE (1993), por sua vez, demonstraram que nos anexos cutâneos havia despigmentação, diminuição da espessura e do número de pêlos, diminuição do número de glândulas sebáceas e sudoríparas e alterações na matriz ungueal. WEST (1994) refere-se à derme envelhecida como desorganizada, pouco vascularizada e acelular. A desorganização se reflete em todas as substâncias que compõem a derme. O colágeno, que corresponde a 70% do peso seco da derme, apresenta-se mais compacto, talvez devido à diminuição de proteoglicanos da matriz dérmica, especificamente o ácido hialurônico e o dermatam sulfato, que se ligam em abundância à água, sendo os principais responsáveis pela hidratação da pele. A elastina, apesar de representar apenas 2% do total de proteínas da derme, supre a pele com importantes propriedades elásticas. Elas decrescem em número e diâmetro e se apresentam fragmentadas por ação de enzimas elastóticas. Há uma diminuição da vascularização e dos mastócitos em 50%. Os mastócitos são produtores de fatores angiogênicos e a sua diminuição na derme deve ter um papel na diminuição dos vasos. CHERNOFF, SCHOENROCK, CRAMER e WAND (1995) afirmaram que achados histológicos relacionados com os resultados clínicos revelam que a epiderme apresenta graus variados de hiperqueratose e atrofia das camadas intermediárias. A epiderme mostra, também, algum grau de displasia com queratinócitos atípicos, algumas células em apoptose, vacuolização, e número decrescente de células de Langerhans.

O fotoenvelhecimento (envelhecimento prematuro ou dermatoheliose) refere-se a todas as deficiências funcionais e alterações estruturais e cosméticas resultantes da repetida e prolongada exposição à radiação UV do sol, causando dano actínico. As alterações estruturais observadas na pele envelhecida pela idade estão muito aumentadas em peles fotoenvelhecidas. A alteração tecidual mais descrita na derme que sofreu dano de radiação UV é conhecida como degeneração basofílica do colágeno, detectada quando a hematoxilina-eosina (HE) é usada como corante, além de um aumento nas fibras elásticas, quando os corantes com

afinidade para fibras elásticas são utilizados. Além disso, aparece acúmulo de complexos de glicosaminoglicanos e proteoglicanos (KONDO, 2000). FELSHER (1961) comparou, por reações físico-químicas, o colágeno e fibras elásticas com fibras da degeneração basofílica do colágeno. Analisando os aminoácidos contidos na degeneração basofílica do colágeno constatou uma quantidade muito menor de hidroxiprolina que a contida no colágeno normal. MITCHELL (1967) demonstrou uma grande desorganização nas fibras colágenas, reticulares e elásticas da derme com dermatose solar crônica após a realização de um estudo com microscopia eletrônica. As fibrilas de colágeno, que normalmente estão perfeitamente alinhadas, próximas e definidas, apresentam-se degradadas e desorientadas. As massas orceínicas da degeneração elastótica parecem ser formadas de colágeno degradado e elastina alterada.

KONDO (2000) descreveu o papel das citoquinas na pele fotoenvelhecida. O autor conclui que a pele fotoenvelhecida apresenta-se com rugas grossas e profundas, cor amarelada e pálida, telangiectasias e pigmentação irregular. Além disso, pode apresentar uma variedade de neoplasias benignas, pré-malignas e malignas. Este mesmo autor relata que as citoquinas são responsáveis pela defesa da pele lesada por agentes exógenos e endógenos, promovendo o reparo e restaurando a homeostase. A ação dos raios UV pode ativar diversas células a produzir e liberar citoquinas. O autor conclui também que as citoquinas podem ser benéficas no processo de fotoenvelhecimento.

HASE, SHINTA, MURASE, TOKIMITSU, HATTORI, TAKIMOTO, TSUBOI e OGAWA (2000) investigaram as alterações morfológicas que ocorrem durante o processo de fotoenvelhecimento cutâneo. Observaram as alterações histopatológicas em hematoxilina-eosina de 134 peles expostas ao sol e 73 fotoprotetidas. O número de células linfóides e histiócitos na pele exposta ao sol foi significativamente maior que na pele fotoprotetida. Além disso, a primeira apresentou maior degeneração do colágeno e maior número de mastócitos. Métodos imunohistoquímicos revelaram que a pele exposta ao sol apresentava maior número de linfócitos T e maior atividade da metaloproteinase. Os autores concluem que os linfócitos T e a maior atividade da metaloproteinase podem estar envolvidos na degeneração do colágeno vista na pele fotoenvelhecida.

DUPLAN, DAMOUR, MONTROCHER, PEYROL, GRENIER, JACOB e BRAYE (2000) estudaram as fibras elásticas da derme que são responsáveis pela sua elasticidade.

3.3 – ASPECTOS HISTÓRICOS DO REJUVENESCIMENTO CUTÂNEO:

As técnicas de tratamento, visando melhoria da pele danificada, envolvem desde os *peelings* químicos, dermoabrasão e, mais recentemente, com o desenvolvimento tecnológico, *resurfacing* cutâneo a *laser*. O uso de produtos químicos para a realização de *peelings*, de técnicas de dermoabrasão e do *resurfacing a laser*, faz parte da busca por métodos efetivos para rejuvenescimento da aparência da pele (ALSTER e LEWIS, 1996).

A arte de esfoliação química e mecânica da pele, resultante da destruição de porções da epiderme e da derme para a melhoria da textura e dos problemas da pele, data da época dos egípcios antigos com as descrições do papiro de Eberly de 1540AC. Este papiro descreve a utilização de sal, alabastro, mostardas, cataplasmas de calcário, enxofre e óleos animais para tornar a pele dos nobres mais jovem e melhorar a sua textura (MACKEE e KARP, 1997; NORONHA, NETO, WERNER, SEPULCRI e BLEGGI-TORRES, 1999; NORONHA, SEPULCRI, WERNER, MEDEIROS e NETO, 2000).

O uso do fogo como meio de dermoabrasão também foi difundido na Turquia e na Índia, onde se utilizavam emplastos de urina e dermoabrasão com pedras-pomes. Algumas fórmulas secretas com a finalidade de dermoabrasão também foram descritas na Europa medieval como emplastos usando sulfa, mostarda e cal. Porém, apenas em 1905, foi descrito um instrumento cirúrgico específico para a dermoabrasão conhecido como escovas rotatórias (MACKEE e KARP, 1997).

A procura por substâncias abrasivas tornou-se mais intensiva e científica no século 20, iniciando-se com o uso de fenol para tratar cicatrizes de acne em 1903. Em 1941 foram revisados vários regimes de esfoliação sendo que o enxofre e pastas de resorcinol foram incluídos como bons agentes esfoliantes. BAKER (1962) estabelece o procedimento do *peelings* cosmético com a utilização do fenol (HRUZA e DOVER, 1996; CHERNOFF, SCHOENROCK, CRAMER e WAND, 1995).

LITTON (1962) e BAKER (1962) publicaram suas fórmulas de fenol não saponado e saponado respectivamente. Outros produtos químicos que surgiram neste século também são utilizados até os dias de hoje, como o ácido tricloroacético, ácido retinóico, entre outros (KLIGMAN, BAKER e GORDON, 1985; MACKEE e KARP, 1997).

Em 1947 foi realizada remoção cirúrgica de tatuagens traumáticas, utilizando lixa. Na década de 1960 foram desenvolvidas escovas cirúrgicas de arame e estudados os efeitos de curativos biológicos sobre os ferimentos causados pela dermoabrasão (CHERNOFF, SCHOENROCK, CRAMER e WAND, 1995).

Diversos estudos histopatológicos dos ferimentos resultantes da dermoabrasão e do *peeling* foram realizados. O efeito da profundidade da lesão causada pelo *peeling* e sua subsequente cicatrização foram amplamente investigados em estudos experimentais com modelos animais concluindo-se que a derme reticular superior se cura pela reorganização, enquanto a derme reticular profunda pela formação de cicatriz. Portanto, um procedimento perfeito de esfoliação produz melhoria clínica completa até o limite anatômico da derme reticular profunda, onde a resposta à cicatrização muda de reorganização para produção de cicatriz com proliferação excessiva de fibroblastos e de colágeno (CHERNOFF, SCHOENROCK, CRAMER e WAND, 1995).

O conhecimento dos benefícios da esfoliação química e mecânica bem como de seus efeitos a nível histológico e molecular sobre a pele trouxe a tona uma série de complicações e limitações deste método. Estes métodos de rejuvenescimento produzem níveis variados de sucesso de paciente para paciente e uma variabilidade de lesões no mesmo paciente. Isto por que a falta de precisão no controle da profundidade das lesões não permite a progressão linear e homogênea da esfoliação. Estas deficiências serviram como estímulo ao desenvolvimento de novas técnicas no campo do rejuvenescimento cutâneo (ROSENBERG e GREGORY, 1996; VARGAS, CHAN, BARTON, RYLANDER e WELCH, 1999).

O ponto de partida para o desenvolvimento dos aparelhos a *laser* ocorreu em 1916 quando Einstein descreveu a teoria quântica da emissão de radiação espontânea e estimulada. A primeira demonstração prática da utilização do *laser* ocorreu em 1954 quando GORDON, ZIEGLER e TOWNES (1955) estimularam a emissão de radiação através do espectro eletromagnético utilizando microondas. O

aparelho desenvolvido por eles foi chamado de MASER (amplificação das microondas por emissão estimulada de radiação), sendo que o meio utilizado foi amônia. Em 1957 foi descrita pela primeira vez utilização do *laser* (*amplificação da luz pela emissão estimulada de radiação*). Nos quatro anos seguintes houve rápida proliferação de dispositivos a *laser*. Em 1961 foram desenvolvidos o *laser* de *helium neon* (HeNe) e o *laser* de *neomydium: yttrium-aluminum-garnet* (Nd: YAG). Em 1962 o *laser* de *Argon* e em 1964 o *laser* de dióxido de carbono ou CO₂ Ultrapulsado (CO₂) foram desenvolvidos (ACHAUER, 1997). Em 1975 foi construído o primeiro *laser Erbium: yttrium aluminum garnet* ou Erbium: YAG (ER) que emite luz em temperatura ambiente. Somente depois que se descobriu que o comprimento de onda do *laser* ER correspondia ao pico de absorção de água é que suas potencialidades médicas se tornaram aparentes (JAVAN, BENNETT e HERRIOTT, 1961; HALLOCK e RICE, 1992; VEDLIN, 1995).

3.4 – O USO DO LASER COMO ARMA PARA O REJUVENESCIMENTO FACIAL - ASPECTOS TÉCNICOS E CONCEITOS GERAIS:

Todos os *lasers* seguem os mesmos princípios, gerando uma reação auto-suficiente em cadeia através da estimulação de elétrons. Desta forma obtém-se um raio de luz extremamente mais forte que qualquer fonte de luz natural. Para conseguir esta radiação são necessários três elementos essenciais: um meio que forneça os elétrons que são estimulados, um sistema de energia para provocar o estado excitado e uma cavidade de ressonância óptica feita de dois espelhos paralelos para albergar o meio do *laser* e permitir que os elétrons reflitam, amplifiquem e sejam direcionados para fora da cavidade como um raio de luz (GREGORY, 1998, FULTON e SHITABATA, 1999).

GREGORY (1998) também descreve a física e a fisiologia do *laser*. O autor se refere á Albert Einstein e a sua “Teoria da Emissão Estimulada da Radiação (1917)”, onde o físico relatou que um elétron em órbita do núcleo de um átomo pode ser estimulado do seu estado basal para uma órbita mais elevada, sendo que neste processo ele armazenará energia. Uma vez que este estado excitado é instável, o elétron retornará ao seu estado basal quase imediatamente, liberando a energia acumulada em forma de luz ou fótons.

CHAMON (1995) descreveu que a emissão luminosa dos *lasers* inicia-se na excitação de elétrons de determinado elemento químico por uma fonte energética externa luminosa ou elétrica. Toda vez que elétrons são atingidos por fótons com determinada energia, eles absorvem a energia e se movimentam para níveis energéticos localizados em órbitas mais distantes do núcleo atômico. Esta configuração energética com elétrons excitados é instável e, portanto, em um curto espaço de tempo, este elétron retornará ao seu nível orbitário e energético original, com a liberação de energia em forma de um fóton exatamente do mesmo comprimento de onda e frequência do fóton que inicialmente o atingiu, fato este denominado de **emissão espontânea**. A emissão espontânea gera fótons monocromáticos, de direção aleatória e sem coerência. No entanto, se um fóton atinge um elétron que já se encontra excitado, este elétron retorna ao seu nível energético original com a liberação de um fóton que apresenta a mesma direção (luz colimada) e a mesma fase (coerência) do fóton que o atingiu. Este fenômeno, denominado **emissão estimulada**, é a base para a emissão do *laser*. Portanto, um feixe de luz que atravessa uma substância de características específicas poderá ser enfraquecido ou potencializado. Será enfraquecido se a maioria dos elétrons excitáveis estiver em sua órbita menos energética e, portanto, absorver energia luminosa para atingir órbitas mais energéticas. O feixe luminoso será potencializado se, ao contrário, a maioria dos elétrons estiver em sua órbita de maior energia e a passagem luminosa desencadear a emissão estimulada. Para se obter determinada substância com a maior parte dos seus elétrons em uma órbita mais energética – processo chamado de **inversão populacional** - é necessário que se forneça energia ao sistema. Nos *lasers* de cristal sólido, esta energia é fornecida através de um clarão de luz (*flash*) gerado por um tubo helicoidal. Nos *lasers* a gás esta energia é fornecida por uma descarga elétrica que passa através do meio gasoso e nos *excimer lasers*, ambas as fontes de energia, além de um feixe de elétrons, podem ser utilizadas (FULTON e SHITABATA, 1999).

Lasers (do inglês *Light Amplification by Stimulated Emission Radiation*) são, portanto, fontes de energia luminosa com características bem definidas (DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; GREGORY, 1998):

- A luz do *laser* é **colimada**, o que significa que ela viaja numa única direção (unidirecionalidade), com muito pouca

divergência mesmo em longas distâncias. Os comprimentos de ondas comuns difundem-se e perdem a intensidade rapidamente. Pode-se produzir mais energia dentro da luz do *laser* do que em qualquer outra fonte de luz com o mesmo tamanho de feixe.

- A luz do *laser* é **monocromática**, isto é, possui pequeno espectro de comprimento de ondas (monocromaticidade), consistindo de uma única cor ou uma variedade muito pequena de cores ou comprimentos de ondas. A luz comum tem uma variedade muito maior de cores ou comprimentos de ondas.

- A luz do *laser* é **coerente**, o que significa que todos os comprimentos de ondas movem-se em uma única fase, tanto em tempo quanto em espaço.

Estas características permitem uma alta concentração de energia luminosa sob a forma de fótons em uma pequena área e em um curto espaço de tempo. As propriedades espectrais dos *lasers* dizem respeito aos comprimentos de onda emitidos por determinada fonte. Uma luz incandescente emite radiações simultâneas que variam do ultravioleta ao infravermelho, com um espectro de mais de 400nm. Enquanto isso, o espectro de um *laser* para propósitos biomédicos é de cerca de 2nm. Os *lasers* podem ser caracterizados por seu comprimento de onda, de modo que os de comprimento de onda menor do que 280nm são denominados *lasers* de radiação UV distante e os de comprimento de onda entre 200 e 400nm, *lasers* de radiação UV próxima. Os *lasers* de radiação visível e os que emitem radiações de comprimento de onda maiores do que 700nm são denominados *lasers* de radiação infravermelha (IV) (DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995).

O uso incorreto da terminologia associada ao *laser* pode causar confusão e, em alguns casos, situações de perigo, se houver comunicação incorreta. Os seguintes termos são uma revisão básica das terminologias mais frequentemente utilizadas no *laser*.

A **absorção da luz do laser** nos tecidos produz um aquecimento deste, o qual por sua vez resulta na combinação de ablação e coagulação dos tecidos. A luz do *laser* é absorvida por vários materiais da mesma forma que a luz solar é

absorvida pelos tecidos (DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995; GREGORY, 1998).

A absorção da luz é descrita pela lei de Beer, que estabelece que quando a luz passa através de um meio absorvente uma fração fixa da luz que atravessou este meio será absorvida. Portanto, o grau de absorção do comprimento de onda é inversamente proporcional a profundidade de penetração da energia luminosa. Se um comprimento de onda particular tem um alto coeficiente de absorção pelo tecido alvo, sua penetração será superficial. Se um comprimento de onda tem um baixo coeficiente de absorção, a luz do *laser* penetrará mais profundamente dentro deste tecido. O grau de absorção dos *lasers* de uso clínicos também varia de acordo com o comprimento da onda e em menor quantidade com o tipo de tecido, sendo este o principal fator na seleção e aplicação do *laser* nos diferentes tratamentos. (DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995; GREGORY, 1998).

O grau de absorção de um material qualquer por um determinado comprimento de onda pode ser medido de duas maneiras: (1) o comprimento de extinção que é igual à profundidade que a luz penetra neste material antes de ter 90% de sua energia luminosa absorvida. A maioria da potência do *laser* é absorvida no primeiro comprimento de extinção, mas aproximadamente 10% penetram mais profundamente. Após dois comprimentos de extinção aproximadamente 1% continua a se propagar, e no terceiro comprimento de extinção apenas 0,1% continuará e assim por diante. (2) o comprimento de absorção que corresponde à profundidade a qual a luz penetra até que 63% desta seja absorvida. O comprimento de absorção de *lasers* clínicos na água varia conforme o comprimento de onda do *laser*. Como exemplo, o comprimento de absorção dos *lasers* azuis e verdes em água, como o *laser* de neodímio: YAG e o *laser* de argônio, são, de aproximadamente, 100m. Enquanto isso, o comprimento de absorção do *laser* CO₂ é de aproximadamente 20 μ m. Esta vasta diferença na absorção dos comprimentos de ondas é fator determinante na seleção das aplicações clínicas dos *lasers* (DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995; DERMATM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2); GREGORY, 1998).

WALSH e CUMMINGS (1994) utilizaram porcos para a análise da pele 48 horas depois da morte e apresentaram as bases para as propriedades ópticas

dinâmicas dos tecidos. A água tem a espectroscopia para o IV que envolve a absorção de fótons de baixa energia com conseqüente aumento da movimentação relativa, isto é, da energia de vibração do átomo específico dentro da molécula de absorção. Este mesmo autor também demonstrou que, considerado o coeficiente de absorção dinâmica da água no meio médio IV, pode-se explicar melhor e prever os resultados na ablação dos tecidos.

A **energia** do *laser* é a capacidade de se fazer o trabalho e a unidade de medida é o Joule (J). É geralmente calculada em cirurgia a *laser* como a potência multiplicada pelo tempo de aplicação, sendo uma medida de dosagem. As modalidades de energia são: contínua, superpulse e ultrapulse. (DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995; DERMA TM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2); GREGORY, 1998).

A **densidade de energia ou fluência** é o total de energia dividido pela área de corte transversal do *laser* e é expressa em joule por centímetro quadrado (J/cm^2) (DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995; DERMA TM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2); GREGORY, 1998).

A **potência** é a velocidade de performance da energia; é a energia dividida pelo tempo de aplicação. A unidade de medida é o watt (W) ou o Joule por segundo (J/seg). Um W equivale a um J/seg (DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995; DERMA TM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2); GREGORY, 1998).

A **densidade de potência** do *laser* é a velocidade de liberação de energia por unidade de tecido alvo. A densidade de potência é expressa em watts por centímetro quadrado (W/cm^2), e é determinada como a potência dividida pela área do ponto do *laser*. Uma vez que a área de um círculo varia com o quadrado do seu raio, qualquer redução no tamanho do ponto do *laser* produzirá um aumento de quatro vezes na energia no ponto de impacto. Aumentos na potência de saída do tubo resultam apenas num aumento linear na densidade de potência. A densidade de potência é uma medida estática e não conta com o tempo. Já a energia do *laser* leva em consideração o tempo. Densidade de Potência (W/cm^2) = $1000 \times \text{Potência (W)} / \text{Diâmetro do ponto do laser ao quadrado (cm)}$ (DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995; DERMA TM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2); GREGORY, 1998).

O **pulso** do *laser* é a sua energia liberada em pulsos curtos. A técnica para se transformar a energia de um *laser* de emissão contínua em pulsos é simplesmente bloqueando-se a sua passagem. O *laser* interrompido produz pulsos de curta duração utilizando um sistema semelhante a um ventilador, que faz interrupções no seu fluxo. O superpulso e o ultrapulso são processos de liberação de pulsos muito curtos com picos de potência muito altos. O *laser Q-switching* utiliza espelhos rotatórios, os quais resultam num acúmulo de energia gerando um pulso gigante com uma grande potência e uma duração muito curta. O pulso do *laser* apresenta, portanto, um tempo de duração e uma velocidade de repetição. Quanto maior a sua velocidade de repetição, menor será o seu tempo de duração. A medida utilizada para esta característica é o índice ou frequência de repetição de pulso, que é medido em hertz (Hz) ou pulsos por segundo (pps). A potência liberada no final das repetições é acumulada e dependente da velocidade e da duração do pulso (DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995; DERMATM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2); GREGORY, 1998).

O **ciclo** do *laser* refere-se ao tempo que o *laser* fica ligado durante um pulso repetitivo. É o produto da duração do pulso e a velocidade de repetição do mesmo, expressa em porcentagem. O ciclo do *laser* tipicamente varia de 2% a 50%. A potência média acumulada do *laser* pode ser aumentada quando se aumenta a velocidade de repetição do pulso, pois o ciclo do *laser* fica aumentado. Neste caso, a densidade de potência não foi aumentada, mas a liberação da mesma potência por pulso foi acelerada, resultando numa maior média de potência acumulada. O mesmo é verdadeiro em se aumentando a duração do pulso. Isto resulta numa maior média de potência cumulada, mas não altera a densidade de potência (DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995; DERMATM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2); GREGORY, 1998).

A **qualidade do feixe** representa a distribuição da potência ao longo do diâmetro do feixe. Esta distribuição é referida algumas vezes como modo de qualidade, e afeta a fineza com que o feixe pode ser focado. O menor ponto focal está associado com a curva de Gauss, e a distribuição da potência é em forma de sino, sendo o ponto de maior concentração de energia no centro do feixe. Os tubos de *laser* de diferentes tipos produzem feixes de *laser* de diferentes qualidades (DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995;

DERMA TM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2); GREGORY, 1998).

O **tamanho do ponto** do *laser* é controlado por lentes focais, ou simplesmente distanciando-se ou aproximando-se o *laser* do tecido alvo. É importante ressaltar que, pequenas variações da distância do *laser* ao tecido-alvo são suficientes para causar dramáticas alterações no diâmetro do ponto do *laser* e conseqüentemente na densidade de potência. A densidade de potência é distribuída em forma de curva de Gauss, sendo seu pico máximo no centro, e diminuindo na periferia (DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995; DERMA TM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2); GREGORY, 1998).

Os **instrumentos de manuseio** dos lasers, conhecidos como canetas, variam amplamente em tamanho, forma e mecanismo de ação. Entretanto, estes podem ser agrupados em poucas categorias, de acordo com o mecanismo de liberação (focada ou colimada) e pelo tipo de onda (contínua, superpulse ou ultrapulse) (DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995; DERMA TM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2); GREGORY, 1998).

Os **fundamentos da interação do laser com os tecidos** são bem conhecidos, sendo que as quatro interações primárias são a absorção, a difusão, a reflexão e a transmissão. ANDERSON (1993), em seu estudo da ótica da pele, enfatizou que estas propriedades são dinâmicas e podem ser alteradas inclusive a cada batimento cardíaco.

A **absorção** é a perda de um fóton quando a sua energia é aplicada numa área de transição, dentro de um átomo ou molécula. A absorção é responsável pelos efeitos clínicos de interação. Se não houver absorção não há efeito clínico ou dano. A absorção da luz pela melanina ocorre até o comprimento de onda aproximado de 1200nm, além deste comprimento de onda próximo ao IV, não existe essencialmente diferença ótica entre pele branca e negra (ANDERSON, 1993; DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995; DERMA TM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2); GREGORY, 1998).

A **difusão** é definida como a alteração da direção de propagação da luz por flutuações do índice refrativo. Difusão por pequenas partículas, de 50nm ou menor é considerada quase isotrópica, isto é, igual em todas as direções, sendo fortemente dependente do comprimento de onda. Sendo assim, menores comprimentos de onda são mais difundidos por pequenas partículas ou moléculas. Alguns raios do

laser sofrem difusão em novas direções enquanto viajam pelos tecidos, porém em geral os seus efeitos são pequenos. Ocorre quando a luz se choca contra o tecido, abandonando sua direção primária e continuando de uma maneira desordenada. A difusão ótica na pele humana é devida em grande parte ao colágeno e varia inversamente com o comprimento de onda (ANDERSON, 1993; DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995; DERMA TM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2); GREGORY, 1998).

Uma pequena porção dos raios também sofre reflexão a partir do tecido que é atingido, e apesar dos efeitos clínicos da luz refletida ser geralmente desprezível, ela pode representar a necessidade constante dos cuidados de segurança com a equipe médica. Reflexão, em última instância, vem a ser o retorno da luz do *laser* a partir de seu alvo e ocorre principalmente com a epiderme (ANDERSON, 1993; DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995; DERMA TM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2); GREGORY, 1998).

Transmissão é a passagem direta da luz do *laser* através do tecido alvo para as áreas adjacentes, geralmente sem nenhum efeito clínico na área alvo. Este efeito é visto primariamente na derme. Dependendo da eficiência do *laser*, do seu grau de absorção e da espessura do tecido, é possível que o *laser* passe através deste e a energia de transmissão atinja áreas profundas causando efeitos clínicos indesejáveis (ANDERSON, 1993; DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995; DERMA TM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2); GREGORY, 1998).

O termo cromóforo representa os materiais óticamente ativos nos tecidos e que agem como alvo de absorção para a luz do *laser*. Os cromóforos primários da pele são a hemoglobina, melanina e água. Os cromóforos podem, também, ser de fontes exógenas, como pigmentos de tatuagem. Quando um comprimento de onda particular é focalizado em um cromóforo, ele é altamente absorvido, ou seja, há mínima dispersão da luz do *laser* e o resultado clínico é maximizado (ACHAUER, 1997). As interações mais importantes do *laser* com a pele são feitas através da água, pois a água é o cromóforo predominante em quase todos os tecidos (WALSH e CUMMINGS, 1994).

O tempo de relaxamento térmico do tecido é o tempo requerido para o tecido aquecido perder 50% do seu calor através da difusão térmica para os tecidos

vizinhos. A difusão térmica significativa nos tecidos vizinhos não ocorrerá se o tempo de exposição ao *laser* for menor do que o tempo de relaxamento térmico específico de cada tecido. Espera-se uma lesão térmica mínima dos tecidos adjacentes se houver uma difusão térmica insignificante durante o pulso do *laser*. Sendo assim, o dano térmico ao redor dos tecidos é minimizado, e somente o tecido alvo é afetado. O tempo de relaxamento térmico para água pura é de 325 μ seg. Os valores para a pele humana são de aproximadamente 695 μ seg. Pulsos de 200 μ seg a 600 μ seg mostram, em estudos animais, que há menor difusão térmica na pele tratada. Os pulsos menores que 950 μ seg são curtos o suficiente para evitar dano térmico significativo (KHATRI, GOLDBERG e McDANIEL, 1996; ACHAUER, 1997).

A teoria da **fototermólise seletiva** revolucionou o papel do *laser* em medicina, levando a sua transformação em dispositivos precisos de ablação, e assim, dando a base para o desenvolvimento do *resurfacing* da atualidade. Estes pesquisadores demonstraram que era necessário empregar o comprimento de onda do *laser* que deveria ser seletivamente absorvido pelo cromóforo apropriado, e também, que a duração do pulso deveria ser mais curta do que o tempo de relaxamento térmico do tecido alvo, liberando assim energia suficiente para produzir o grau de dano desejado. A teoria descreve que o *laser* atua na pele determinando fototermólise por meio de duas propriedades básicas. A primeira é o comprimento de onda e a segunda é o tempo de exposição do pulso. O comprimento de onda determina a absorção da energia pelo tecido tratado e o tempo de exposição do pulso é responsável pela difusão térmica nos tecidos vizinhos. Na fototermólise seletiva os pulsos curtos de radiação óptica absorvidos seletivamente causam danos aos vasos sanguíneos e melanócitos em modelos experimentais, podendo também causar danos às estruturas pigmentares, células e organelas *in vivo*. Os tecidos entre as estruturas-alvo, incluindo as células superficiais e as células imediatamente vizinhas, são poupados, reduzindo potencialmente a destruição extensa. O direcionamento preciso não é necessário nesta forma única de radiação porque as propriedades óticas e térmicas inerentes conferem a seletividade do alvo. A restrição da lesão pode ser tão precisa como a da técnica da microaplicação do *laser*, sendo que milhões de estruturas alvo serão atingidas simultaneamente *in vivo* sem a necessidade de direcionamento preciso. Esta técnica apóia-se na absorção seletiva de pulsos de radiação curtos para gerar e confinar calor a certos pigmentos-alvo. Um

requisito absoluto é que os alvos tenham maior absorção ótica com um determinado comprimento de onda que o tecido adjacente. Este requisito pode ser encontrado selecionando-se alvos endógenos pigmentados ou pela utilização de corantes que possam marcar o tecido-alvo (PARRISH, ZAYNOUN e ANDERSON, 1981; ANDERSON e OARRUSGM, 1983; ANDERSON, 1996).

A interação do *laser* com os tecidos se dá em última instância pelos fótons. Quando um fóton encontra a superfície de um tecido ele pode ser refletido, difundido, transmitido ou absorvido. A troca energética ocorre quando um fóton é absorvido pelo tecido, sendo inversamente proporcional ao comprimento de onda do fóton e obedecendo à fórmula " $E=h \times c \times \lambda^{-1}$ ", onde "E" é a energia absorvida, "h" é a constante de Planck ($6,626 \times 10^{-34}$ J/seg), "c" é a velocidade da luz em determinado meio e " λ " é o comprimento de onda do fóton (FREIROG, CHAPMAN e SIELCZAK, 1987; BAGGISH, 1987; CHAMON, 1995).

A luz do *laser* é absorvida pelos cromóforos do tecido alvo, convertendo a energia luminosa em calor. No caso dos *lasers* utilizados para *resurfacing* o cromóforo é a água. A energia do *laser* é fortemente absorvida pela água: 99% em 90mm de água, com reflexão, dispersão e transmissão desprezíveis (PARRISH, ZAYNOUN e ANDERSON, 1981; DERMA™20 ER: YAG, 1997 (1 e 2)).

Quando a luz do *laser* é absorvida pelo cromóforo do tecido-alvo e convertida em calor produz-se um superaquecimento do mesmo e, conseqüentemente, sua vaporização ou corte. Portanto, os *lasers* utilizados para *resurfacing* aquecem a pele acima do ponto de ebulição da água. Com isso, a água vaporizada leva junto consigo os constituintes do tecido em forma de vapor. Este é o principal objetivo do *resurfacing a laser*, sendo que este efeito clínico é conhecido como dano ablação (DA). A luz do *laser* que não é absorvida e convertida em calor no tecido-alvo, começa a se difundir para os tecidos adjacentes. Se o tempo de exposição ao *laser* não respeitar o tempo de relaxamento térmico da pele ocorrerá difusão térmica significativa. A difusão térmica aquece os tecidos vizinhos causando desnaturação protéica e necrose de coagulação, sendo que este efeito clínico é conhecido como dano térmico residual (DTR). Portanto existe uma competição entre o DA no tecido-alvo que absorve a energia do *laser* e o DTR nos tecidos adjacentes que recebem o calor por difusão (PARRISH, ZAYNOUN e ANDERSON, 1981; TROST, ZACHERL e SMITH, 1982; ZWEIG, FRENZ, ROMANO e WEBER, 1990; DERMA™20 ER: YAG,

1997 (1 e 2); KIRSCH, ZELICKSON, ZACHARY e TOPE, 1998).

Estes efeitos teciduais são os princípios básicos das aplicações médicas do *laser*, sendo que o seu principal uso em cirurgia tem a finalidade de cortar ou vaporizar o tecido-alvo com mínimo trauma aos tecidos adjacentes. O cirurgião que trabalhe com *laser* deve aprender a selecionar o comprimento de onda adequado e a manipular a liberação de energia para controlar os efeitos teciduais e conseguir os resultados desejados. A manipulação do balanço entre o dano de ablação e o dano térmico residual é a arte que o cirurgião deve desenvolver para obter bons resultados (PARRISH, ZAYNOUN e ANDERSON, 1981; DERMA TM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2)).

O tempo necessário para o calor penetrar uma determinada distância é proporcional ao quadrado da distância. Portanto, se após 1seg o tecido 1mm abaixo da superfície alcançou 70°C, então para que 2mm do tecido alcance a mesma temperatura requererá um tempo de 4seg (PARRISH, ZAYNOUN e ANDERSON, 1981; DERMA TM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2)).

A velocidade de ablação é determinada pela densidade de potência do *laser* nos tecidos. Quanto maior a densidade de potência do *laser* mais rápida será a vaporização da água e mais rapidamente a ablação se processará. O segredo de um DA limpo com DTR mínimo é uma ablação mais rápida que o calor possa ser conduzido dentro do tecido subjacente. Isto garante que a coagulação seja limitada essencialmente ao comprimento de absorção do *laser*. Uma vez que a velocidade de ablação depende da densidade de potência, para cada tipo de *laser* existe uma densidade de potência crítica para uma lesão térmica mínima. Sempre que a densidade de potência for acima deste valor, o DTR será o menor possível para aquele tipo de *laser*, uma vez que a densidade de potência for reduzida, permite-se mais DTR em relação ao DA. Quando se tenta uma ablação com uma densidade de potência menor que a densidade crítica, pode ocorrer a carbonização, em que uma quantidade significativa de calor é retida no tecido em vez de ser eliminada em forma de vapor. Isto pode levar o tecido a se desidratar e sobre-aquecer-se. Nestas condições indesejáveis o tecido pode se aquecer muito acima do ponto de ebulição da água. Com o aumento da temperatura os constituintes orgânicos são reduzidos a carbono, os quais continuam a absorver fortemente a energia do *laser*, mesmo na

falta da água. A carbonização pode ser evitada utilizando-se densidades de potência maiores que os valores críticos (VOGLER e REINDL, 1996).

Enquanto a densidade de potência determina a velocidade na qual o tecido é vaporizado, o volume de tecido removido é inteiramente uma função da densidade de energia ou fluência do *laser* aplicado (PARRISH, ZAYNOUN e ANDERSON, 1981; DERMATM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2)).

A duração do pulso do *laser* afeta a eficiência da ablação em relacionamento inverso, isto é, pulsos curtos causam maior DA e menor DTR (PARRISH, ZAYNOUN e ANDERSON, 1981; DERMATM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2)).

O DA parece produzir resultados preferíveis em parte por retirar o colágeno envelhecido e/ou a área de degeneração actínica do colágeno, os quais determinam clinicamente as rugas e manchas; e também por iniciar o estímulo para a neocolagenização. Porém, um DA muito pronunciado pode atingir a derme reticular profunda e produzir cicatrizes indesejáveis no pós-operatório. O DTR de pequena monta pode produzir reação inflamatória para a limpeza dos tecidos necrosados, a qual, por sua vez, pode estimular a neoformação e remodelação do colágeno, além de ter um efeito hemostático sobre os vasos sanguíneos, coagulando-os. Entretanto, um DTR excessivo pode levar a um pós-operatório mais longo e com mais efeitos colaterais. Porém, se o DTR for muito reduzido pode haver maior sangramento por deixar abertos mais vasos sanguíneos. Sendo assim, o controle de profundidade das lesões causadas pelo *laser* é básico, principalmente quando são realizados procedimentos em regiões perioral e periorbital, bem como em outras áreas sensíveis como pescoço e braços (MILLER, 1997; GRECA, BIONDO-SIMÕES, PAULA, NORONHA, CUNHA, BAGGIO, BITTENCOURT, 2000).

O tamanho do ponto do *laser* e a qualidade do feixe de luz determinam se a potência e a penetração são controladas suficientemente, de forma a resultar em vaporização limpa, isto é, DA adequado sem excesso de DTR (PARRISH, ZAYNOUN e ANDERSON, 1981; DERMATM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2)).

Um ponto de *laser* de tamanho grande, com suficiente poder de densidade de potência para se obter vaporização, capacita DA mais uniforme e em um tempo mais rápido de tratamento. No entanto, requer uma potência muito maior para compensar a diluição da densidade de potência sobre a área aumentada do seu ponto. Um ponto de *laser* menor tem uma maior tendência de causar limites irregulares,

depressões e sangramentos. A utilização de maiores pontos de *laser* tem demonstrado menor DTR na periferia da aplicação (PARRISH, ZAYNOUN e ANDERSON, 1981; DERMA™20 ER: YAG, 1997 (1 e 2)).

A qualidade do feixe de luz está relacionada à distribuição da densidade de energia dentro do diâmetro do mesmo e tem impacto significativo sobre o DA. Um feixe de luz com forma Gaussiana, comum a *lasers* CO₂, têm poder de densidade irregular ao longo do diâmetro do feixe de luz. A densidade é alta no centro e baixa ao longo da margem causando mais DTR na borda da cratera de ablação. Um feixe de luz com uma forma não-Gaussiana, de 3mm de diâmetro, é uniforme em densidade e preferível para grandes áreas de ablação (PARRISH, ZAYNOUN e ANDERSON, 1981; DERMA™20 ER: YAG, 1997 (1 e 2)).

Vários fatores afetam o rejuvenescimento, envolvendo a balança sutil entre alcançar uma profundidade adequada de DA sem causar DTR excessivo aos tecidos, equacionando-se um resultado aceitável.

O benefício clínico máximo em relação às rugas, cicatrizes ou textura de pele está na dependência da profundidade do DA alcançando na derme papilar e reticular superficial. O cenário ideal de ablação a *laser* requer o alcance deste nível de profundidade com menor número de passadas combinado com menor quantidade de reação térmica para se produzir menos DTR. Entretanto, devido à espessura diferenciada da pele em determinadas regiões, nem sempre é possível alcançar a derme reticular superficial com uma única passada sem causar DTR significativo. O DTR aceitável é de 30µm a 50µm, sem levar em consideração o sistema de *laser* empregado. Para alcançar a profundidade apropriada de DA o cirurgião precisa estar constantemente consciente do nível alcançado em cada passada do *laser* e este nível pode ser determinado pela cor apresentada pelo tecido após a remoção dos tecidos desvitalizados. Um tom rosa denota epiderme, o cinza se refere à derme papilar, o amarelo-*chamois* à derme reticular (CHERNOFF, SCHOENROCK, CRAMER e WAND, 1995).

Entretanto, apesar da técnica de *resurfacing* a *laser* ser a última palavra em rejuvenescimento, há um limite para o que é alcançado com este tipo de procedimento que provoca ablação somente das porções mais superficiais da pele.

GOODMAN (1998) observa que o *resurfacing* facial com *laser* não produz a resposta completa em pelo menos três situações básicas comumente encontradas

em cosmetologia facial. Em primeiro lugar está o dinamismo do movimento facial. As linhas de expressão facial em pele danificada pelo sol podem ser apenas aperfeiçoadas pelo *resurfacing*. Entretanto, o *resurfacing* não direciona o movimento e estas linhas voltarão com o tempo. Em vista disso, as linhas produzidas por hiperquinese, como aquelas da área glabellar, fronte, cantos laterais e áreas nasais, seriam melhores tratadas com toxina botulínica. O segundo fator que limita as técnicas de *resurfacing* é a redundância de pele. Pele redundante ocorre quando o esqueleto da face e os tecidos profundos, especialmente a tela subcutânea, diminui com a idade. A técnica de *resurfacing a laser* aplicada a este tipo de problema causa algum grau de contração tecidual e, portanto, diminui a quantidade de pele redundante. Porém, na grande maioria dos casos, algum grau de adequação da pele e da musculatura por métodos cirúrgicos, como o *lifting*, será necessário. O terceiro fator de limitação para *resurfacing a laser* é a atrofia da tela subcutânea e da derme profunda que pode ocorrer como um resultado de várias doenças ou como parte do processo de envelhecimento.

FIELD (1998) argumenta que a falta de treinamento adequado no uso dos *lasers* por médicos jovens também constitui uma limitação na terapia com *resurfacing a laser*. A falta de informação científica e técnica sobre a cicatrização de ferimentos, bem como sobre o cuidado com problemas de pigmentação residual gera complicações. Além disso, os cursos de treinamento oferecidos, normalmente voltados para criação de estratégias criativas de *marketing*, formulação de planos de propaganda, treinamento e motivação de pessoas, não incluem dados sobre complicações e efeitos colaterais pós-operatórios, além de problemas legais. O autor sugere, então, a realização de treinamento interativo por um tempo relativamente longo, em que cursos teóricos preliminares, incluindo informações sobre complicações e estudos científicos, deveriam ser ofertados. O autor também ressalta a necessidade de realização de provas para obtenção de títulos de especialização na área.

KHORRAM, GOLDMANN, RADKE, LENNARTZ, MOTTAGHY, AFIFY, KUPPER e KLOSTERHALFEN (1998) estudaram os efeitos de uma esterase inibidora de efeitos térmicos chamada C1-INH que protege a microcirculação dérmica na fase aguda da injúria térmica.

KOMSA, KOYNOVA, KOSTOV e TENCHOV (2000) estudaram a redução da estabilidade térmica do colágeno tipo I após sua oxidação. Este tipo de colágeno desnatura-se a uma temperatura abaixo da temperatura do corpo quando é oxidado e isto pode ter implicação no DTR provocado pelo *laser* e no fotoenvelhecimento, os quais promovem oxidação por liberação de radicais livres durante o processo inflamatório.

DOLGUSHIN, IZUROCHKA, CHUKICHEV e KOLESNIKOV (2000), relataram o importante papel dos neutrófilos na regulação da resposta imune e da reparação nos tecidos lesados pelo *laser*.

FOTH, FARBER, GAUER e WAGNER (2000) estudaram o dano térmico causado pelo *laser* em membranas timpânicas de porcos para delimitar o limite seguro de exposição. Este limite foi de $8\text{W}/\text{cm}^2$.

RAWLINGSON, GREENACRE e BRAIN (2000) estudaram o papel da peroxinitrina no DTR causado pelo *laser*. A geração de óxido nítrico e superóxido pode levar a formação de peroxinitrina, um agente oxidante com papel no processo de injúria térmica.

RIES, SPEYER e REINISCH (2000) estudaram o efeito da condução térmica na superfície da pele durante o uso do *laser* no tratamento de lesões vasculares.

WILSON, McARDLE, GUERIN, TASKER, WAREING, FOSTER, JACKSON e RHODES (2000) estudaram proteínas térmicas que regulam a hipertermia da pele normal sugerindo um efeito protetor das mesmas contra a injúria térmica.

Os benefícios do *resurfacing* de pele a *laser* são decorrentes dos resultados de inúmeras pesquisas visando o aperfeiçoamento de parâmetros para utilização dos instrumentos, bem como do desenvolvimento tecnológico, propiciando o aparecimento de equipamentos mais sofisticados.

3.5 – O USO DO LASER CO₂ E DO ER PARA RESURFACING:

3.5.1 – O *laser* CO₂:

O *laser* CO₂ vem sendo usado há 30 anos e é considerado o carro-chefe dos *lasers* médicos, com aplicações efetivas demonstradas em várias especialidades, incluindo dermatologia, otorrinolaringologia, neurocirurgia, ginecologia, cirurgia geral

e cirurgia plástica. É o *laser* médico de mais amplo uso com novas aplicações sendo desenvolvidas continuamente. Todos os *lasers* CO₂ operam na parte mediana IV da porção invisível do espectro eletromagnético, com um comprimento de onda de 10600nm. Este comprimento de onda é invisível, portanto um *laser* de baixa potência, *helium neonio*, visível aos olhos, foi adaptado coaxialmente com o *laser* CO₂ para orientar o direcionamento das aplicações. Este tipo de *laser* é focado com lentes para que seja possível sua utilização em aplicações cirúrgicas. A potência final pode exceder 100W em operação contínua, e o seu pico de potência pode exceder 500W em operação pulsada. O *laser* CO₂ é absorvido pela maioria dos materiais dielétricos como a água, tecidos biológicos, vidro e plástico, sendo que este é absorvido instantaneamente pelo primeiro material absorvente que entre em contato, porém pode ser refletido por superfícies metálicas, mesmo quando escurecidas. Apesar de ser chamado *laser* CO₂, o meio é atualmente uma mistura de três gases: dióxido de carbono, nitrogênio e hélio. Por mais de 20 anos estes *lasers* usaram a corrente elétrica com fonte de energia, e *lasers* com esta fonte de energia ainda são manufaturas e usados com eficácia em muitas especialidades. Mais recentemente, alguns *lasers* CO₂ de nova geração operam em radiofrequência como fonte de excitação, capaz de gerar energia suficiente para conseguir ablação com um único pulso. Este avanço tecnológico foi primariamente responsável pelo uso seguro do *laser* CO₂ para *peelings* com finalidade estética (FRIEDMAN, 1987; KAUFER, GERONIMUS e WALDORF, 1995; TRELLES, RIGAU, MELLOR e GARCIA, 1998; ALSTER, NANNI e WILLIAMS, 1999).

DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL (1989) propuseram o uso do *laser* CO₂ para o tratamento de dano actínico na face.

O *resurfacing* de pele com o *laser* CO₂ foi realizado pela primeira vez em 1994 para remoção de cicatrizes, rugas, lesões benignas de pele e transplante de cabelo. O uso do *laser* CO₂ expandiu-se como ferramenta para realizar incisões em queimaduras e no debridamento de úlceras de decúbito, tendo como vantagens a ausência de sangramento, o menor edema e menos dor no pós-operatório. As limitações, por sua vez, incluem pós-operatório difícil, doloroso, com manchas e pigmentações, deixando um eritema que se prolonga de três a quatro meses. Além disso, os primeiros sistemas de *laser* CO₂ produziram DTR de difícil controle, relacionado com os efeitos da difusão de calor no tecido adjacente, resultando em

necrose térmica, o que pode causar cicatrizes hipertróficas (HRUZA, 1995).

O efeito do *laser* CO₂ é basicamente fototérmico, pois além da vaporização tecidual, provoca importante necrose de coagulação do tecido, levando a imediata e visível contração tecidual por lesão térmica do colágeno (ALSTER, NANNI e WILLIAMS, 1999).

Quando um *laser* CO₂ é usado para fazer ablação de pele para *resurfacing*, uma passada inicial causa aproximadamente 50µm a 60µm de DA, sendo que um adicional de 50µm a 75µm de tecido exhibe DTR, resultando em aproximadamente 100µm a 120µm de profundidade total de lesão com a passada inicial. A segunda passada não produzirá a mesma quantidade de destruição tecidual devido à dissecação da camada superficial do tecido produzida pela primeira passada. Por causa da diminuição da água, na segunda aplicação e passadas subseqüentes, há menor probabilidade de penetração mais profunda no tecido. No entanto, este fato não constitui uma vantagem, pois a segunda passada libera tanto calor quanto a primeira. Em vista disso, se uma grande parte do calor não é usada para realizar DA, a carga térmica do tecido aumenta levando a uma maior difusão térmica dentro da derme reticular e conseqüentemente mais DTR. Embora a ação do *laser* requeira este DTR para causar mudanças no colágeno dérmico e subseqüente retificação das rugas, o aprofundamento do mesmo pode causar risco potencial de cicatrizes (HRUZA, 1995).

O *laser* utilizado neste estudo foi o *laser* CO₂ Ultrapulsado (*Coherent Ultrapulse*), que é classificado como classe 4 pelo *National Center for Devices and Radiological Health*. A classe 4 representa os *lasers* com maior potência e, por esta razão, quem utiliza-os deve tomar as precauções para prevenir exposição à sua energia, tanto na pele como nos olhos, cuidando também com o poder reflexivo, o qual pode causar danos indiretos. Além disto, deve-se tomar precauções com o risco potencial de gerar incêndio, problemas elétricos e poluição (ALSTER, NANNI E WILLIAMS, 1999).

YANG e CHAI (1995) investigaram o DA em coelho com *laser* CO₂, por um período de 30 dias. Os parâmetros selecionados foram de 250mJ de energia por pulso e 2W de potência média com uma ponteira colimada de calibre de 3mm. A investigação macroscópica mostrou que o DA pelo *laser* CO₂ removeu a pele do

coelho com precisão sem a carbonização do tecido. A re-epitelização da pele sem a formação de cicatrizes e restauração do crescimento piloso ocorreu em três semanas. A investigação microscópica demonstrou uma camada de DTR de $70\mu\text{m} \pm 10\mu\text{m}$. Houve reações fibroblásticas importantes e, durante as duas primeiras semanas da ablação, a re-epitelização começou com a multiplicação de camadas epidérmicas. Estes achados sugerem que o *laser* CO_2 libera pulsos de curta duração, com alta energia, que podem oferecer nova abordagem para a ablação seletiva da epiderme e da derme papilar de coelhos, em um único pulso, com cicatrização em aproximadamente um mês.

CHERNOFF, SCHOENROCK, CRAMER e WAND (1995) examinaram a eficácia dos sistemas a *laser* CO_2 , *Coherent Ultrapulse* e *Sharplan SilkTouch*, em procedimentos de *resurfacing* e na cirurgia de transplante de cabelo, visando observar a precisão no controle de profundidade e no controle linear, sem causar DTR significativo às estruturas adjacentes, bem como procuraram verificar a reprodutibilidade das técnicas. A idade dos pacientes variou de 34 a 78 anos. A população foi constituída por pacientes com todos os tipos de pele, incluindo todas as combinações possíveis de variações de textura, com pele afetada por envelhecimento cronológico, envelhecimento causado por agentes ambientais; rugas finas, moderadas ou profundas e cicatrizes provocadas por acne e variola. Foram obtidos 498 espécimes histológicos. Em 276 espécimes foram realizados *resurfacing* utilizando-se o sistema *Sharplan* e em 222 o sistema *Coherent*. A revisão dos 498 espécimes histológicos revelou que a esfoliação cutânea a *laser* é possível com reação térmica mínima à derme restante e que esta reação mínima às estruturas adjacentes assegura cicatrização adequada. Concluíram que *resurfacing* a *laser* oferece uma alternativa superior aos métodos convencionais de esfoliação.

HRUZA (1995) realizou estudos histológicos comparando os sistemas *Coherent Ultrapulse* e *Sharplan SilkTouch* de *lasers* CO_2 e determinou que a primeira passada de *SilkTouch* remove a epiderme deixando atrás uma zona de $20\mu\text{m}$ a $30\mu\text{m}$ de DTR. Duas passadas com o *SilkTouch* causam $80\mu\text{m}$ de DTR; três passadas causam $150\mu\text{m}$ de DTR. Duas passadas com o *Ultrapulse* resultam em $40\mu\text{m}$ de DTR e três passadas resultam em $70\mu\text{m}$ de DTR. O aumento das zonas de DTR é, provavelmente, decorrente do ressecamento do tecido da primeira e

passadas subseqüentes. Cada passada deposita a mesma quantidade de energia, mas o tecido não vaporiza, absorve a energia, aumentando a extensão da zona de DTR. Duas passadas com o *SilkTouch* são aproximadamente iguais a três passadas com o *Ultrapulse* em termos de profundidade do DTR. Uma passada com o *SilkTouch* aproxima a profundidade do ferimento àquela causada por uma solução de Jessner a 35% e à do *peeling* químico por ácido tricloroacético. Duas ou três passadas de *SilkTouch* aproximam-se à profundidade da dermoabrasão e quatro ou mais passadas aproximam-se à profundidade do *peeling* por fenol de Baker.

FITZPATRICK, TOPE, GOLDMAN e SATUR (1996); FITZPATRICK (1988) utilizaram o *laser* CO₂ para ablação de pele fotodanificada em 73 regiões periorais e periorbitais, Observaram aperfeiçoamento em 46% da região perioral e 48% da região periorbital, após 1 a 12 meses. Presença de eritema persistente 90 dias após o tratamento em 19 dos 81 pacientes. Não foi observada hipopigmentação. Na área periorbital todos os pacientes com pele tipo IV (FITZPATRICK, 1979) e 27% com tipo III desenvolveram hiperpigmentação pós-inflamatória, enquanto que na área perioral 17% dos pacientes com pele tipo III e 86% dos pacientes com pele tipo IV desenvolveram hiperpigmentação pós-operatória. A hiperpigmentação foi solucionada dentro de quatro meses em todos os pacientes após a aplicação regular de ácido retinóico e creme de hidroquinona. A hiperpigmentação não foi observada em pacientes com pele tipo I ou II.

WALDORF, KAUVAR e GERONEMUS (1995) analisaram retrospectivamente 47 pacientes cujas rugas periorbitais, periorais e glabulares foram tratadas com *laser* CO₂ *SilkTouch*, após uma média de acompanhamento de 9,7 semanas. Fotografias anteriores e posteriores ao tratamento foram analisadas utilizando-se um sistema de avaliação em que zero indicou 0% de aperfeiçoamento da severidade da ruga; 1, menos do que 25%; 2, de 25 a 50%; 3 de 50 a 75% e 4 de 75 a 100% de aperfeiçoamento. A média de aperfeiçoamento na severidade da ruga foi de 3,4 na área periorbital, 3,2 na área perioral e 2,7 na área glabular. Todos os pacientes apresentaram eritema, que foi solucionado dentro de quatro meses.

TRELLES, DAVID, RIGAU (1996) investigaram os efeitos histológicos da profundidade do DA causado pelo *laser* CO₂ sobre a pele do antebraço de quatro mulheres caucasianas. Sobre a superfície volar do braço foram aplicadas uma, duas, e três passadas do *laser*, sendo que nos intervalos dos pulsos a pele foi hidratada e

limpa suavemente com gazes e solução salina. As ablações foram feitas com diâmetro do *laser* de 3mm, colimado, com duração de pulso de 0,6mseg e 250mJ de densidade de energia. A análise macroscópica mostra que um pulso simples produziu resíduo branco amarelado e seco. No segundo e terceiro pulso criou-se uma depressão na pele sem evidência de formação de resíduos ou sangramentos. A análise histológica mostra que as áreas tratadas com um pulso retiraram apenas a camada epidérmica. A aplicação de dois pulsos sobre a mesma área retirou por completo a camada epidérmica e uma remoção parcial da derme papilar superficial. A terceira exposição estendeu-se até a derme papilar profunda. O resultado microscópico de uma única aplicação mostrou DTR não significativo. Duas passadas sobrepostas não causaram DTR significativo nos tecidos adjacentes. Três passadas sobrepostas produziram DTR mínimo na profundidade do ferimento.

ANDERSON (1996) relatou em seu artigo que o *laser* CO₂ com 10600nm de comprimento de onda deposita energia nos 20µm superficiais da pele devido a sua grande afinidade pela água. O tempo de relaxamento térmico desta camada aquecida é menor que 1mseg, sendo que o tempo de exposição do *laser* nos tecidos menores que 1mseg pode vaporizar a fina camada de pele deixando apenas 50µm a 150µm de DTR. Duas a cinco aplicações de *laser* são necessárias, utilizando-se pelo menos 4J/cm² de energia, para se conseguir DA efetivo. Cada aplicação remove tipicamente 50µm a 200µm de tecido dependendo da energia utilizada. Melasma dérmico também pode responder à aplicação de *laser*. Apesar de uma nova epiderme se formar dentro de poucos dias, a cicatrização é lenta, com eritema presente tipicamente por duas a seis semanas. Uma pequena camada de fibrose na derme superficial se forma durante a cicatrização, a qual clinicamente não é aparente.

APFELBERG e SNIKKERM (1997) descrevem a utilização do *laser* CO₂ com gerador de padrões computadorizado. A regulagem utilizada foi com potência de 5W, velocidade de repetição de 20Hz e energia por pulso de 250mj. As regulagens do gerador de padrões computadorizado foram de formato 3, tamanho 9, e densidade 9. Foi realizada apenas uma aplicação do *laser* sobre as áreas determinadas. O estudo histológico mostrou que o *laser* retirou completamente a epiderme. Observou-se área uniforme de DTR de aproximadamente 150µm, não

incluindo o plexo vascular superficial. Concluem ser este um método rápido e eficiente.

ROSS, DOMANKEVITZ, SKROBAL e ANDERSON (1996) estudaram os efeitos da duração do pulso sobre o DA e o DTR utilizando *laser* CO₂. A perda de massa ocasionada pelo DA foi mensurada através de balança analítica e o DTR foi determinado através da histologia. O estudo foi realizado em pele de porco fresca retirada com dermatômo. O processo de emblocamento em parafina foi cauteloso para que as variações nos ângulos de secções fossem minimizadas. Os resultados mostram que os pulsos simples não foram suficientemente energéticos para causar dano histológico significativo nas bordas das áreas de ablação. O calor de ablação não foi significativamente diferente para os três tempos de duração dos pulsos estudados. Porém, o limiar de ablação foi significativamente maior para os pulsos de 10mseg que para o de 0,8mseg e 2mseg de duração. A presença de carbonização ocorreu apenas em pulsos com duração superior a 1mseg, e apenas nas bordas das áreas de ablação. Três mudanças na coloração do colágeno foram observadas. Na porção mais superficial uma fina camada de colágeno basofílico, e mais profundamente a esta, uma camada mais espessa e menos basofílica. Algumas biópsias que foram submetidas á pulsos de duração maior que 1mseg apresentaram uma pequena camada de carbonização. Além da ablação, outro mecanismo potencial é a contração imediata dos tecidos irradiados. Esta contração representa a desidratação e necrose do colágeno, resultantes do aquecimento dos tecidos. O tempo de duração do pulso deve ser menor que o tempo de relaxamento térmico da pele (0,6mseg a 0,95mseg) para que o DTR seja consistente no centro e nos bordos da ablação. Portanto, segundo o autor, para se obter DA com DTR mínimo, deve-se utilizar pulsos menores ou iguais à 1mseg, para exposições de 7,5J/ cm² e 14 J/cm². Pulsos mais longos apresentam focos de aumento do DTR e do DA.

BURKHARDT e MAW (1997) estudaram a eficácia do aumento do número de aplicações do *laser* CO₂ sobre as mesmas áreas. Utilizaram o *laser* CO₂ com as regulagens de 300mJ e densidade 4, aplicando 1 a 16 vezes sobre a mesma área, utilizando pele palpebral superior e pele de mama. A análise histológica mostrou que a primeira aplicação removeu a epiderme e a derme papilar, produzindo fina camada de colágeno dérmico dissecado na derme reticular superficial. As duas ou três próximas passadas reduziram muito pouco a profundidade da lesão. Após a 3^a ou 4^a

aplicação até a 16ª consolidou-se uma camada dissecada e não aumentou a profundidade da lesão, com DTR de 250µm a 400µm. Em nenhum caso houve lesão que alcançasse a espessura total da pele, e apesar do grande número de aplicações, a lesão ficou claramente restrita à derme reticular superficial e acima das estruturas necessárias para a re-epitelização. Os autores acreditam que a energia aplicada sobre os tecidos é dispersa inicialmente pela vaporização dos fluidos resultando na dissecação da derme superficial fazendo com que este processo seja autolimitado e seguro.

RUBACH e SCHOENROCK (1997) realizaram estudo prospectivo em 88 pacientes que se submeteram ao *laser* CO₂. O objetivo do trabalho foi realizar uma análise clínica e histológica do emprego do gerador de padrões computadorizados. Este aparelho foi desenvolvido para conferir uniformidade e precisão às ablações com o *laser*. Foram estudados o DA e o DTR. Neste estudo a energia foi mantida a mesma em todas as ablações, com 300mJ, sendo a densidade variável de 1 a 9. Os resultados mostraram que nas densidades 1 e 2 ocorreu ablação irregular dos tecidos, sendo que na densidade 1 havia áreas de remoção completa da epiderme e áreas intermitentes de epiderme residual. Nas densidades de 6 a 9 ocorreu o aumento progressivo do DTR. O DA variou de 65µm a 90µm com densidade 5 e o DTR variou de 0µm a 45µm. Os anexos cutâneos foram preservados em todos os experimentos.

STUZIN, BAKER, BAKER e KLIGMAN (1997) estudaram os efeitos histológicos do *laser* CO₂ em 10 pacientes, entre 51 e 85 anos, com envelhecimento actínico da pele. Foram testadas, na região pré-auricular, quatro aplicações diferentes de *laser*, com energias de 300mJ e 500mJ sendo duas e quatro aplicações com 300mJ e duas e quatro aplicações com 500mJ. Estas aplicações foram realizadas entre 15 dias e 6 meses anteriormente à cirurgia, quando se realizou a retirada destas áreas de pele junto com pele controle para serem analisadas histologicamente. A comparação das áreas testadas com as não testadas demonstrou mudanças histológicas consistentes, tanto na epiderme como na derme. Após as aplicações do *laser*, observou-se que a atrofia epidérmica e a atipia celular foram eliminadas e que todos os espécimes analisados exibiram regeneração normal do epitélio. Hiperplasia e hipertrofia melanocítica foram corrigidas após o tratamento. Todos os espécimes exibiram uma quantidade substancial de

neocolagenização, envolvendo tanto a derme superficial como a média. O estudo histológico também demonstrou que a profundidade da lesão causada pelo *laser* está relacionada à quantidade de energia aplicada. O aumento de energia causou lesão mais profunda e o aumento do número de passadas aumentou a área de tecido adjacente necrosado.

GREGORY (1998) descreve que o *laser* CO₂ não é conduzido adequadamente através de fibras, por este motivo utilizam-se condutores ocos orientados através de espelhos. Descreve também que a profundidade do DTR sobre os tecidos tem sido descrita entre 25µm a 100µm, mas geralmente considerada entre 25µm e 50µm para cada aplicação de *laser* sobre os tecidos.

ROSS, YASHAR, NASEEF, BARNETTE, SKROBAL, GREVENLINK e ANDERSON (1999) fizeram estudo piloto experimental em pele de porco com o *laser* CO₂. Foi aplicado o *laser* em 9 locais utilizando fluência baixa (9,5 J/cm²), moderada (16 J/cm²) e alta (32 J/cm²). Mediram a contração imediata, logo após as passadas do *laser* e observaram que a contração tende a aumentar com o aumento da fluência e do número de passadas até atingir um máximo de 38% de contração, após o qual a porcentagem de contração permanece constante. O DTR aumentou com o número de passadas nos grupos com fluência baixa e moderada, enquanto que nos grupos de fluência alta o DTR permaneceu constante com o aumento do número de passadas. Eles concluíram que o *laser* CO₂ produz contração tecidual imediata e DTR que é saturável para múltiplas passadas em fluências altas. Para fluências baixas, entretanto, há um aumento quase linear no DTR e na contração com o aumento do número de passadas.

GRAF, BERNARDES, AUERSWALD, ARAÚJO e NORONHA (1999) realizaram um estudo dos aspectos clínicos pós-operatórios e dos efeitos estéticos em 200 pacientes que se submeteram a *resurfacing* com CO₂.

AUERSVALD (1999) aplicou *laser* de CO₂ em pele de dorso de oito ratos linhagem Wistar nos quais ele estudou o Da e o DTR. Os animais receberam duas aplicações do *laser* regulado com potência de 300mJ, energia de 60W e fluência de 7,5J/cm². Descreveu modelo morfométrico para medir o DA que foi de 178,50µm e o DTR, que foi de 100,68µm.

NOWAK, McCOMARCK e KOCH (2000) estudaram o aumento da liberação de fatores de crescimento de fibroblastos após o uso do *laser* CO₂.

SANDERS e REINISCH (2000) compararam o DTR e o DA produzido pelo *laser* CO₂ pulsado e contínuo. O pulsado produz o mesmo efeito desejado com DTR e DA.

NORONHA, GRAF, KANNENBERG, BELLINI, PELLEGRINELLO e VROBLESWIKI (2001) estudaram os efeitos histopatológicos imediatos e tardios na pele lesada pelo *laser* CO₂ e observaram a neoformação de colágeno na derme papilar como causa do efeito clínico de rejuvenescimento (WEINSTEIN, 1998-2).

O *resurfacing* de pele facial mais realizado atualmente é o que utiliza o *laser* de CO₂ Ultrapulsado (alta energia e pulsação de curta duração), embora o resultado nas rugas e a qualidade da pele em longo prazo possam ser pouco satisfatórios. Além disso, o *laser* de CO₂ tem significativa morbidade, principalmente quando utilizado por médicos pouco experientes. No pós-operatório o problema mais comum é a persistência da hiperemia por longos períodos, sendo seguida por hiperpigmentação temporária ou até permanente, a qual se torna evidente geralmente após seis meses, quando cede a hiperemia. No entanto, a morbidade e os efeitos colaterais causados por este método tem estimulado a procura de métodos alternativos de remodelação cutânea (KAUFMANN, BEIER, OCHSENDORF e HISBT, 1997; SECKEL, YOUNAI e WANG, 1998; SPEYER, REINISCH, COOPER e RIES, 1998; JIMENEZ e SPENCER, 1999; WEINSTEIN, 1999-2).

3.5.2 – O *laser* ER:

Em 1975 foi construído o primeiro *laser* Erbium: Yttrium Aluminum Garnet ou Erbium: YAG (ER) que emite luz em temperatura ambiente. Somente depois que se descobriu que o comprimento de onda do *laser* ER correspondia ao pico de absorção de água que suas potencialidades médicas se tornaram aparentes (VEDLIN, 1995, ADRIAN, 1998).

O componente básico do *laser* ER, lançado comercialmente em 1996, é um cristal incolor, ópticamente isotrópico, com uma estrutura cúbica típica dos garnets. A concentração de íons erbium no cristal YAG é de aproximadamente 50%. O *laser* é

excitado por um *flash* e emite luz IV com um comprimento de onda de 2940nm, fortemente absorvido pela água e por substâncias orgânicas e inorgânicas. A água é o cromóforo mais abundante da pele, correspondendo a aproximadamente 70% do volume total. Os pulsos do *laser* são longos: entre 200 μ seg e 400 μ seg. Dentro da duração de um único pulso ocorre um número pequeno de pontas que dura aproximadamente 1 μ seg cada, e segue uma após a outra. Seus números e altura aumentam com a energia. Os *lasers* ER apresentam atualmente uma saída de energia acima de 1,5J, índices de repetição acima de 20Hz e uma potência média de 20W. A profundidade de penetração superficial combinada com a alta potência de seu pulso de luz dá-lhe a precisão dos bisturis convencionais em incisões de tecido e a possibilidade de realizar ablação tecidual com necrose térmica secundária mínima. O processo de cura é rápido e o sangramento pequeno (VEDLIN, 1995, FRANÇA, 1999).

WALSH, FLOTTE e DEUTSCH (1989) quantificaram o DTR em pele, córnea, aorta e osso causado pelo *laser* ER. Foi comparada a zona de DTR produzido por pulsos modo pontiagudo normal (*normal spiking-mode pulses*) e por pulsos *Q-switched* (pulsos interrompidos). Concluíram que pulsos do modo pontiagudo normal deixam tipicamente 10 μ m a 50 μ m de colágeno danificado na parede lisa da incisão. Entretanto, com altas fluências ($\approx 80\text{J}/\text{cm}^2$) rompimentos são produzidos na córnea e na aorta e 100 μ m de colágeno danificado são encontrados na borda da incisão. Pulsos interrompidos causaram menor DTR, tipicamente 5 μ m a 10 μ m de dano em todos os tecidos.

KAUFMANN e HIBST (1989) usando um *pulsed XeCl Excimer laser* (308nm) e um *laser* ER (2940nm) investigaram o DA na pele em função do número de pulsos, energia irradiada e índice de repetição. A análise das lesões *in vitro* realizada em pele humana excisada foi consistente com resultados *in vivo* obtidos de experimentos em pele de porco. A radiação do *Excimer laser* causou considerável DTR seguido por uma reação inflamatória e prejuízos no processo de cicatrização de lesões *in vivo*. Estas descobertas foram especialmente pronunciadas com altos índices de repetição necessários para destruição eficiente de grandes lesões. Por outro lado, o *laser* ER produziu lesões claras e precisas com DTR mínimo. Os autores concluem que o *laser* ER causa efetivo DA com pouco DTR. Concluíram

também que o *laser* ER parece ser um promissor instrumento cirúrgico para remoção cuidadosa de lesões da epiderme superior, se altos índices de repetição e um apropriado gerador de padrões computadorizado estiverem disponíveis para uso clínico.

KAUFMANN e HIBST (1990), usando um *laser* pulsado de *XeCl Excimer* (308nm) e um *laser* de ER (2940nm), investigaram ablação de pele *in vitro* realizada em pele humana excisada que foi consistente com resultados *in vivo* obtidos de experimentos em pele de porco. A radiação do *Excimer laser* causou considerável DTR enquanto o *laser* de ER produziu lesões claras e precisas com DTR mínimo. Concluíram que o *laser* de ER parece ser um promissor instrumento cirúrgico para remoção cuidadosa de lesões da epiderme superior.

HIBST e KAUFMANN (1991) investigaram os efeitos de diferentes parâmetros (níveis de energia, radiações, número de pulsos e índices de repetição de pulso) do *laser* ER em ablação de pele, apresentando mensurações *in vitro* dos níveis de ablação e *in vivo* dos efeitos do dano e da temperatura, visando compreender os mecanismos de ablação de pele por raio IV. Observaram que a radiação do *laser* ER nos experimentos *in vitro* resultou em crateras cônicas. Seus diâmetros sobre a superfície da pele foram de aproximadamente 900 μ m, maiores do que o diâmetro do feixe de luz (690 μ m). Por um índice de repetição do pulso de 1Hz, a profundidade da cratera está relacionada linearmente com a energia e a exposição da radiação. Aumentando-se o índice de repetição para 2Hz, aumenta-se a cratera mesmo com baixa exposição de radiação, mas aumenta a energia, ou seja, maior energia, maior a cratera. O DA aumenta com o aumento do índice de repetição de pulso mesmo com baixa energia. Foi medida, também, a média da temperatura após o pulso e encontrada temperatura isotérmica de perfil concêntrico em torno da cratera, utilizando-se pulsos de *laser* de 100mJ e 300mJ e freqüência de pulso de 1Hz a 5Hz. Com 300mJ a temperatura variou entre 40°C, 50°C e 60°C; com 100mJ não alcançou 50°C, mesmo quando se utilizou 5Hz. Com maior energia e maior número do índice de repetição de pulso, mais pulsos são necessários para alcançar estado estável. As mensurações da temperatura indicaram que para um pequeno número de pulsos ou para energia baixa, uma temperatura bastante alta que possa causar DTR, está limitada à estreita vizinhança da cratera. Correspondendo ao perfil da temperatura mensurada, o *laser* ER induziu lesões finas, com margens claras, sem

sinais aparentes de DTR. Conseqüentemente, sangramento capilar ocorreu quando as crateras alcançaram a derme papilar. A histologia apresentou somente poucos sinais de coagulação nas paredes e ao fundo da cratera, mas uma grande zona de dano na epiderme adjacente e na derme superior. A largura do DTR não foi constante ao longo da superfície da cratera, mas irregular. Foi, ainda, medida a extensão máxima de coagulação na parte mais funda e nas paredes da cratera. DTR na epiderme e na derme foram determinados pela zona de distorção celular. Concluíram que a temperatura necessária para o *laser* ER induzir DA de pele não é maior do que 100°C e que o DTR decorrente da desnaturação protéica é um processo dependente do tempo e da temperatura. O perfil da temperatura, por sua vez, depende da energia dos pulsos do *laser* e dos índices de repetição. Para aplicações clínicas, o uso de altas exposições de radiação aumenta o nível de DA sem afetar a zona de DTR.

WALSH e CUMMINGS (1994) apresentam estudo dos efeitos das propriedades óticas da água na ablação pelo *laser* IV médio. A absorção da radiação IV média é uma função da temperatura e pressão, ambos os quais elevam-se rapidamente durante um pulso do *laser*. Os resultados mostram que o coeficiente de absorção de água muda em até duas ordens de magnitude durante um pulso de *laser* de alta irradiação. Os autores apresentaram modelo de ablação em porcos no qual o corte do *laser* ER é mais profundo que o do Erbium: YSGG. Sugerem que o acúmulo de líquido aquecido e colágeno aquecido na superfície das áreas aplicadas poderia lesar os tecidos não ablados. Os tecidos com menor força tensil serão ablados com menor quantidade de energia, ao passo que os tecidos com maior força tensil necessitarão maior quantidade de energia.

JAFFE e WALSH (1996) avaliaram os efeitos dos variados graus de DTR causados pelo *laser* sobre o processo de cicatrização. Lesões de espessura parcial foram criadas em pele de porco da índia (cobaia) utilizando-se um *laser* Erbium: YAG (ER), um *laser* Holmium: YAG (HO) e um bisturi. Para monitorar a recuperação da epiderme o fluxo de água dos locais de ferimento foi quantificado e dados histológicos obtidos durante aproximadamente uma semana. Os resultados indicaram um padrão exponencial de perda de água em todos os ferimentos. O fluxo da água nos ferimentos induzidos por bisturi e *laser* ER foi inicialmente alto, porém decresceu rapidamente com índices de declínio (média \pm DESV PAD) de $0,46 \pm 0,01$

ao dia⁻¹ e $0,38 \pm 0,01$ ao dia⁻¹, respectivamente. Os ferimentos induzidos pelo *laser* HO demonstraram um padrão de declínio diferente com baixos valores de fluxo de água inicialmente e um índice de declínio de somente $0,13 \pm 0,01$ ao dia⁻¹. Concluíram que os dados histológicos e de fluxo de água revelam que ferimentos induzidos por *laser* ER obtêm integridade epidérmica rapidamente. Lesões induzidas por bisturi e ferimentos induzidos por *laser* HO apresentam cicatrização substancialmente vagarosa e contém maior granulação tecidual.

CUBEDDU (1996) estudou os mecanismos de ablação de córneas de coelho utilizando o *laser* ER, bem como a ocorrência de danos térmicos e mecânicos no tecido como função da fluência do *laser*. Os experimentos foram realizados sobre olhos enucleados e *in vivo*. Uma técnica de imagem ultra-rápida foi usada para analisar a evolução dinâmica do DA. As amostras tratadas foram submetidas ao estudo histológico e ultra-estrutural. Os resultados indicaram que uma única alta fluência do *laser* levaria à completa remoção do epitélio por um efeito fotomecânico. Em olhos cujo epitélio foi removido manualmente, pulsos de alta fluência resultaram em evidentes rompimentos no estroma e pulsos de baixa fluência em micro-incisões profundas caracterizadas por danos mecânicos e térmicos limitados. Concluíram que a ação fotomecânica tem um papel significativo na ablação de córnea por *laser* ER e que o controle preciso da fluência é necessário para evitar o fenômeno de rachadura no estroma.

KAUFMANN e HIBST (1996), utilizando um *laser* ER de alta potência, com fluência de energia de mais do que $1,5\text{J/p}$ e índice de repetição acima de 15Hz, investigaram o DA em pele de porco *in vitro*, e *in vivo* sobre um total de 30 pacientes que apresentavam diferentes desordens de pele. Os resultados demonstraram que a eficiência do DA *in vitro* cresce linearmente com exposição radiante e está inversamente correlacionada com a frequência dos pulsos. O DA com 10J/cm^2 (usado clinicamente) foi mensurado entre $10\mu\text{m}$ (em 10Hz) e $40\mu\text{m}$ (em 1Hz). Para altos índices de repetição, o DTR também não excedeu $50\mu\text{m}$, correspondendo clinicamente à hemorragia capilar depois da exposição da derme. Lesões superficiais, tais como nevus epidérmicos, foram facilmente retiradas e a re-epitelialização foi acelerada devido à falta de necrose tecidual. Tatuagens e partículas pigmentadas foram precisamente removidas. Entretanto, em lesões

profundas, o começo da hemorragia impediu o procedimento e foi observada formação de cicatriz após a re-epitelialização. Concluíram que a cirurgia pelo *laser* permite uma retirada extremamente precisa de lesões superficiais de pele e que o instrumento tem potencial para *resurfacing* de pele.

HRUZA e DOVER (1996) relatam que o *laser* ER em seu modelo *Q-switched*, assegura DA de aproximadamente 5 μ m a 15 μ m de pele, com poucos micrômetros de DTR, insuficiente mesmo para lacrar os menores vasos sanguíneos. Em seu modo normal, com uma duração de pulso de 250 μ seg, realiza DA de mais tecido por passada, deixando uma zona de DTR de aproximadamente 50 μ m, sendo potencialmente útil para *resurfacing* de pele, provocando desnaturação de boa quantidade de colágeno, de forma a se obter remodelação do ferimento e hemostase. O DTR reduzido provocado pelo *laser* ER permite uma re-epitelialização rápida reduzindo o tempo de recuperação do paciente, a duração do eritema e minimizando o risco de efeitos adversos relacionados ao aquecimento e cicatrizes hipertróficas.

KHATRI, GOLDBERG e McDANIEL (1996) relataram que sem dispersão térmica há um processo rápido de cicatrização, sendo que o tempo de cura para a área tratada por ER pode ser um terço menor do que aquela do tratamento pelo *laser* CO₂. Assim o *laser* ER pode ser usado para realizar um *peeling* suave da epiderme, com conseqüente cicatrização rápida.

McDANIEL, ASH, LORD, NEWMANN e ZOKOWSKI (1997) avaliaram prospectivamente a aplicação de um *laser* ER para determinar sua eficácia clínica em *resurfacing* de face, pescoço e mãos. Analisaram também, as mudanças pós-operatórias e tempo de recuperação dos 21 pacientes tratados. Os resultados demonstraram que a crosta pós-tratamento findou em uma média de 2,7 dias, a dor em uma média de três dias, eritema em uma média de 5,2 dias e edema em uma média de três dias. Foi realizada uma análise dos pacientes 12 meses após a operação que revelou 52% de melhoria combinada de todas as áreas. A aparência facial foi aperfeiçoada em 58%; lábio superior em 43%; mãos em 48% e pescoço em 44%. Concluíram que, em geral, o *laser* ER produziu consistente redução de rugas e aperfeiçoamento da aparência de pele danificada pelo sol. O tempo de re-epitelialização e de duração do eritema foram menores do que aqueles tipicamente observados com *resurfacing* a *laser* CO₂.

HOHENLEUTNER, HOHENLEUTNER, ELÄUMLER e LANDTHALER (1997) procuraram determinar a eficácia do DA e o total de DTR produzido pelo *laser* ER. Amostras *in vitro* e *in vivo* de ablação sobre pele humana foram obtidas com a aplicação do *laser* e avaliadas microscopicamente. Os resultados demonstraram que o início da ablação deu-se aproximadamente em $1,6\text{J}/\text{cm}^2$. Os níveis de ablação aumentaram linearmente com a fluência e o limite baixo da eficácia foi de aproximadamente $2,5\mu\text{m}$ por passada por J/cm^2 , levando a velocidades de ablação de $70\mu\text{m}/\text{seg}$ a $100\mu\text{m}/\text{seg}$ e mais altas. Com o aumento do número de passadas aplicadas sobre um ponto, a ablação decresceu significativamente. O total de DTR foi claramente dependente do número de passadas aplicadas, ao passo que altas fluências aumentaram minimamente as zonas de coagulação. As amostras *in vivo* confirmaram estes resultados. Passadas sobrepostas em um raio de ação de $4\text{J}/\text{cm}^2$, aplicadas em movimento de varredura, provaram ser ótimas para um DA eficiente de pele, com resultante superfície lisa e uma zona de DTR não excedendo $50\mu\text{m}$. Ressaltaram, porém, que a ablação permanece limitada à derme superficial e que a hemostase não pode ser alcançada devido à falta de coagulação. Concluíram que a alta potência e frequência de repetição tornam este *laser* um instrumento efetivo para ablação de pele, sem aumento de necrose térmica.

ACHAUER (1997) refere que utiliza o *laser* ER porque é menos agressivo embora não produza resultados dramáticos como os produzidos pelo *laser* CO_2 . Ele requer duas a três vezes mais passadas para se obter resultado similar e é pouco hemostático. As densidades de energia são diferentes para o ER, sendo que os níveis podem ser classificados como leve ($5\text{J}/\text{cm}^2$ a $8\text{J}/\text{cm}^2$), moderado ($10\text{J}/\text{cm}^2$) ou pesado ($12\text{J}/\text{cm}^2$ a $14\text{J}/\text{cm}^2$). Geralmente são necessárias de duas a cinco passadas com mais passadas adicionais nas áreas problemáticas.

NEMETH, MILLER, GLASS, MESSINA e REHNKE (1997) iniciaram pesquisa clínica em 1996 e tem desenvolvido um regime terapêutico mais agressivo focalizado na preparação de locais para transplantes de cabelo com o *laser* ER. Descreveram o tratamento de cicatrizes de acne em 15 pacientes, com vários passos clínicos. Primeiramente trataram todos os pacientes com tretinoin e aciclovir, depois iniciou a terapia com o *laser* ER com uma a três passadas sobre toda a face, em uma fluência de aproximadamente $10\text{J}/\text{cm}^2$. Em seguida esculpiram as bordas das cicatrizes com um ponto de *laser* pequeno e alta fluência. Estes níveis de

fluência removem tipicamente acima de $3\mu\text{m}/\text{J}/\text{cm}^2$ de tecido. Assim, a epiderme de toda a face, bem como outra camada da derme papilar acima de $100\mu\text{m}$ de espessura foi removida durante a fase inicial de baixa fluência. Durante a escultura fina, cada passada removeu aproximadamente $250\mu\text{m}$ de tecido dérmico, sendo que um total de acima de $1,5\text{mm}$ foi removido em cada tratamento. Após a remoção de toda a epiderme facial, a camada dérmica papilar rosa foi exposta. Houve algum sangramento durante o tratamento, o que é esperado quando há uma zona de coagulação reduzida. Após duas semanas, o processo de cicatrização foi completo, revelando melhoria significativa. A re-epitelialização foi completa em 10 dias e o eritema pós-tratamento desapareceu em três semanas. Não houve aparecimento de hiperpigmentação pós-inflamatória.

DRNOVSĚK-OLUP e VEDLIN (1997) utilizaram o *laser* ER para tratamento de 64 pacientes com desordens benignas de pele, como ceratose seborreica, verruga plana, xantelasma, hidroadenoma, cloasma, lentigo senil, nevo epidérmico, ceratose actínica, pólipo fibroepitelial e cicatrizes. As lesões foram irradiadas com energias de 100mJ a 1000mJ , com índices de repetição de 2Hz a 10Hz e diâmetros de 2mm a 8mm do ponto de *laser*. Os resultados demonstraram que a epiderme foi efetivamente removida na base de camada por camada. Para ablação foram necessárias densidades de energia mais altas do que $2,5\text{J}/\text{cm}^2$. Foi obtido efeito hemostático pela irradiação da superfície do sangramento com poucos pulsos de *laser* de baixa densidade de potência. Não foram observadas cicatrizes durante a recuperação.

KYE (1997) mensurou a eficácia e segurança do *laser* ER em *resurfacing* de cicatrizes faciais. Foram incluídos no estudo trinta pacientes portando cicatrizes pequenas, de varíola e de acne, todos com tipos de pele III e IV. Os pacientes foram instruídos quanto ao uso do creme tretinoin $0,05\%$ à noite, por duas a quatro semanas antes do tratamento. Foi usado um *laser* ER com uma peça manual de 2mm , com $500\text{mJ}/\text{p}$ e $3,5\text{W}$ a $4,5\text{W}$. Duas semanas após o tratamento, foi recomendada aplicação tópica de hidroquinona a 4% , tretinoin a $0,05\%$ e creme de hidrocortisona a 1% , para uso durante duas a quatro semanas. Fotografias faciais foram obtidas com duas semanas de intervalo pós-operatório. Os resultados foram avaliados quanto às mudanças de textura e cor da pele em duas semanas, um e três meses. Três pacientes com cicatrizes de acne concordaram com a realização de

biópsia de pele. Os resultados indicaram que três meses após o tratamento, todos os pacientes com cicatrizes pequenas tiveram melhoria de 55% e pacientes com cicatrizes de acne em média de 40%. Concluiu que o *resurfacing* de pele com *laser* ER é um tratamento efetivo e seguro para cicatrizes faciais.

TEIKEMEIER e GOLDBERG (1997) avaliaram o papel do *laser* ER no tratamento de rugas. Vinte pacientes com rugas periorais, periorbitais e de frente foram tratados. Pulsos de energia variando entre 400mJ e 800mJ foram utilizados, bem como tamanhos de pontos de *laser* de 2,5mm e 5mm. Os pacientes foram avaliados em dois dias, um mês e dois meses pós-operatório quanto ao eritema, tempo de cicatrização, grau de aperfeiçoamento e grau de pigmentação. Todos os pacientes mostraram aperfeiçoamento das rugas. A re-epitelialização ocorreu entre 4 e 10 dias. O eritema pós-operatório foi solucionado em menos de duas semanas. Melhoria clínica ocorreu entre três e oito semanas após o tratamento. Concluíram que o *laser* ER tem um papel importante no tratamento de rugas superficiais.

GOLDMAN (1997) estudou as técnicas de aplicação do *laser* ER para *resurfacing* facial nos seus 100 pacientes.

BASS (1998) avaliou o tempo de recuperação, duração do eritema e melhoria clínica usando *resurfacing* a *laser* ER. Vinte e cinco pacientes foram tratados com duas passadas em toda a face e de três a cinco passadas foram realizadas em unidades estéticas muito afetadas. A cada visita de acompanhamento, porcentagens de re-epitelialização, eritema e inchaço foram mensuradas e a presença ou ausência de complicações foi observada. Melhoria clínica foi avaliada em até seis meses por profilometria ótica em um subconjunto de pacientes. *Resurfacing* por ER produziu uma brancura transitória da derme seguida de uma retomada da aparência rosa. O ponto final cirúrgico foi julgado pela eliminação de rugas visíveis ou presença de sangramento pontuado. Sangramento da superfície dérmica foi menor do que o comumente encontrado com a dermoabrasão, porém maior do que aquele provocado por *resurfacing* a *laser* CO₂. Uma quantidade moderada de contração tecidual foi observada durante o tratamento. O período médio re-epitelialização total foi $6,9 \pm 0,97$ dias. A duração média do eritema foi relativamente curta comparada com *resurfacing* a *laser* CO₂. Melhoria clínica foi $44 \pm 30\%$ na área lateral da face e $55 \pm 22\%$ na área do lábio superior. Não foram observadas infecções ou cicatrizes hipertróficas. Hiperpigmentação e hipopigmentação foram observadas em 24% e

12% dos pacientes, respectivamente. *Resurfacing* com ER é um meio fidedigno de se obter melhoria de rugas com menor tempo de recuperação e duração de eritema comparando-se com aqueles obtidos com *laser* CO₂. A técnica é significativamente diferente do *resurfacing* por *laser* CO₂ quanto à seleção do ponto final, número de passadas e níveis de energia.

PEREZ, BANK e SILVERS (1998) avaliaram clínica e histologicamente parâmetros específicos de tratamento de rugas por *laser* ER. Quinze pacientes apresentando rugas faciais periorais, periorbitais e totais foram tratados com o *laser* ER, utilizando-se 0,8J a 1J, tamanho do ponto do *laser* de 5mm, com fluência final de 4J/cm² a 5J/cm². Após o tratamento, os pacientes foram avaliados diariamente por sete dias e semanalmente por dois meses para observação do eritema, tempo de recuperação, melhoria e mudanças de pigmentação. Foi feita, também, avaliação histológica da pele facial pré-auricular *ex vivo* para determinar a profundidade de penetração das múltiplas passadas do *laser*. Os resultados demonstraram que todos os pacientes apresentaram algum grau de melhoria de suas rugas. A re-epitelialização ocorreu entre três e oito dias e todas as evidências do eritema foram solucionadas entre três e seis semanas após o tratamento. O nível de DA constatado foi o seguinte: depois de uma passada há ablação da epiderme abaixo da camada granulosa, sob a qual há uma fina camada de DTR e os queratinócitos mostram balonização; após duas passadas do *laser* há ablação da epiderme ao nível da camada basal, DTR mínimo e queratinócitos basais lesados podem ser identificados; depois de três a quatro passadas, a epiderme mostra ablação total com uma derme papilar reativa, demonstrando perda do arranjo do colágeno e orientação perpendicular das fibras de colágeno; depois de cinco a seis passadas há ablação total da epiderme e dentro da derme papilar, com pouco DTR. A derme papilar e a derme reticular superficial mostraram perda do arranjo e orientação perpendicular das fibras de colágeno. Ilhas de pele normal sugeriram que o menor DTR permitiu que as estruturas anexais persistissem nas áreas tratadas. Após cinco ou seis passadas há ablação da derme papilar profunda e da derme reticular superficial. Concluíram que o *laser* ER tem um papel significativo no tratamento de rugas superficiais e profundas.

WEINSTEIN (1998-1) realizou estudo de 141 pacientes usando um *laser* ER, observando que foi possível fazer DA preciso da pele com menor DTR do que

aquele observado com os *lasers* CO₂ disponíveis. O gerador de padrões computadorizados permitiu realizar ablação homogênea e precisa da epiderme e da derme superficial, embora o *resurfacing* profundo levasse ao aparecimento de sangramento. A recuperação foi mais rápida do que geralmente é observado usando-se *lasers* CO₂. O eritema foi menos marcado e desapareceu dentro de três a quatro semanas. Estudos histológicos confirmaram o grau mínimo de DTR, como evidenciado clinicamente. A análise histopatológica demonstrou que, utilizando-se 5J/cm², 20Hz e 30% de sobreposição, foi produzido dano epidérmico superficial (30µm a 40µm), com necrose térmica sem importância. Usando-se 10J/cm², 20Hz e 30% de sobreposição, foi produzido dano epidérmico ao nível da camada basal (50µm), com necrose térmica mínima (5µm). Usando-se 15J/cm², 20Hz e 30% de sobreposição, foi produzido dano total da superfície epidérmica, penetrando através da membrana basal, mas produzindo ablação mínima (20µm) da derme papilar superior, com uma faixa muito pequena de necrose térmica (10µm a 15µm). A preservação dos folículos pilosos foi constante em todos os espécimes analisados. Com 20J/cm², 20Hz e 30% de sobreposição, foi feita ablação completa da epiderme com significativa ablação da derme papilar (40µm), com uma pequena faixa de necrose térmica (5µm a 15 µm). Altas fluências cumulativas levam à ablação profunda sem outros incrementos de necrose térmica. A análise histopatológica com seis semanas demonstrou formação de novo colágeno e perda de elastose solar, mas somente foram obtidas com fluências cumulativas de 20J/cm², 20Hz e 30% de sobreposição, ou seja, fluências de pelo menos 20J/cm² foram necessárias para produzir nova formação de colágeno.

HUGHES (1998) objetivou mensurar a contração cutânea resultante de *resurfacing a laser* ER. Utilizando lentigos como marcas de pele, foi feito *resurfacing* de áreas quadradas sobre a pele do antebraço. A distância entre as marcas de pele foi mensurada antes, imediatamente depois, em três dias e semanalmente por 16 semanas depois da cirurgia. Os resultados mostraram que após duas a três passadas do *laser* ER houve um imediato retesamento linear da pele de 4%, que persistiu durante três dias, aumentando para 8% em uma semana, 11% em duas a quatro semanas, 13% em seis semanas e 14% em 16 semanas. Concluiu que *resurfacing a laser* ER produz contração cutânea mensurável e que este fenômeno

pode contribuir para o positivo retesamento clínico da pele humana.

POLNIKORN, GOLDBERG e SUWANCHINDA (1998) procuraram determinar a eficácia e segurança do tratamento por *laser* ER em 50 pacientes com pele do tipo asiático, apresentando rugas, cicatrizes, alteração pigmentar e uma variedade de lesões cutâneas. Os indivíduos foram avaliados quanto à eficácia clínica, cicatrização do ferimento, eritema pós-operatório e mudanças pigmentares pós-inflamatórias. Os resultados apresentaram melhoria significativa em todos os pacientes, com os seguintes graus de aperfeiçoamento: tratamento de rugas, 100% de melhoria na textura da pele e 80% na remoção de rugas; rinoftima e cicatrizes de varicela (90%); cicatrizes de acne (50 a 60%); pacientes com pele envelhecida por agentes ambientais e melasma apresentaram 70 e 60% respectivamente de melhoria. Períodos de pequena duração para re-epitelização e resolução do eritema foram notados quando comparados com resultados previamente relatados de *resurfacing* a *laser* CO₂. Concluíram que o *laser* ER é um meio seguro e efetivo para tratamento de pele do tipo asiática.

GOLDBERG (1998); GOLDBERG e MEINE (1998) estudaram 100 pacientes com pele fototipo I a IV em região periorbital e perioral. Foi utilizado *laser* de ER com fluência de 4J/cm² a 10J/cm² com 20% a 30% de sobreposição, sendo o ponto final ideal do *laser* a remoção das rugas ou um sangramento expressivo que demonstra a penetração na derme reticular. Oitenta e oito por cento dos pacientes mostraram re-epitelização completa com cinco a sete dias e 11% em até 14 dias. O eritema estava presente em 100% dos pacientes, que durou de uma a oito semanas. A hiperpigmentação pós-inflamatória ocorreu em 10% e resolveu entre 8 e 20 semanas e em somente um caso a hiperpigmentação permaneceu até seis meses. Nos pacientes com rugas leves a melhora foi de 75 a 100% e nas rugas moderadas de 50 a 75%. Relatam também que a re-epitelização após a abrasão depende da migração dos queratinócitos das estruturas pilo-sebáceas. Estas estruturas estão marcadamente diminuídas na pele do pescoço quando comparadas à pele da face, cicatrizando mais lentamente após a ablação da epiderme, com um risco mais alto de desenvolver cicatrizes hipertróficas. Foi utilizado o *laser* de ER numa fluência de 3J/cm² a 4,5J/cm², com quatro passadas no pescoço e com sobreposição de 10%. A cicatrização ocorreu em 7 a 10 dias e a resolução completa do eritema em até 20 dias. Concluiu que este resultado pode ser atribuído à alta especificidade pela água,

menor profundidade de penetração e lesão térmica pequena quando comparado ao *laser* de CO₂.

GOLDBERG e METZLER (1999) estudaram 242 áreas em 61 pacientes com fotoenvelhecimento com rugas grau I e II (leve e moderada), utilizando o *laser* Q-switched Nd: YAG com comprimento de onda de 1064nm e fluência de 2,5J/cm². Este *laser* libera um raio que não é absorvido pela água do tecido e é não-seletivo dentro da derme e parece ser absorvido pelos melanossomas. Todos os pacientes receberam três tratamentos num intervalo de um mês cada. Após oito meses houve melhora na textura e na elasticidade da pele. Por não provocar ablação epidérmica este tipo de *laser* tem um baixo risco de eritema prolongado e a pequena lesão térmica tem um importante papel no remodelamento dérmico com melhora das rugas finas.

ALSTER (1999-1) utilizou seis diferentes tipos de *laser* de ER (Candela, Continuum Biomedical, HGM, MDLT, SEO, Sharplan-ESC) em 12 pacientes, com fluência idêntica de 5,0J/cm², três passadas. Mínima ou nenhuma contração do colágeno foi evidente durante o procedimento. Em todos os pacientes com uma semana já havia re-epitelização completa. Hiperpigmentação ocorreu até a quarta semana de pós-operatório. A melhora clínica foi de 50%. Histologicamente três passadas de ER provocou um DA de 8µm a 12µm sem DTR na derme. O efeito termomecânico do *laser* de ER resulta em menor difusão térmica, necrose coagulativa, hemostasia e contração do colágeno. Diferentes sistemas de ER não produzem medidas diferentes de efeitos teciduais.

WEISS, HARRINGTON, PFAU, WEISS e MARWAHA (1999) avaliaram o efeito clínico e histológico do *laser* de ER no *resurfacing* regional das rugas da região periorbital. Quinze pacientes foram submetidos à aplicação de *laser* de ER, três passadas com uma fluência de 21,2J/cm². A terceira passada foi utilizada fluência de 15J/cm² diretamente na linha da ruga. Ele observou que a re-epitelização foi rápida com duração média de 2,65 dias. O eritema durou em média duas semanas. A histologia mostrou DA completo da epiderme na primeira passada com zona de DTR de 10µm, sendo que após a segunda e terceira passada o DA foi de 10µm dentro da derme papilar com um aumento de 10µm para 20µm no DTR. Concluiu que o uso do *laser* de ER de forma regional apresentou menor eritema, re-

epitelização mais rápida, menor morbidade e diminuição das linhas de demarcação que o *laser* CO₂, com resultados clínicos semelhantes ou até superiores.

GOLDMAN, FITZPATRICK e MANUSKIATTI (1999); GOLDMAN e MANUSKIATTI (1999) estudaram 20 pacientes consecutivos separados em dois grupos de 10 pacientes. O objetivo do seu trabalho foi avaliar o tratamento de pele de pescoço fotoenvelhecida com o *laser* de ER. No primeiro grupo foi utilizada fluência de 8,7J/cm² na primeira passada, seguida de ponteira não colimada e fluência de 2 a 9J/cm². No segundo grupo todo o pescoço foi tratado com uma passada, fluência de 13,5J/cm², seguida de segunda passada apenas na metade superior do pescoço com fluência de 2J/cm² a 6J/cm². Após seis meses houve normalização da epiderme com aumento de colágeno novo na derme. A melhora da textura da pele foi maior no segundo grupo. Concluiu que a pele fotoenvelhecida do pescoço pode ser tratada efetivamente com o *laser* ER com mínimos efeitos colaterais.

JIANG, LEVINE, NETHAL, BALDASSANO, KAMINO e ASHINOFF (2000) estudaram o uso do *laser* ER no tratamento de ceratoses actínicas.

NORONHA, FRANÇA, MARTINS e CZECHKO (2001) e NORONHA, MARTINS, TAFAREL, CZECHKO e FRANÇA (2001) estudaram comparativamente o uso do *laser* ER com duas e quatro aplicações sem sobreposição do ponto do *laser*. Concluíram que a ausência de sobreposição deixa intervalos de pele não lesada pelo *laser* e que a multiplicidade de passadas pode substituir a sobreposição do ponto.

O *laser* de ER é 12 a 18 vezes mais absorvido pelo tecido cutâneo que o *laser* CO₂. Esta característica torna seu efeito no tecido basicamente fotomecânico, causando ablação com pouca necrose coagulativa do tecido (HIBST, STOCK e KAUFMANN, 1997; ALSTER, 1999-2).

3.5.3 – Estudos comparativos entre os *lasers* CO₂ e ER:

Pode-se observar na literatura grande quantidade de estudos relacionados à aplicação do *laser* CO₂ em *resurfacing* de pele. No entanto, os estudos que relatam comparações entre os dois tipos de *laser* são restritos e a maioria das publicações data da década de 90 (TAYLOR, SCHAFFER, NORDQUIST, PAYTON, DICKEY e

BARTELS, 1997; NORONHA, CHIN, MENINI, KNOPLHOLZ, RAMPAZZO, GRAF, 2001). Para melhor compreensão deste experimento são apresentadas algumas conclusões dos trabalhos estudados, englobando características como DA e DTR, ambos causados pelos dois tipos de *lasers*.

ZWEIG, FRENZ, ROMANO e WEBER (1998) compararam a profundidade e a forma dos orifícios produzidos por pulsos únicos com comprimentos de onda 2,94 μm como é visto no *laser* ER e de 10,6 μm como é visto no *laser* CO₂. Utilizaram amostras de gelatina e tecido, explicando que a gelatina foi escolhida como substituto por seu conteúdo de água e por sua elasticidade peculiar. Enfatizaram, também, a profundidade de penetração ótica e a forma do pulso no processo de ablação. Mensuraram a profundidade dos orifícios produzidos pelo *laser versus* a energia do pulso para ambos os comprimentos de onda, trabalhando com diâmetros do ponto do *laser* que variaram entre 90 μm a 360 μm . Os pulsos tiveram uma duração de 250 μseg e energias de 49mJ para o *laser* ER e de 90mJ para o *laser* CO₂. Concluíram que o DA com comprimento de onda de 2,94 μm e com 10,6 μm provém da evaporação e remoção de líquido. A extensão do DA depende das propriedades elásticas da amostra e de sua viscosidade, bem como do feixe direcional e da profundidade de penetração ótica do feixe de corte. Com 2,94 μm o DA é mais pronunciado e a temperatura média de dispersão do material vaporizado mais baixa do que com 10,6 μm . Como consequência, o DTR adjacente é reduzido quando se usa o *laser* ER.

KAUFMANN, HARTMANN e HIBST (1994) estudaram em pele de porcos o potencial cirúrgico de remoção de tecidos com mínima necrose térmica usando diferentes sistemas em diferentes comprimentos de onda: Thulium: YAG *laser* com 2010nm, Holmium: YAG *laser* com 2100nm, Erbium: YSGG *laser* com 2790nm e Erbium: YAG (ER) *laser* com 2940nm. Os autores concluíram que o ER é capaz de produzir uma ablação mais fina e superficial do que o CO₂. O efeito do CO₂ é primariamente fototérmico enquanto que o ER é primariamente fotomecânico. O *laser* CO₂ deixa uma zona de necrose coagulativa mais ampla que resulta numa hemostasia altamente efetiva, produzindo contração do colágeno imediatamente visível acima de 25% durante a irradiação; em contraste o *laser* ER causa difusão térmica menos extensa, menor necrose coagulativa que permite mais sangramento

no intra-operatório e contração do colágeno menor, somente 1% a 2% durante a irradiação (HALLOCK e RICE, 1992).

KHATRI, ROSS, GREVELINK e ANDERSON (1997) relataram que ao serem comparados os *lasers* CO₂ e ER quanto ao número de passadas, foi observado que um número de passadas igual não produz igual profundidade de *resurfacing*, ou seja, três passadas com o *laser* CO₂ são equivalentes a sete passadas com o *laser* ER para realizar ablação de 70µm de tecido. A análise histológica demonstra claramente a superioridade de ablação sobre a epiderme ou derme do *laser* ER sobre o *laser* CO₂. Quase todo o pulso do ER é convertido para o processo de vaporização e somente uma pequena quantidade (aproximadamente 5µm) de dispersão térmica pode ser detectada. A limpeza vigorosa necessária para remoção do material necrosado é dispensável com o ER. Uma única passada do ER produz uma profundidade de ablação de 20µm a 25µm. Passadas subseqüentes produzem aproximadamente a mesma quantidade de ablação para cada passada. Há, assim, um controle mais efetivo da profundidade da ablação.

O *laser* ER opera em um comprimento de onda de 2,94µm, *versus* o comprimento de onda significativamente longo do *laser* CO₂ que opera em 10,6µm. A absorção do comprimento de onda do ER pela água é aproximadamente dez vezes maior do que a do CO₂. Desde que a pele tem um alto conteúdo de água (70%), a profundidade de penetração ótica do ER na pele é dez vezes mais superficial do que a do CO₂ (5µm para ER *versus* 50µm para CO₂) traduzindo uma ablação tecidual mais precisa e acurada. Ablações realizadas com ER mostram bordas claras uma margem estreita de tecido coagulado, além de rápida re-epitelialização, com pouca ou nenhuma cicatriz. O uso de *lasers* CO₂ provoca danos no tecido adjacente, com áreas significativas de coagulação e carbonização, além de baixa re-epitelialização. O *laser* ER pode liberar acima de 1,7J, a mais alta energia por pulso, com uma potência máxima de 20W, através de todos os índices de repetição, de 5HZ a 12Hz. Com este *laser*, os índices de repetição e níveis de energia podem ser ajustados, assegurando resultados livres de carbonização. (DERMA TM20 ER: YAG, 1997 (1 e 2)).

MITTELMAN *et al.*, citados por ACHAUER (1997), avaliaram ferimento tecidual humano causado por vários tipos de *lasers* em cirurgia facial e compararam-

no com aqueles causados por eletrocautério convencional e bisturi. Documentaram histologicamente que a aplicação de *lasers* (CO₂, KTP e Nd: YAG) resulta em maior dano tecidual do que as técnicas convencionais (lâmina fria de aço).

BASS (1998) realizou uma série de experimentos *in vitro* sobre amostras de pele, usando de uma a quatro passadas com o *laser* ER, o *laser* CO₂ *short-pulse*, o *laser* CO₂ *long pulse* e o *laser* CO₂ *scanned*, a fim de mensurar a retração tecidual e examiná-las em microscópio óptico para verificar o DTR. Os resultados mostraram que o *laser* ER e o *laser* CO₂ *short-pulse* causaram o mais baixo nível de DTR, enquanto que o maior nível foi causado pelo *laser* CO₂ *scanned*. Durante a realização das múltiplas passadas com os *lasers* CO₂ *long-pulse* e *scanned*, a profundidade do DTR aumentou em cada passada. Com o *laser* ER a profundidade do DTR permaneceu aproximadamente a mesma, independentemente do número de passadas. Observou que estes resultados sustentam seus achados clínicos e que o tempo de recuperação do tratamento realizado com o *laser* ER durou de 5 a 7 dias contra 10 a 14 dias do tratamento por CO₂. O eritema causado pelo *laser* ER persistiu por um mês contra dois a três meses do *laser* CO₂ *long-pulse*.

MILLER (1997) relatou que a principal diferença clínica entre o *laser* ER e o CO₂ repousa na diferença entre suas extensões de absorção no tecido. O *laser* CO₂ requer alta fluência para provocar DA e deixa uma zona de DTR acima de 50µm, mesmo usando pulsos ultracurtos, com alta fluência, sem sangramento observado. *Lasers* CO₂ convencionais são incapazes de realizar DA tão preciso quanto os ER. A eficiência do DA em níveis moderados de fluência é mais alta com *laser* ER do que com CO₂. Em níveis comparáveis acima do início da ablação, o *laser* CO₂ tende a aquecer mais tecido, fazendo uma ablação aparentemente menor. Entretanto, em níveis baixos de fluência, ambos afetam um volume tecidual equivalente.

McDANIEL, ASH, LORD, NEWMANN e ZOKOWSKI (1997) relatam que o coeficiente de absorção de água tem seu pico em 3µm, duas a quatro vezes maior em magnitude do que o pico de emissão do *laser* Ho: YAG ou Nd: YAG. Esta absorção significa que a emissão do ER é absorvida em uma profundidade muito superficial. O início da ablação relatado para *resurfacing* a *laser* CO₂ é de 5J/cm² e para o *laser* ER, de 1,6J/cm².

STUZIN, BAKER, BAKER e KLIGMAN (1997), em seu artigo de perspectiva pessoal e atualidades sobre o uso do *laser* de CO₂ e de ER, relatam os principais

avanços terapêuticos conseguidos com o advento do *laser* ER, como precisão na ablação, sendo que a profundidade de DA produzido pela sua irradiação não diminui progressivamente após múltiplas passadas como acontece com o *laser* CO₂. Além disso, a zona de DTR é comparativamente menor. Sendo assim, ocorre menor eritema pós-operatório devido a um menor DTR quando comparado ao *laser* CO₂.

PEREZ, BANK, SILVERS (1998) afirmam que o *laser* CO₂ de alta energia e pulsação de curta duração se tornou o método mais usado para *resurfacing* de pele. No entanto, este método causa prolongado tempo de recuperação, eritema persistente e margens limitadas de segurança, levando ao aparecimento de efeitos colaterais permanentes. O *laser* ER causa ablação com muito pouca coagulação dos tecidos adjacentes. Entretanto, mais passadas são necessárias para alcançar um nível de profundidade de DA quando comparada com a do *laser* CO₂. Porém, para este nível comparável de Da há significativamente menor DTR, permitindo controle mais preciso da profundidade de lesão.

ADRIAN (1999) tratou vinte pacientes com rugas faciais utilizando um *laser* CO₂ de um lado e um *laser* ER do lado oposto. Neste estudo, diferenças significativas em dor pós-operatória, cicatrização e eritema foram menos aparentes. O autor observou que, quando profundidades iguais de DTR e DA são comparadas, seqüelas pós-operatórias são menos divergentes. Concluiu que rugas finas e superficiais mostraram eficácia quando tratadas com *laser* ER. As rugas mais espessas e profundas apresentaram melhor resposta quando tratadas com o *laser* CO₂. O *laser* de ER, por apresentar uma maior absorção de água, causa menor DTR, atenuando os problemas de lesões térmicas e propiciando recuperação mais rápida. A radiação de 2940nm do *laser* de ER tem aproximadamente dez vezes o grau de absorção de água quando comparada com o *laser* CO₂, explicando, desta forma, sua habilidade em produzir verdadeira ablação tecidual em contraposição à coagulação tecidual produzida pelo CO₂.

WEINSTEIN (1999-1) relata que após um ano de uso do *laser* ER, mudou totalmente sua conduta no *resurfacing* de face que anteriormente era realizado com o *laser* CO₂. Atualmente, somente utiliza o *laser* ER além do uso combinado de *laser* CO₂ seguido da aplicação de *laser* ER. A aplicação do *laser* ER após o uso do *laser* CO₂ remove a necrose de coagulação até níveis de DTR de 30µm a 50µm, diminuindo a morbidade e complicações relacionadas com o *laser* CO₂ sem

aparentemente mudar os benefícios estéticos alcançados tardiamente com este tradicional *laser*.

WEINSTEIN (1999-2) refere que o *laser* de ER pode ser usado com sucesso para o *resurfacing* de face, com menor morbidade que o *laser* CO₂. Em uma série de 625 pacientes refere um ganho estético em longo prazo (mais de seis meses) nas rugas e cicatrizes de acne. As rugas profundas são melhores tratadas com uma combinação de *laser* de ER e CO₂ e complicações são relativamente incomuns usando um *laser* ER, sendo que, quando ocorrem, são mais leves que os causados pelo *laser* CO₂.

ROSS, BARNETTE, GLATTER e GREVELINK (1999) descreveram a comparação entre o tratamento realizado com as tecnologias do *laser* CO₂ e de ER em *resurfacing* de face de 20 pacientes. Realizaram várias passadas com cada *laser* para criar uma profundidade de dano cumulativo equivalente (ablativo mais coagulativo), requerendo acima de oito passadas com o *laser* ER, comparadas com três passadas do *laser* CO₂. A contração da pele causada pelo *laser* CO₂ foi associada com melhores resultados em algumas rugas profundas, enquanto que o resultado foi similar para ambos os *lasers* em rugas finas ou superficiais.

GOLDMAN e MANUSKIATTI (1999) fizeram um estudo com 10 pacientes que receberam, em metade da face *laser* de CO₂, três passadas à 300mJ, e na outra metade da face, duas passadas de *laser* CO₂ à 300mJ seguido de duas passadas de *laser* ER com fluência de 14J/cm². Foi observado DTR no lado do CO₂ de 80µm e no lado do CO₂ /ER de 20µm. A epiderme se refez um a dois dias mais rápido no grupo CO₂/ER. A densidade de vasos sanguíneos estava aumentada na derme papilar superficial no grupo CO₂. O eritema estava resolvido dentro de duas a três semanas no grupo CO₂/ER e persistiu em todos os pacientes do grupo CO₂ até oito semanas. Este trabalho demonstrou que esta associação tem a vantagem do efeito térmico previsível do *laser* CO₂ que resulta num aquecimento do colágeno dérmico causando sua contração e tem-se adicionado a ele o efeito altamente específico de ablação do *laser* ER para reduzir o seu dano térmico não específico, o que leva à diminuição no tempo de cicatrização pós-operatória e no grau de eritema.

UTLEY, KOCH e EGBERT (1999) compararam os efeitos do *laser* ER e CO₂ isolados e em associação. Foi utilizado o *laser* de CO₂ com fluência de 4,7J/cm² e o *laser* ER com fluência de 4,7J/cm². O estudo histológico foi realizado na pele da

região pré-auricular em 10 pacientes, durante a ritidoplastia. As regiões pré-auriculares foram divididas em 4 tratamentos distribuídos da seguinte maneira: CO₂ (quatro passadas) e CO₂ (duas passadas) seguidos por ER (quatro passadas), ER (oito passadas) respectivamente, além de ER (quatro passadas) seguido por CO₂ (duas passadas). Verificaram que após sete dias havia cicatrização completa e foi observada rica formação de colágeno em todos os grupos. No grupo CO₂ seguido pelo ER ocorreu uma melhor re-epitelização e regeneração dérmica.

McDANIEL, LORD, ASH e NEWMANN (1999) estudaram os efeitos da aplicação do *laser* CO₂ isolado e seguido de ER em 20 mulheres voluntárias, pele fototipo I a III, com rugas periorais médias a profundas (grau III). Foi aplicado o *laser* CO₂, duas passadas, com fluência de 7,5J/cm², seguido do *laser* ER, três passadas, com fluência de 5,2J/cm². Houve 70% de melhora das rugas no pós-operatório, sem qualquer diferença vista entre os dois tratamentos. No local onde a aplicação do *laser* CO₂ foi seguida pela aplicação do *laser* ER houve redução no tempo de re-epitelização (de 7,4 dias para 6,5 dias). Concluíram que a aplicação do *laser* ER após a aplicação do *laser* CO₂ é equivalente ao uso isolado do *laser* CO₂ e superior ao uso isolado do *laser* ER, o qual apresenta algumas vantagens como cicatrização mais rápida e menor tempo de edema pós-operatório.

DOVER (1999) relata a opinião de nomes importantes da história do *laser* numa mesa redonda com perguntas e respostas esgotando o assunto relacionado com o rejuvenescimento facial com *laser* CO₂ e ER. Atualmente estão usando o *laser* CO₂ associado ao *laser* ER, pois diminui o tempo de cicatrização e de eritema e complicações como cicatrizes hipertróficas e hipopigmentação tardia. O *laser* ER tem sua aplicação quando há a necessidade de remover uma camada fina de tecido sem liberar calor para a derme. É de grande uso no pescoço. Outra situação é na remoção da necrose térmica deixada pelo *laser* CO₂. Quando se deseja um *resurfacing* mais superficial poderá ser feito com uma passada única de CO₂ ou duas de ER que poderá ser equivalente.

ROSS, NASEEF, McKINLAY, BARNETTE, SKROBAL, GREVELINK e ANDERSON (2000) fizeram uma comparação da aplicação do *laser* CO₂, ER, dermoabrasão e bisturis no *resurfacing* cutâneo. Os resultados mostraram que o *laser* CO₂ produz maior contração dos tecidos a curto e longo prazo quando comparado com métodos puramente ablativos como a dermoabrasão, isto para uma

mesma profundidade de lesão. O ER produz contração similar aquela produzida pelos métodos mecânicos.

FRIED e WALSH (2000) estudaram a ação do crio-resfriamento cutâneo sobre os tecidos e o seu significativo papel na redução do DTR causado pelo *laser*.

4 - MATERIAL E MÉTODOS

4.1 – PACIENTES

Foram selecionadas dez pacientes consecutivas, todas no ano de 1998, dentre aquelas que procuraram a Clínica Graf de Cirurgia Plástica com o objetivo de rejuvenescimento facial. As pacientes foram submetidas a uma avaliação estética com os critérios para inclusão neste estudo foram: (a) sexo feminino; (b) raça branca; (c) idades variando entre 30 e 65 anos; (d) pele fototipo II ou III de FITZPATRICK, 1979 (vide quadro 1); (e) todas seriam submetidas a Ritidoplastia para fins de rejuvenescimento; e (f) todas as pacientes consentiram em participar do estudo.

QUADRO 1 – CLASSIFICAÇÃO DE FITZPATRICK, 1979:

TIPO DE PELE	COR DA PELE	CARACTERÍSTICAS
I	Branca	Sempre queimam, nunca bronzeiam.
II	Branca	Geralmente queimam, às vezes bronzeiam.
III	Branca	Às vezes queimam, sempre bronzeiam.
IV	Branca	Raramente queimam, sempre bronzeiam.
V	Morena	Raramente queimam, bronzeiam profusamente.
VI	Negra	Nunca queimam, profundamente pigmentados.

O quadro 2 abaixo relaciona as dez pacientes com suas respectivas idades, fototipo de pele (FITZPATRICK, 1979) e procedimento cirúrgico realizado antes do experimento.

QUADRO 2 – DEMONSTRA AS PACIENTES DESTE ESTUDO COM SUAS IDADES, FOTOTIPO DE PELE E PROCEDIMENTO CIRÚRGICO A QUAL FORAM SUBMETIDAS ANTES DO EXPERIMENTO:

PACIENTE	IDADE	TIPO DE PELE	PROCEDIMENTO CIRÚRGICO
1	57	II	RITIDOPLASTIA, LIPOESCULTURA E RINOPLASTIA.
2	62	II	RITIDOPLASTIA, LIPOESCULTURA E BLEFAROPLASTIA.
3	42	II	RITIDOPLASTIA E BLEFAROPLASTIA
4	42	II	RITIDOPLASTIA E BLEFAROPLASTIA
5	63	II	RITIDOPLASTIA E RINOPLASTIA
6	36	II	RITIDOPLASTIA E LIPOESCULTURA
7	50	III	RITIDOPLASTIA, LIPOESCULTURA E BLEFAROPLASTIA.
8	51	III	RITIDOPLASTIA E LIPOESCULTURA
9	42	II	RITIDOPLASTIA, LIPOESCULTURA E BLEFAROPLASTIA.
10	49	II	RITIDOPLASTIA, LIPOESCULTURA E BLEFAROPLASTIA.

4.2 – PROCEDIMENTO CIRÚRGICO:

Todas as pacientes deste estudo (n = 10) foram avaliadas inicialmente pela cirurgiã plástica em seu consultório e foi proposto o procedimento cirúrgico. O tipo de pele foi classificado segundo o fototipo preconizado por FITZPATRICK (1979) e os exames pré-operatórios foram solicitados. Todas as pacientes foram fotografadas em posições pré-definidas para estudo do plano cirúrgico. Após a constatação de que estes exames estavam normais e os planos cirúrgicos devidamente programados, as pacientes internaram no Centro Paranaense de Oftalmologia (CPO) para os preparativos pré-operatórios e para os procedimentos cirúrgicos.

Todas as pacientes permaneceram em jejum pré-operatório de 8h e foram submetidas à anestesia local e sedação supervisionada pelo anestesiológico. Após monitoramento cardíaco, tomada de pressão arterial e venóclise, a sedação foi realizada. Foram realizadas a anti-sepsia da face e região cervical e a colocação de campos estéreis. Foi procedido, em seguida, o bloqueio anestésico loco-regional (nervos supra e infra-orbitários, nasociliares, mentais e maxilares na sua origem e ramos cutâneos do plexo cervical) e complementado com anestesia local nas áreas não abrangentes dos bloqueios nervosos. Para a anestesia local e para os bloqueios

foi utilizado Lidocaina a 2% e Marcaina a 0,5% em solução de adrenalina a 1:400.000.

Todas as pacientes foram submetidas a ritidoplastia combinada com outros procedimentos (vide quadro 2). A técnica cirúrgica utilizada na ritidoplastia foi o descolamento do retalho cutâneo cervico-facial e a sua tração no sentido superior.

Em seis pacientes foi realizado no mesmo ato operatório a blefaroplastia com a ressecção de pele e bolsas palpebrais superiores e inferiores, em sete pacientes lipoescultura, ou seja, injeção de gordura no sulco nasogeniano, e em duas pacientes rinoplastia.

4.3 – APLICAÇÃO DO LASER E COLETA DO MATERIAL

Antes de terminadas as ritidoplastias, todas as pacientes foram submetidas a uma aplicação de *laser* localizada no retalho de pele pré-auricular que normalmente é descolado e retirado neste tipo de procedimento cirúrgico (BAKER, 1962; ADCOCK, PAULSEN, KATZEN, HARPER, NANNEY e SHACK, 1999; UTLEY, KOCH e EGBERT, 1999).

Este retalho de pele de formato retangular é normalmente retirado das pacientes que se submetem a ritidoplastia e posteriormente desprezado, pois representa justamente o excesso de pele que se deseja eliminar a fim de conferir uma aparência mais jovem a face destas pacientes (BAKER, 1962; ADCOCK, PAULSEN, KATZEN, HARPER, NANNEY e SHACK, 1999; UTLEY, KOCH e EGBERT, 1999).

Neste estudo, as pacientes selecionadas não tiveram os seus retalhos pré-auriculares desprezados. Tanto os retalhos pré-auriculares direitos, como os esquerdos, foram primeiramente descolados e depois submetidos a aplicações de dois tipos de *lasers* isoladamente e combinações de ambos a fim de estudar os seus efeitos imediatos na pele humana (BAKER, 1962; ADCOCK, PAULSEN, KATZEN, HARPER, NANNEY e SHACK, 1999; UTLEY, KOCH e EGBERT, 1999; RODRIGUES, RIBAS, MALAFAIA, NIGRO e ARAÚJO, 1999).

Após a aplicação do *laser*, os retalhos pré-auriculares já previamente descolados foram seccionados da face das pacientes e submetidos a estudo anatomopatológico (CABRAL, 1989).

Os *lasers* utilizados foram: (A) o *laser Erbium: Yttrium Aluminium Garnet, DERMA™ K, ESC, Medical System-LTDA* (Erbium: YAG ou ER), de Yokndam Industrial Park, Israel, que foi programado com energia de 1,5J e potência média de 20W, frequência de pulso de 20Hz, formato do disparo quadrado com tamanho de 0,9cm², frequência de repetição de 20p/seg, ângulo=0 e sobreposição de 30% (GOLDMAN, 1997); (B) o *laser CO₂ Ultrapulse 5000, Coherent Medical Lasers* (CO₂ Ultrapulsado ou CO₂), de Palo Alto, Califórnia (USA) que foi regulado com energia de 300mJ e potência média de 60W, frequência pulso de 20Hz, formato do disparo quadrado com tamanho de 0,9cm², (966 = tamanho 9, formato 6 e densidade 6), frequência de repetição de 200pps, ângulo=0 e sobreposição de 30% (FITZPATRICK e GOLDMAN, 1998).

Ambos os tipos de *lasers* utilizaram-se de um gerador de padrões computadorizados.

Na sala destinada à utilização do *laser* foram respeitadas todas as normas de segurança quanto à sua utilização (óculos de proteção específicos) e prevenção de explosões, não se utilizando comburentes (gás oxigênio) ou combustíveis (substâncias voláteis, como álcool ou éter). Foi utilizado o aspirador de fumaça com filtro viral (Medtek/Buffalo Filter®, Viro Safe 6 Filter, NY, USA) para exaustão da fumaça proveniente da vaporização dos tecidos.

O procedimento utilizado para a aplicação do *laser* foi o seguinte:

- Depois de descolados, os retalhos pré-auriculares direitos e esquerdos foram tatuados com corante vital azul de metileno, sendo que três figuras quadrangulares de 1cm², respectivamente na sua topografia superior, medial e inferior, respeitando-se a distância de cerca de 1cm entre as tatuagens (vide figura 1,2 e 3).

- Após as tatuagens das seis áreas nos retalhos pré-auriculares, três à direita e três à esquerda, foi aplicada em cada um dos quadrados uma combinação de *laser* conforme especificado na figura 1 e quadro 3.

- Após a aplicação do *laser*, os retalhos com cerca de 6x2cm de tamanho foram retirados das pacientes, marcados com fio preto de algodão em sua porção superior direita e colocados em frascos contendo 100ml de formalina a 10%, identificados com os nomes das pacientes seguidos das letras “D” para retalho pré-auricular direito e “E” para retalho pré-auricular esquerdo (vide figura 2).

- Após a ressecção das peças foram realizados suturas e curativos da face.

FIGURA 1 – DEMONSTRA A LOCALIZAÇÃO DE CADA ÁREA TATUADA NOS RETALHOS PRÉ-AURICULARES DIREITOS E ESQUERDOS, BEM COMO O TIPO DE LASER APLICADO.

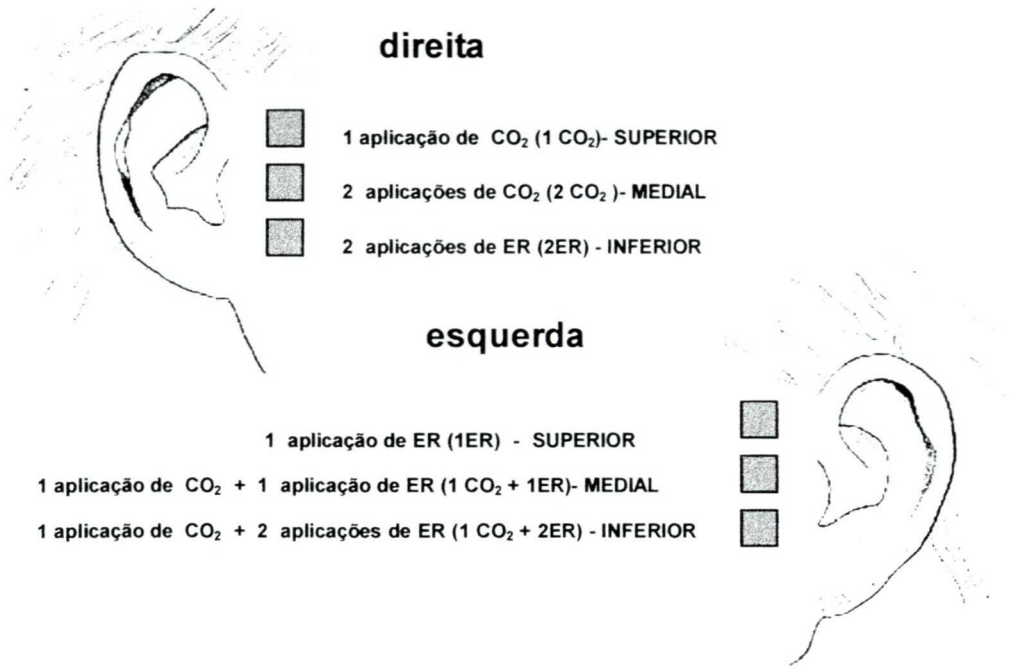
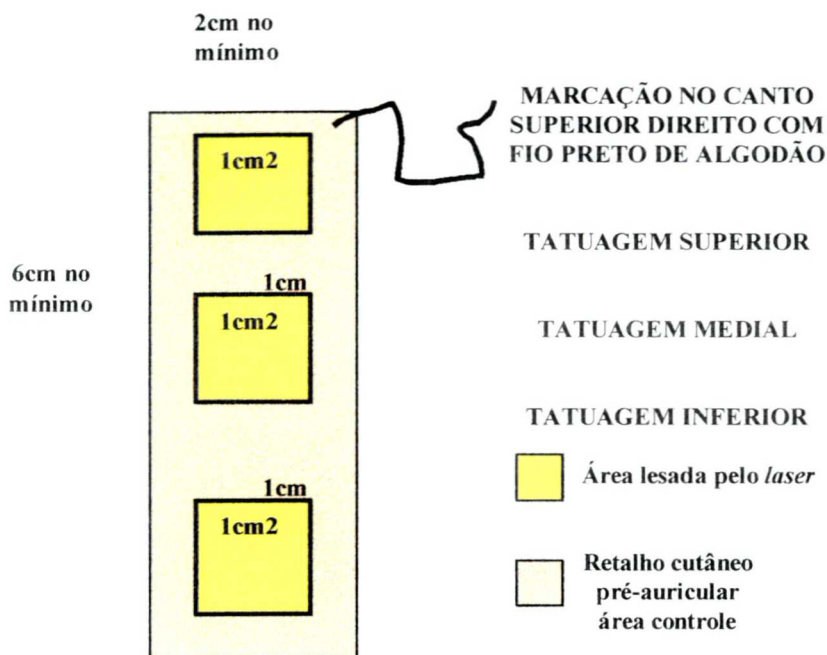


FIGURA 2 – ESQUEMATIZA A RETIRADA E A DEMARCAÇÃO DE CADA UM DOS RETALHOS PRÉ-AURICULARES DIREITOS E ESQUERDOS COM SUAS RESPECTIVAS ÁREAS TATUADAS:



QUADRO 3 – DEMONSTRA O TIPO DE LASER SUA LOCALIZAÇÃO E O NÚMERO DE APLICAÇÕES EM CADA ÁREA DOS RETALHOS PRÉ-AURICULARES DIREITOS E ESQUERDOS.

TIPO DE LASER	RPA	TOPOGRAFIA NO RPA	NÚMERO DE APLICAÇÕES
CO₂	D	Superior	1 CO ₂
	D	Medial	2 CO ₂
ER	D	Inferior	2 ER
	E	Superior	1 ER
CO₂ + ER	E	Medial	1 CO ₂ + 1 ER
		Inferior	1 CO ₂ + 2 ER

LEGENDA: D = direita; E = esquerda; RPA = retalho pré-auricular; CO₂ = laser CO₂ Ultrapulsado; ER = laser Erbium: YAG; CO₂ + ER = laser CO₂ Ultrapulsado combinado ao laser Erbium: YAG, 1 = uma aplicação; 2 = duas aplicações.

FIGURA 3 – DEMONSTRA O PROCEDIMENTO DE RITIDOPLASTIA COM O DESCOLAMENTO DO RETALHO PRÉ-AURICULAR E A REALIZAÇÃO DAS TRÊS TATUAGENS COM CORANTE VITAL AZUL DE METILENO. OBSERVAM-SE TRÊS FIGURAS QUADRANGULARES, A PRIMEIRA EM TOPOGRAFIA SUPERIOR, JUNTO A HÉLIX DO PAVILHÃO AURICULAR, A SEGUNDA MEDIANA E A TERCEIRA INFERIOR, JUNTO AO LÓBULO DA ORELHA. CADA UMA DELAS MEDE COM APROXIMADAMENTE 1cm^2 , RESPEITANDO-SE UMA DISTÂNCIA DE CERCA DE 1cm ENTRE ELAS.



4.4 – PROCESSAMENTO DO MATERIAL

Após três dias de fixação os retalhos cutâneos foram retirados dos frascos contendo formalina a 10% e seccionados em tiras cutâneas de 0,5x2cm conforme será explicado a seguir (GORDON, 1982):

- Cada um dos 20 retalhos cutâneos (dez à direita e dez à esquerda) apresentava três tatuagens quadrangulares de pele lesada pelo *laser* com 1cm² em área.

- O material foi então analisado macroscopicamente, anotando-se suas peculiaridades.

- Os retalhos foram colocados em sua posição correta obedecendo-se à marcação feita com o fio preto. Com isso as tatuagens superiores, mediais e inferiores puderam ser identificadas.

- Todas as 60 tatuagens foram então seccionadas em plano transversal em três tiras cutâneas, utilizando-se lâmina de bisturi afiada para evitar artefatos. Cada uma das tiras continha em sua extensão 1cm de pele lesada pelo *laser* na porção central e 0,5cm de pele controle em cada uma das extremidades laterais (vide figura 4).

- Foram obtidas, assim, 180 tiras cutâneas contendo pele lesada pelo *laser* e pele controle adjacente.

A identificação, processamento, inclusão e corte do material foi efetuado conforme será explicado a seguir (GORDON, 1982):

- A identificação do material foi feita da seguinte maneira:
 - o Primeiro as iniciais dos nomes das pacientes,

- seguidas das letras “D” para retalhos cutâneos pré-auriculares direitos e “E” para retalhos cutâneos pré-auriculares esquerdos, separadas por um traço,
- as regiões superior, medial e inferior foram identificadas com as letras S, M e I, respectivamente,
- seguidas pelo número um, dois ou três conforme o número da tira cutânea a que se referiam, separadas apenas por um traço;
- A tira número 1 é a localizada mais superiormente na tatuagem, a número 2 é medial e a número 3 é a que está localizada mais inferiormente na mesma tatuagem (vide quadro 4 e figura 4).

- O material foi colocado em cápsulas de metal respeitando-se a identificação acima citada sendo que cada cápsula continha três tiras cutâneas correspondentes à mesma área tatuada (tiras um, dois e três), envoltas em papel absorvente fino a fim de facilitar a identificação posteriormente.

- Foram, assim, obtidas 60 cápsulas contendo cada uma três amostras de pele.

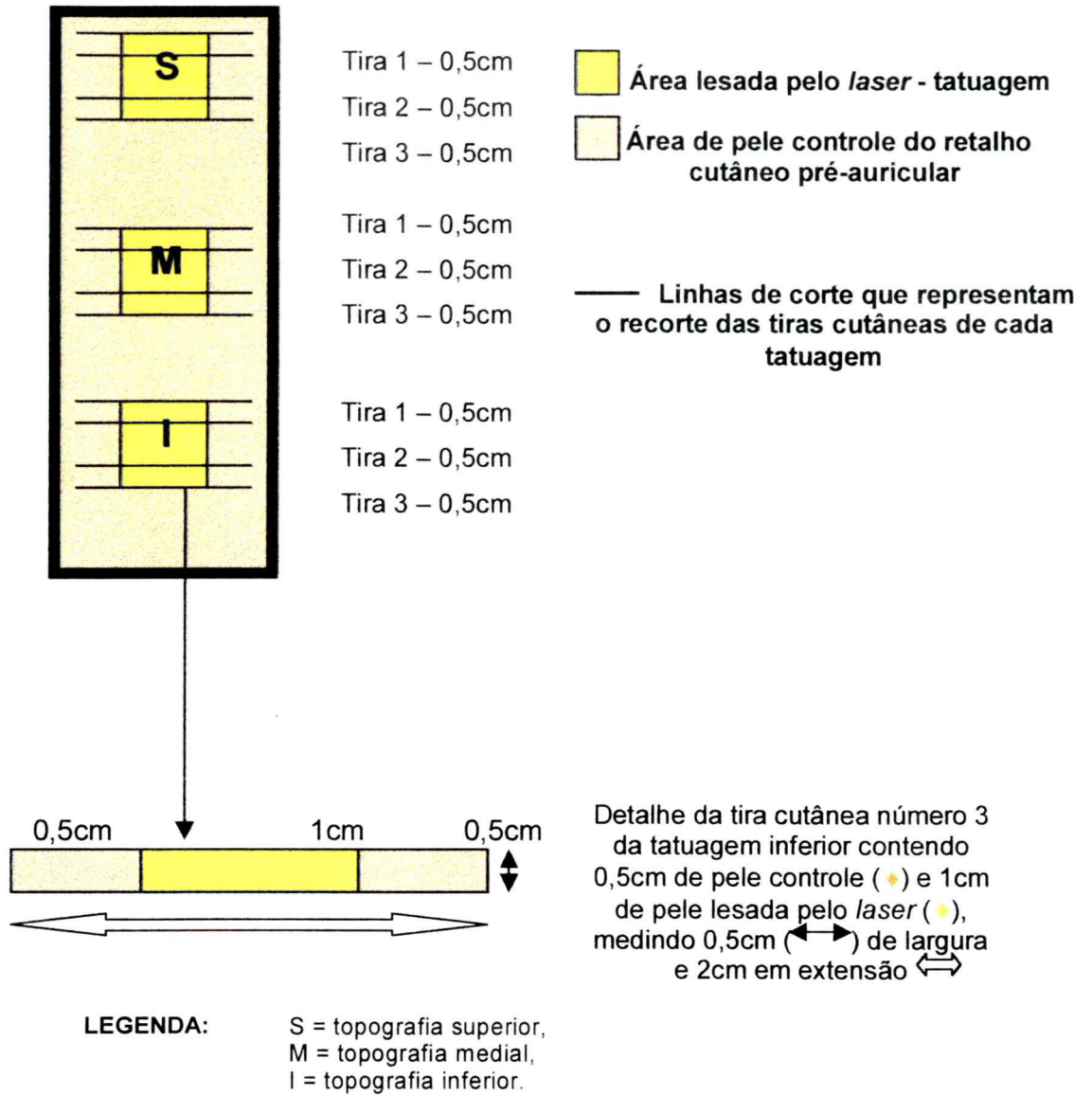
- Estas 60 cápsulas foram colocadas em autotécnico para um processamento *overnight*, onde foram desidratadas em álcool 70%, 80% e 90% sucessivamente e posteriormente diafanizadas em três cubas de xilol contendo misturas cada vez mais concentradas de parafina, processo que durou 24 horas (GORDON, 1982).

- A inclusão em parafina sólida foi realizada certificando-se que as faces dermo-epidérmicas dos três fragmentos ficassem voltadas para a face de corte do bloco, conforme a figura 5.

- Os fragmentos foram incluídos na ordem anteriormente descrita: superior, medial e inferior.
- Foram assim obtidos 60 blocos em parafina contendo cada um três fragmentos de pele.
- Foi feita uma marca na porção superior do bloco para que os fragmentos superiores, mediais e inferiores pudessem ser identificados posteriormente.
- Os blocos em parafina foram identificados conforme já foi explicado acima (GRAF, 2000).
- Os blocos em parafina foram colocados em micrótomo AMERICAN OPTICAL ® , onde foram realizados três níveis de corte (I, II e III) a 4µm cada um (GORDON e BRADBURY, 1982), conforme visualizado na figura 5.
- Os três níveis de corte foram colocados em uma única lâmina de vidro com 75X25mm (vide figura 5).
- O nível de corte I com suas três amostras (superior, medial e inferior) foi colocado junto à área de identificação da lâmina histológica. O nível de corte II foi colocado no meio da lâmina histológica. O nível de corte III foi colocado na porção oposta a área de identificação da lâmina histológica (vide figura 5).
- Assim cada um dos níveis de corte contendo cada um três fragmentos de pele puderam ser facilmente identificados no momento da leitura das 60 lâminas histológicas obtidas neste experimento (vide figura 5).
- As lâminas foram coradas em HE conforme técnicas convencionais e montadas com bálsamo e lamínula de vidro com 24x50mm (GORDON e BRADBURY, 1982; STEVENS, 1982).

- A identificação das lâminas histológicas seguiu a mesma utilizada para os blocos histológicos (vide quadro 4)

FIGURA 4 – EXEMPLIFICA COMO O MATERIAL FOI ANALIZADO E SECCIONADO EM TIRAS CUTÂNEAS PARA SER POSTERIORMENTE PROCESSADO CONFORME TÉCNICAS HISTOLÓGICAS CONVENCIONAIS.



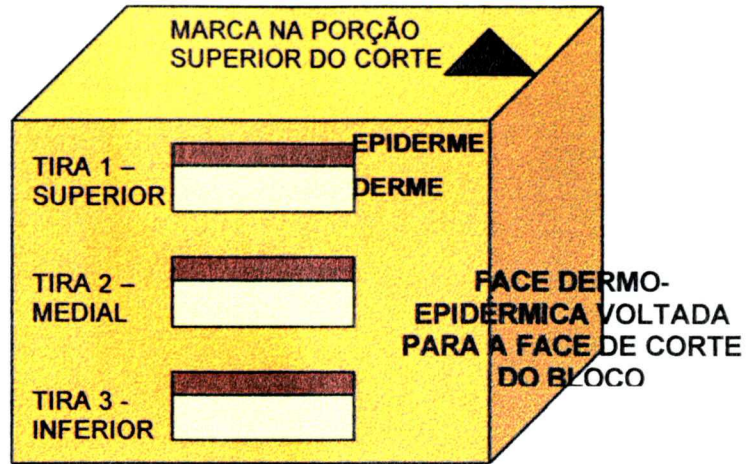
QUADRO 4 – IDENTIFICAÇÃO DO MATERIAL HISTOLÓGICO

PACIENTE	RPA	TATUAGENS			TIRAS			BLOCOS E LAMINAS
RN	D	S	M	I	1	2	3	RN-D-S RN-D-M RN-D-I
	E	S	M	I	1	2	3	RN-E-S RN-E-M RN-E-1
AL	D	S	M	I	1	2	3	AL-D-S AL-D-M AL-D-I
	E	S	M	I	1	2	3	AL-E-S AL-E-M AL-E-1
BG	D	S	M	I	1	2	3	BG-D-S BG-D-M BG-D-I
	E	S	M	I	1	2	3	BG-E-S BG-E-M BG-E-1
CMF	D	S	M	I	1	2	3	CMF-D-S CMF-D-M CMF-D-I
	E	S	M	I	1	2	3	CMF-E-S CMF-E-M CMF-E-1
OM	D	S	M	I	1	2	3	OM-D-S OM-D-M OM-D-I
	E	S	M	I	1	2	3	OM-E-S OM-E-M OM-E-1
LR	D	S	M	I	1	2	3	LR-D-S LR-D-M LR-D-I
	E	S	M	I	1	2	3	LR-E-S LR-E-M LR-E-1
IT	D	S	M	I	1	2	3	IT-D-S IT-D-M IT-D-I
	E	S	M	I	1	2	3	IT-E-S IT-E-M IT-E-1
AQ	D	S	M	I	1	2	3	AQ-D-S AQ-D-M AQ-D-I
	E	S	M	I	1	2	3	AQ-E-S AQ-E-M AQ-E-1
LS	D	S	M	I	1	2	3	LS-D-S LS-D-M LS-D-I
	E	S	M	I	1	2	3	LS-E-S LS-E-M LS-E-1
NZ	D	S	M	I	1	2	3	NZ-D-S NZ-D-M NZ-D-I
	E	S	M	I	1	2	3	NZ-E-S NZ-E-M NZ-E-1

LEGENDA: RPA = retalhos pré-auriculares, D = direito, E = esquerdo, S = topografia superior, M = topografia medial, I = topografia inferior.

FIGURA 5 – DEMONSTRA A INCLUSÃO DO MATERIAL E O CORTE DAS LAMINAS HISTOLÓGICAS:

BLOCO EM PARAFINA

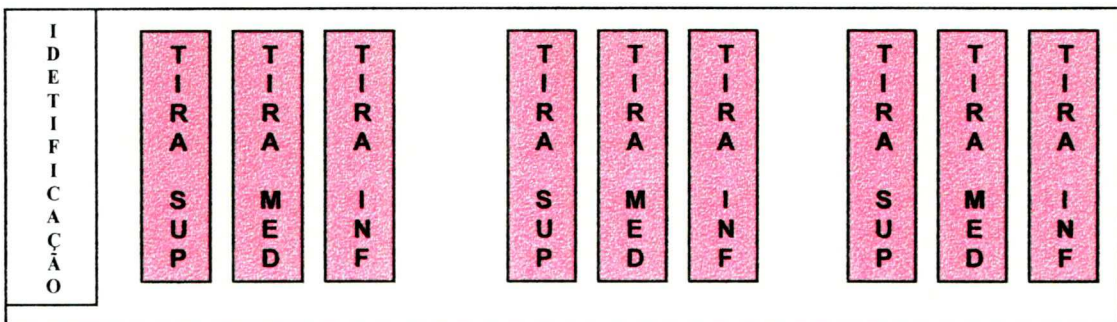


LAMINA HISTOLÓGICA

NIVEL DE CORTE I

NIVEL DE CORTE II

NIVEL DE CORTE III



LEGENDA: SUP = tira superior, MED = tira medial, INF = tira inferior

4.5 - AVALIAÇÃO DAS LÂMINAS HISTOLÓGICAS

4.5. 1 - Observações morfológicas gerais

As alterações morfológicas microscópicas da pele foram avaliadas com a observação de cada uma das lâminas processadas utilizando-se os seguintes passos (CABRAL, 1989; WALSH e DEUTSCH, 1989):

- a) avaliação histológica da pele controle; e
- b) avaliação dos padrões histológicos de lesão com:
 - 1ER,
 - 2 ER,
 - 1CO₂,
 - 2CO₂,
 - 1CO₂ + 1ER e;
 - 1CO₂ + 2ER.

Onde foi determinado:

- a extensão do DA conforme o setor anatômico que foi ablado:
 - ◆ epiderme,
 - ◆ derme papilar e;
 - ◆ derme reticular:
 - superficial
 - medial e;
 - profunda
- a gravidade do DTR, o qual foi graduado em:
 - ◆ mínimo: quando o equivalente a uma única camada de fibras colágenas sofreu necrose coagulativa.

- ◆ discreto: quando o equivalente a duas/quatro camadas de fibras colágenas sofreram necrose coagulativa.
- ◆ Moderado: quando o equivalente a cinco/dez camadas de fibras colágenas sofreram necrose coagulativa.
- ◆ acentuado/severo: quando o equivalente a mais de dez camadas de fibras colágenas sofreram necrose coagulativa.

Os resultados foram registrados na forma de fotomicrografias retiradas em leitura feita pelo programa Optimas® 6,2 para Windows® acoplados a microscópio Olympus® BX 50 e câmara de vídeo Sony®. Todos os fragmentos, bem como todos os níveis de corte foram examinados, aproveitando-se para demarcar aquele que melhor representa a lesão, livre de artefatos técnicos, preparando o material para a análise morfométrica que é o passo seguinte deste experimento (vide figura 6).

4.5.2 – Análise morfométrica

A leitura morfométrica foi realizada a fim de determinar a EPC, a EPL, obtendo-se o DA pela diferença entre os dois primeiros ($DA = EPC - EPL$), além da medida do DTR, conforme exemplificado na figura 6.

A leitura das lâminas foi feita através do programa Optimas® 6,2 para Windows®, acoplados a microscópio Olympus® BX 50 e câmara de vídeo Sony®, utilizando-se o aplicativo chamado “morfometria de linhas” calibrado previamente em micrômetros.

As medidas morfométricas foram realizadas dentro de quatro campos escolhidos na melhor amostra dentro do melhor nível de corte dos três disponíveis, já previamente demarcado durante a fase de observações histológicas gerais, como já foi explicado acima (vide figura 6).

Em cada um dos quatro campos foram realizadas dez medidas lineares aleatórias dando um total de 40 medidas para cada lâmina histológica.

O procedimento explicado acima foi realizado tanto para a EPL como para a EPC, conforme exemplificado na figura 6.

Em relação ao DTR, foram feitas cinco medidas lineares aleatórias em três campos da pele lesada, também na melhor amostra dentro do melhor nível de corte da lâmina, totalizando 15 medidas de DTR para cada lâmina histológica.

Para se avaliar as medidas do DA e do DTR foram criados critérios na leitura da pele controle e pele lesada pelo *laser*, conforme explicado abaixo (NORONHA, AUERSVALD, MARTINS, BERNARDES e GRAF, 2001-1e2; NORONHA, FRANÇA, MARTINS e CZECKO, 2001; NORONHA, MARTINS, TAFAREL, CZECKO e FRANÇA, 2001):

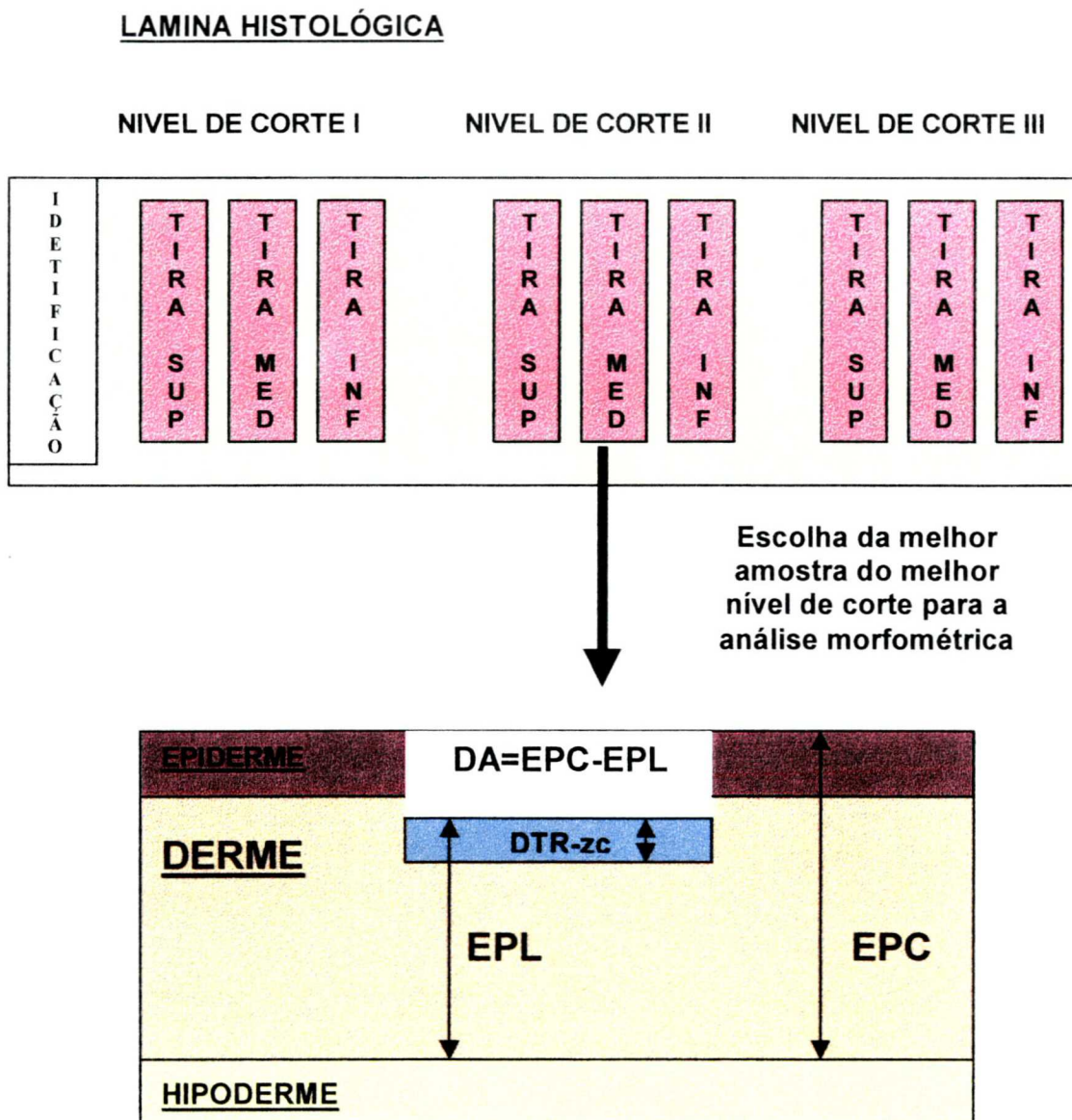
- **Medida da EPC:** traça-se uma linha entre a camada granulosa da epiderme até a transição da derme com a hipoderme na pele controle e o programa de computador fornece automaticamente a medida desta linha em micrômetros. Foram excluídas as medidas onde foram encontrados artefatos técnicos ou medidas muito próximas a folículos pilosos (vide figura 6).

- **Medida da EPL:** traça-se uma linha entre a porção mais superficial da pele lesada até a transição da derme com a hipoderme e o programa de computador fornece automaticamente a medida desta linha em micrômetros. Foram excluídas as medidas em que se encontraram artefatos técnicos ou medidas muito próximas a folículos pilosos (vide figura 6).

- **Método de cálculo do DA:** subtrai-se a medida da EPL da medida da EPC. Então $DA = EPC - EPL$. (vide figura 6).

- **Método de medida do DTR:** calculou-se o DTR medindo-se a zona de coagulação (ZC) completa do colágeno dérmico representada pela área de alteração da afinidade tintorial e da forma das fibras colágenas, as quais se apresentam como uma faixa homogênea e basofílica. Foi medida somente a ZC do DTR (vide figura 6). A zona de transição (ZT) não foi medida (GRAF, 2000). Para executar esta medida foi traçado uma linha que compreendia a distância da porção mais superficial da pele lesada até o fim da faixa de alteração basofílica completa do colágeno e o programa de computador fornecia automaticamente o comprimento desta linha em micrômetros.

FIGURA 6 – DEMONSTRA A METODOLOGIA UTILIZADA PARA A LEITURA DAS LÂMINAS HISTOLÓGICAS:



LEGENDA: SUP = tira superior, MED = tira medial, INF = tira inferior, DA = dano de ablação, EPC = espessura da pele controle, EPL = espessura da pele lesada, DTR = dano térmico residual, ZC = zona de coagulação

4.6 - ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados obtidos pela leitura morfométrica foram submetidos à análise estatística pelo teste “t de student”, através do software “Primer of Biotatistics”. Adotou-se $p \leq 0,05$ ou 5% como nível de rejeição da hipótese de nulidade (SIEGEL, 1956).

5 – RESULTADOS

5.1 RESULTADOS MORFOLÓGICOS MACROSCÓPICOS:

5.1.1 – Aspectos macroscópicos da PC:

Todos os 20 retalhos de pele recebidos em formalina a 10% apresentavam uma pele controle (PC) com superfície epidérmica fosca, acinzentada e corrugada, apresentando anexos cutâneos. A derme apresentava-se branca e firme e a hipoderme amarelada, cruenta e untuosa.

5.1.2 – Aspectos macroscópicos da PL:

Todos os 20 retalhos recebidos apresentavam três tatuagens quadrangulares de contornos azulados. A pele lesada (PL) não apresentava epiderme e era cruenta, avermelhada e edemaciada. A derme apresentava-se branca e firme e a hipoderme amarelada, cruenta e untuosa.

5.2 RESULTADOS MORFOLÓGICOS MICROSCÓPICOS

5.2.1 – Aspectos histopatológicos da PC:

Os cortes histológicos corados em HE de PC demonstraram epiderme com discreto espessamento da camada córnea, atrofia da camada espinhosa, porém sem atipias celulares e com polaridade nuclear mantida. Havia leve retificação das papilas dérmicas além de áreas focais de degeneração basofílica do colágeno, tanto na derme papilar como na derme reticular. Os anexos cutâneos como folículos pilosos e glândulas sebáceas estavam todos preservados. Presença de mínimo infiltrado inflamatório perivascular superficial linfocitário (vide fotomicrografia 1).

5.2.2 – Aspectos histopatológicos da PL com 1 ER:

Os cortes histológicos corados em HE da PL com 1ER demonstraram DA representado pela área vaporizada na forma de platô invertido comprometendo a epiderme e toda a derme papilar quando comparado com a margem da PC.

Observou-se também DTR mínimo com estreita zona de coagulação completa do colágeno dérmico (ZC) fortemente basofílica e uma zona de transição (ZT) levemente mais espessa onde há lesão incompleta das fibras colágenas, as quais se apresentam eosinofílicas, desorganizadas e edemaciadas (vide fotomicrografia 2 A e B).

5.2.3 - Aspectos histopatológicos da PL com 2 ER:

Os cortes histológicos corados em HE da PL com 2 ER demonstraram DA representado pela área vaporizada na forma de platô invertido comprometendo a epiderme, a derme papilar as porções mais superficiais da derme reticular quando comparado com a margem da PC. Observou-se também DTR moderado com pequena ZC fortemente basofílica e uma ZT levemente mais espessa onde há lesão incompleta das fibras colágenas, as quais se apresentam eosinofílicas, desorganizadas e edemaciadas (vide fotomicrografia 3 A e B).

5.2.4 - Aspectos histopatológicos da PL com 1 CO₂:

Os cortes histológicos corados em HE da PL com 1CO₂ demonstraram DA representado pela área vaporizada na forma de “U” comprometendo a epiderme e somente parte da derme papilar quando comparado com a margem da PC. Observou-se ainda DTR moderado com uma ZC fortemente basofílica um pouco maior e uma ZT levemente mais espessa onde há lesão incompleta das fibras colágenas, as quais se apresentam eosinofílicas, desorganizadas e edemaciadas (vide fotomicrografia 4 A e B).

5.2.5 - Aspectos histopatológicos de pele lesada com 2 CO₂:

Os cortes histológicos corados em HE da PL com 2 CO₂ demonstraram DA representado pela área vaporizada na forma de “U” comprometendo a epiderme e toda a derme papilar quando comparado com a margem da PC. Observou-se ainda, DTR acentuado/severo com grande ZC fortemente basofílica e uma ZT levemente mais espessa onde há lesão incompleta das fibras colágenas, as quais se

apresentam eosinofílicas, desorganizadas e edemaciadas (vide fotomicrografia 5 A e B).

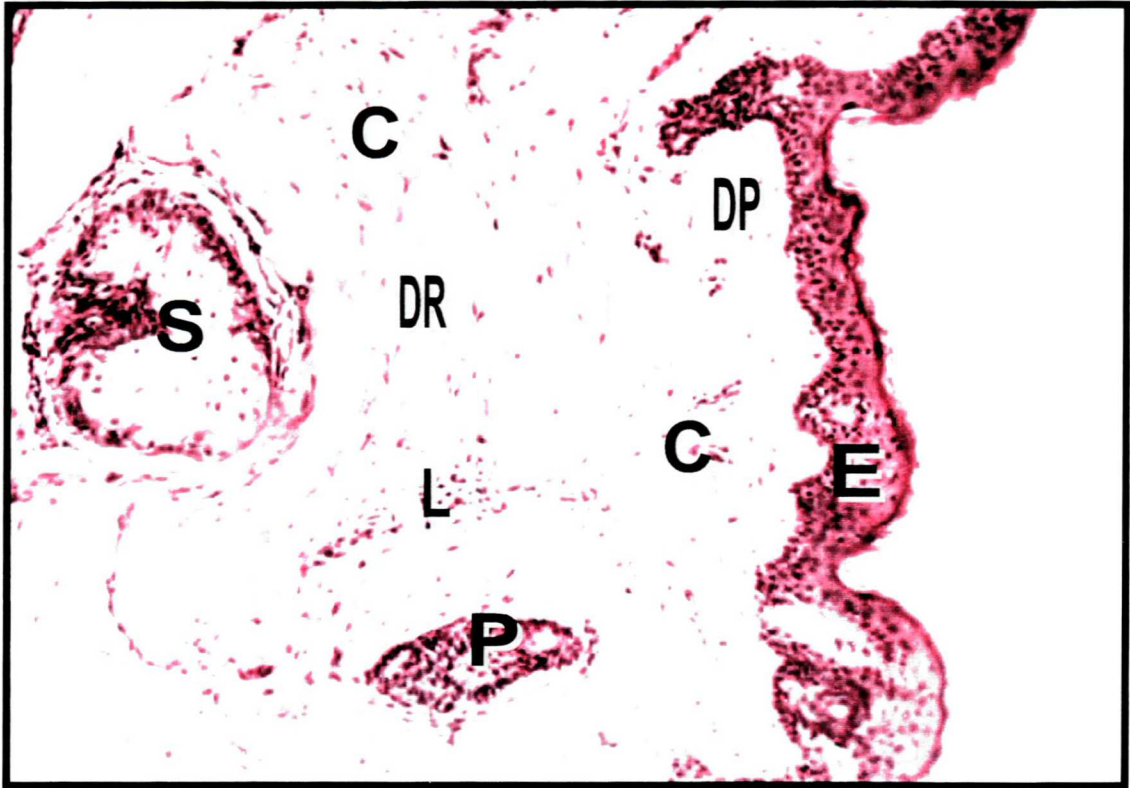
5.2.6 - Aspectos histopatológicos da PL com 1 CO₂ + 1 ER:

Os cortes histológicos corados em HE da PL com 1CO₂ + 1 ER demonstraram DA representado pela área vaporizada na forma de platô invertido comprometendo a epiderme, e apenas parte da derme papilar quando comparado com a margem da PC. Observou-se também, DTR discreto com pequena ZC fortemente basofílica e uma ZT levemente mais espessa onde há lesão incompleta das fibras colágenas, as quais se apresentam eosinofílicas, desorganizadas e edemaciadas (vide fotomicrografia 6 A e B).

5.2.7 - Aspectos histopatológicos da PL com 1 CO₂ + 2 ER:

Os cortes histológicos corados em HE da PL com 1CO₂ + 2 ER demonstraram DA representado pela área vaporizada na forma de platô invertido comprometendo a epiderme, a derme papilar e porções mediais da derme reticular quando comparado com a margem da PC. Observou-se também, DTR discreto/moderado com pequena ZC fortemente basofílica e uma ZT levemente mais espessa onde há lesão incompleta das fibras colágenas, as quais se apresentam eosinofílicas, desorganizadas e edemaciadas (vide fotomicrografia 7 A e B).

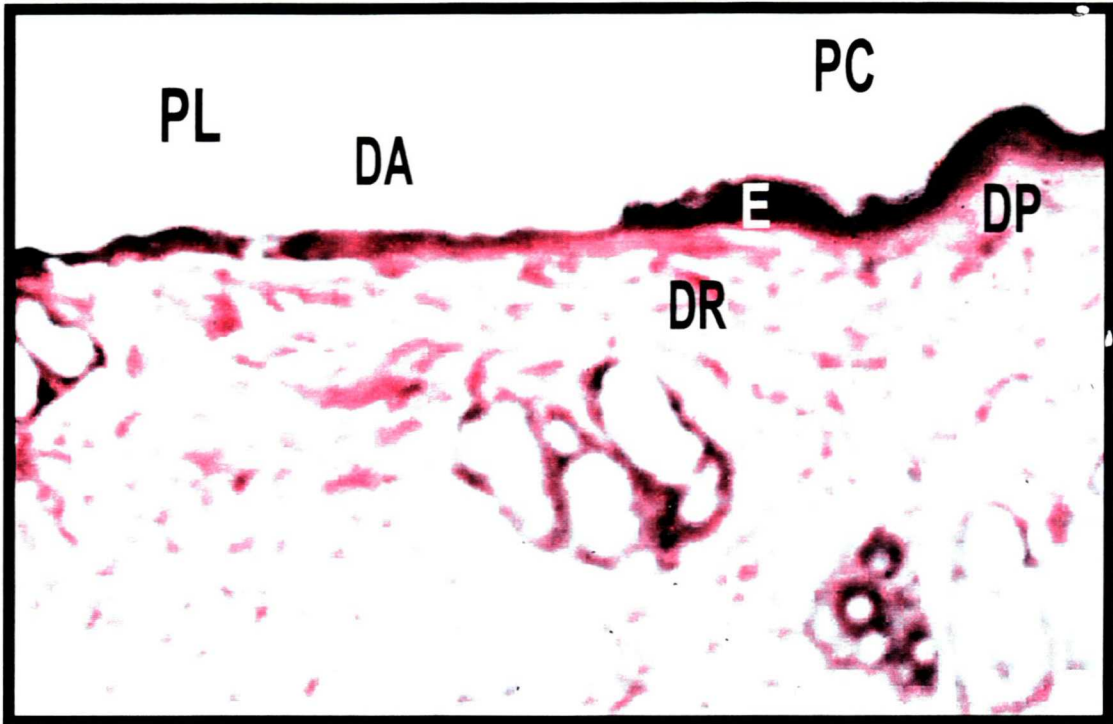
FOTOMICROGRAFIA 1 – ASPECTOS HISTOLÓGICOS DA PELE CONTROLE (HE X 100):



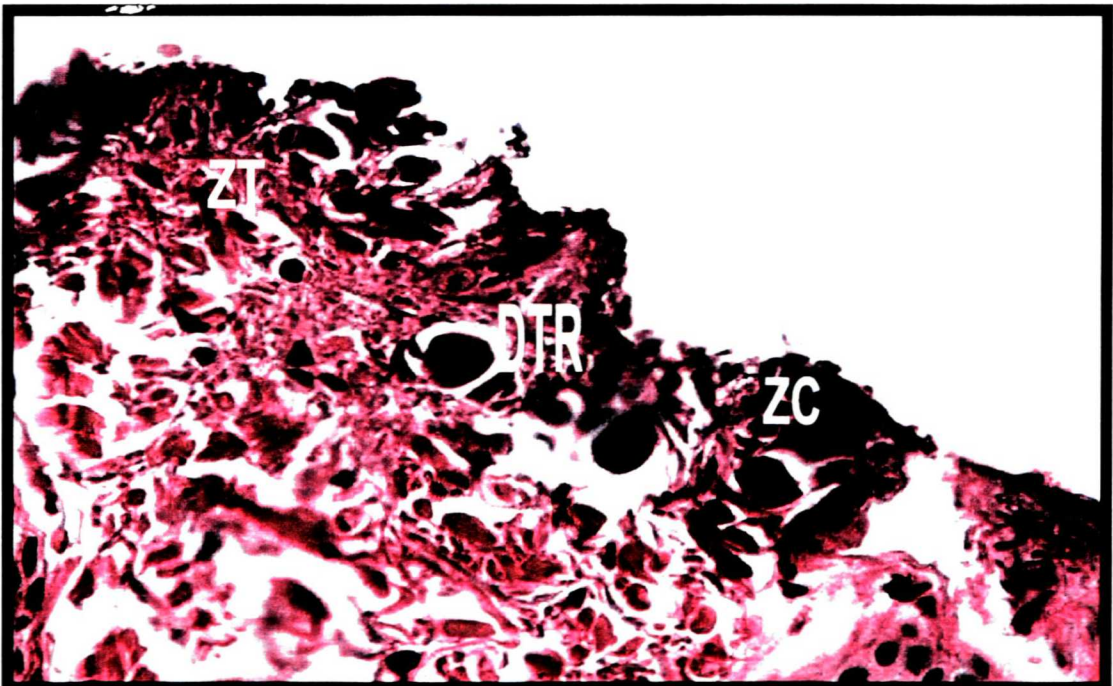
LEGENDA: E = epiderme, DP = derme papilar, DR = derme reticular, C = degeneração basofílica do colágeno, L = infiltrado linfocitário perivascular, P = folículo piloso, S = glândula sebácea.

FOTOMICROGRAFIA 2 – ASPECTOS HISTOPATOLÓGICOS DE PELE LESADA COM UMA APLICAÇÃO DE ERBIUM: YAG (A = HE X 100 e B = HE X 400).

A



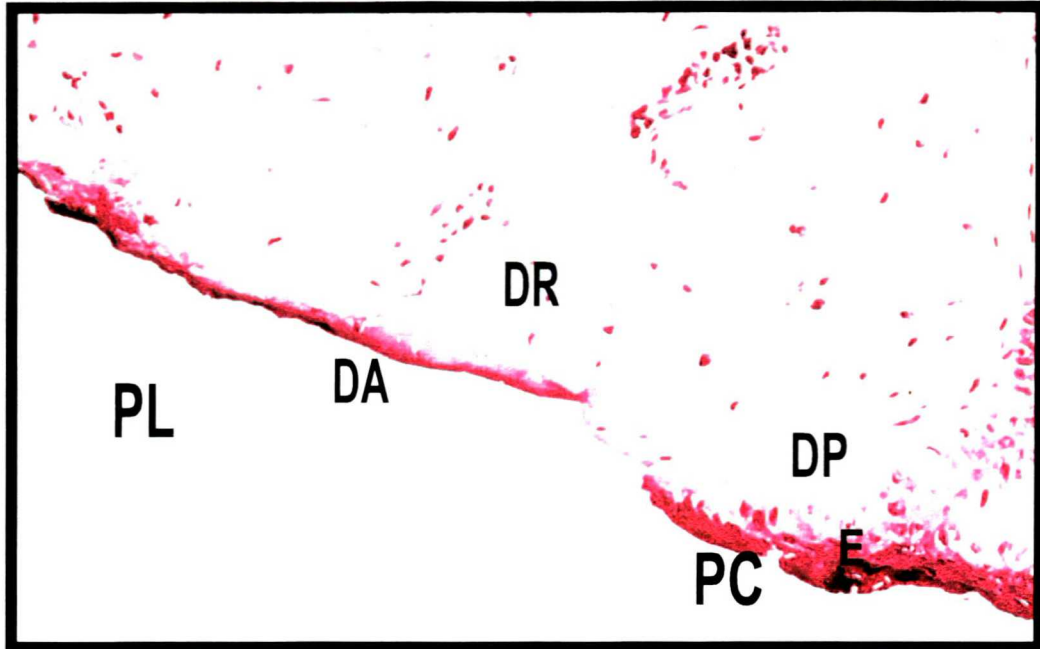
B



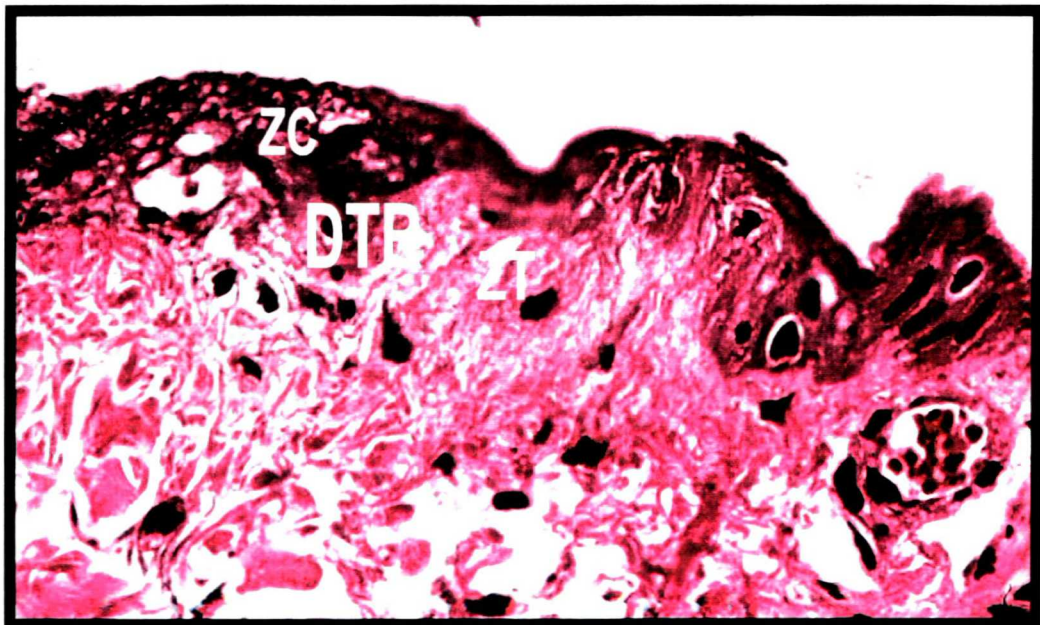
LEGENDA: E = epiderme, DP = derme papilar, DR = derme reticular, PC = pele controle, PL = pele lesada, DA = dano de ablação, DTR = dano térmico residual, ZC = zona de coagulação, ZT = zona de transição.

FOTOMICROGRAFIA 3 - ASPECTOS HISTOPATOLÓGICOS DE PELE LESADA COM DUAS APLICAÇÕES DE ERBIUM: YAG (A = HE X 100 e B = HE X 400).

A



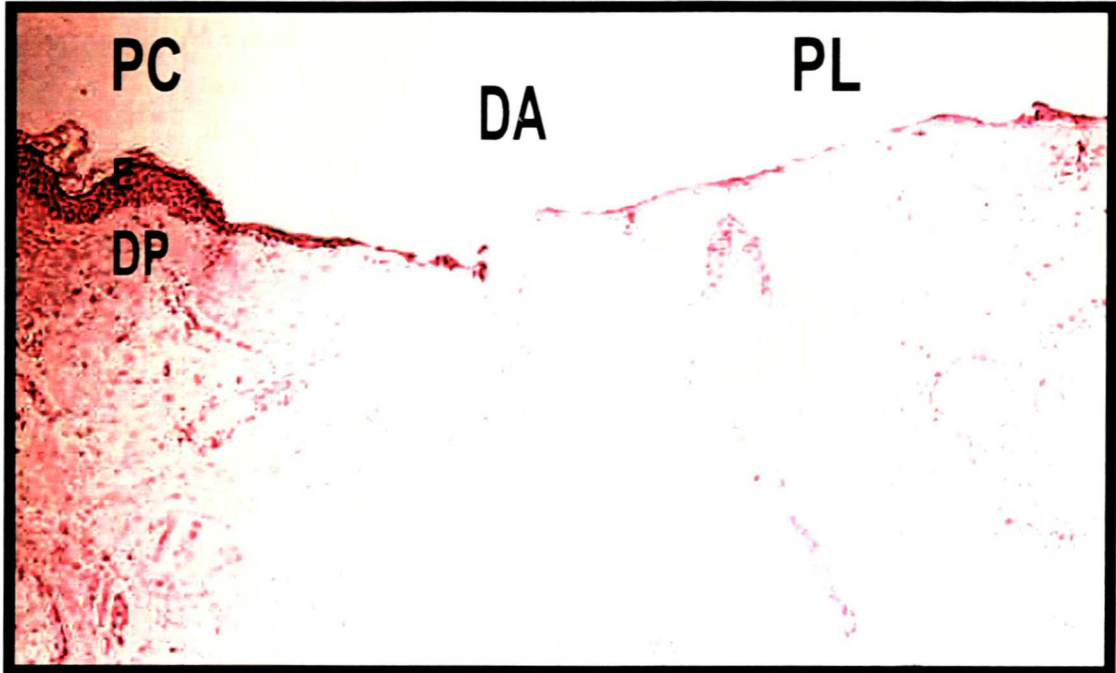
B



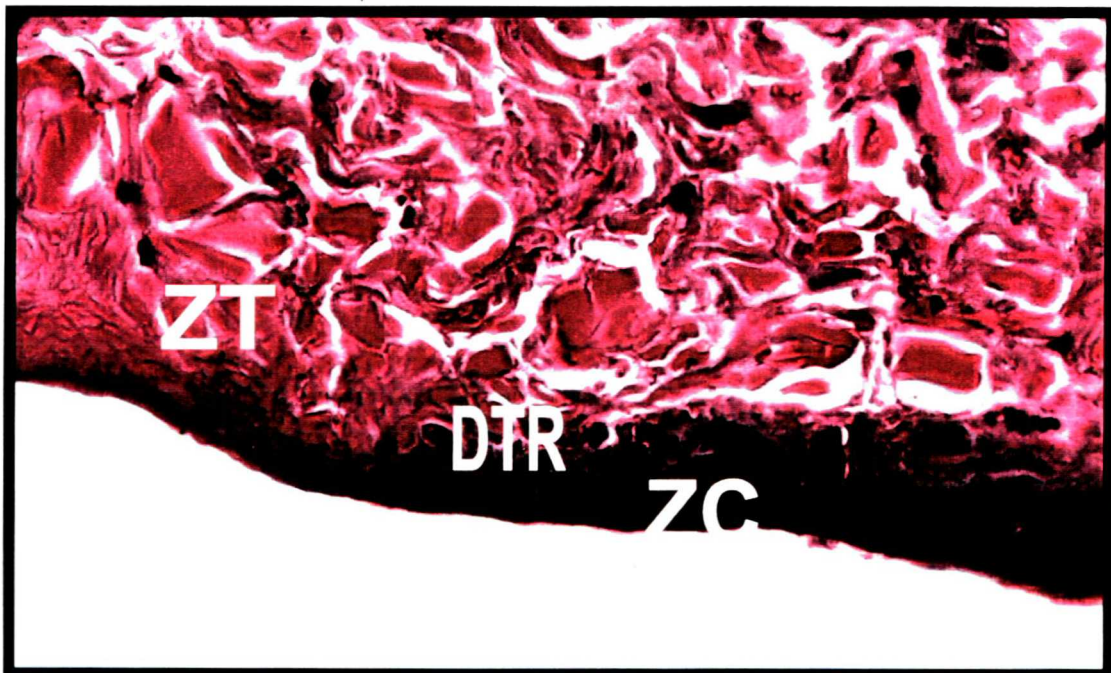
LEGENDA: E = epiderme, DP = derme papilar, DR = derme reticular, PC = pele controle, PL = pele lesada, DA = dano de ablação, DTR = dano térmico residual, ZC = zona de coagulação, ZT = zona de transição.

FOTOMICROGRAFIA 4 - ASPECTOS HISTOPATOLÓGICOS DE PELE LESADA COM UMA APLICAÇÃO DE CO₂ ULTRAPULSADO (A = HE X100 e B = HE X 400).

A



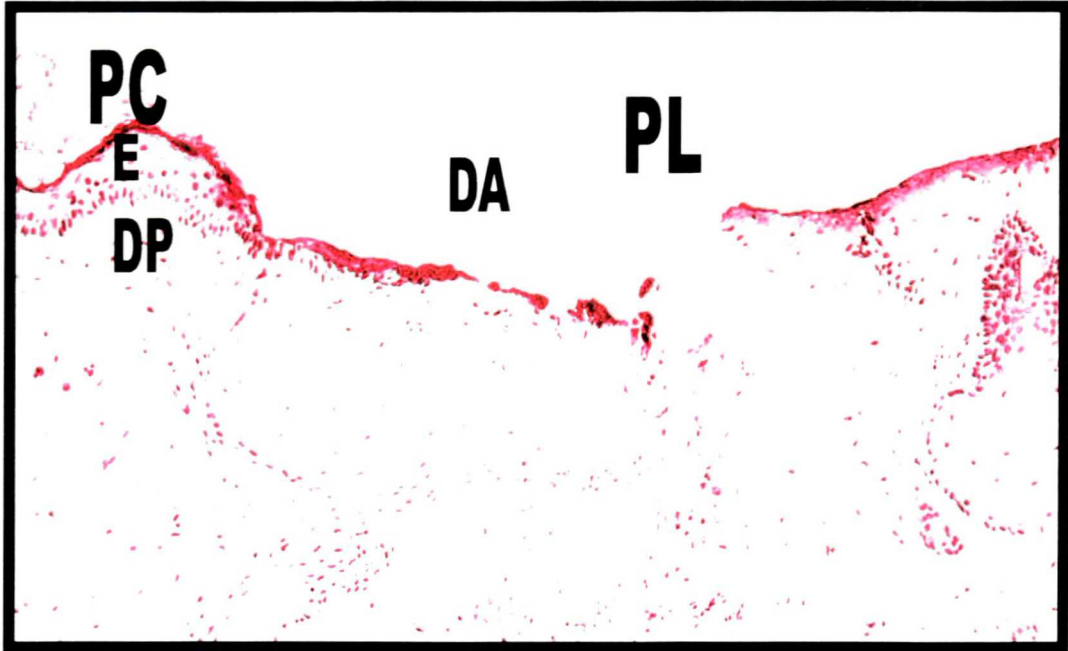
B



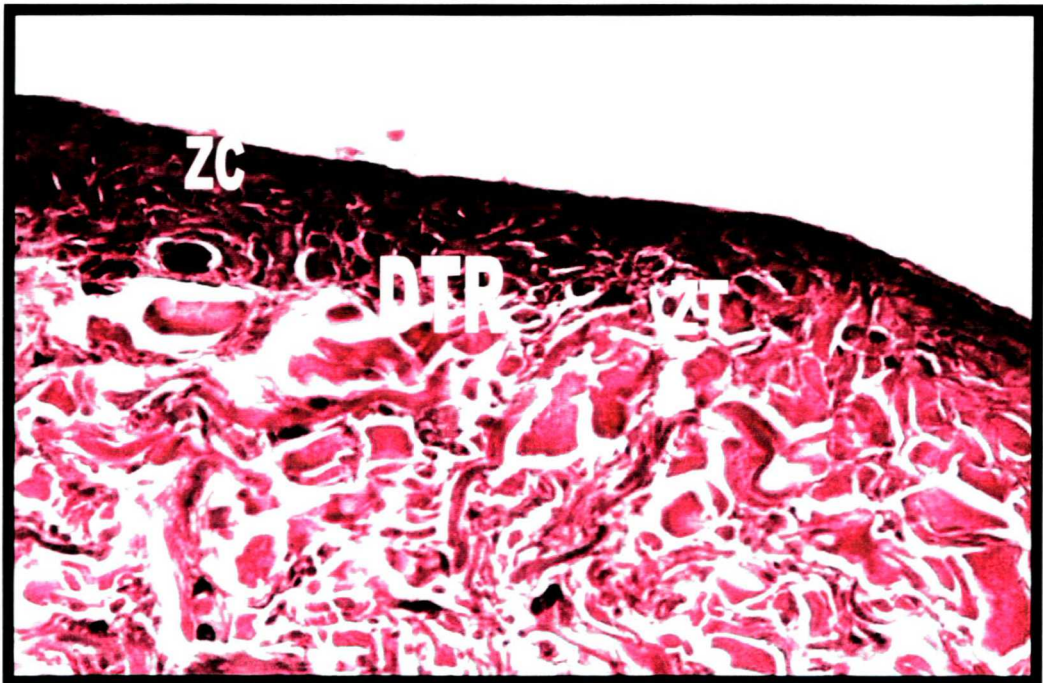
LEGENDA: E = epiderme, DP = derme papilar, PC = pele controle, PL = pele lesada, DA = dano de ablação, DTR = dano térmico residual, ZC = zona de coagulação, ZT = zona de transição.

FOTOMICROGRAFIA 5 - ASPECTOS HISTOPATOLÓGICOS DE PELE LESADA COM DUAS APLICAÇÕES DE CO₂ ULTRAPULSADO (A = HE X100 e B = HE X 400).

A



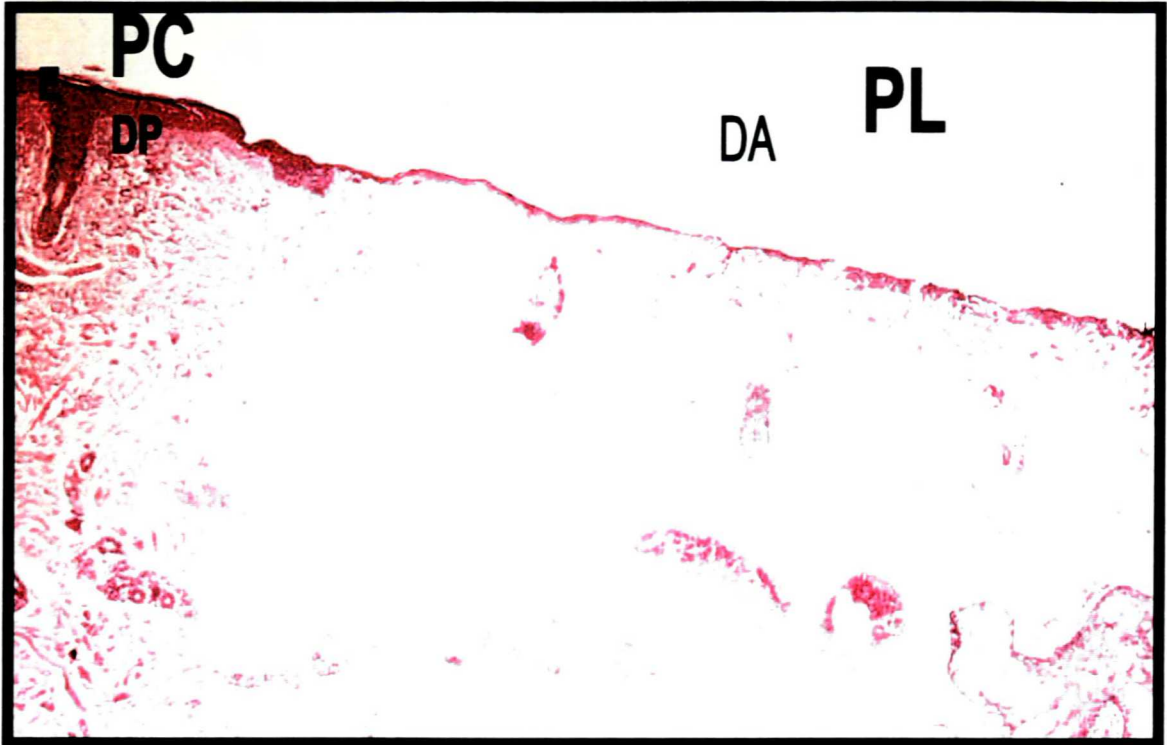
B



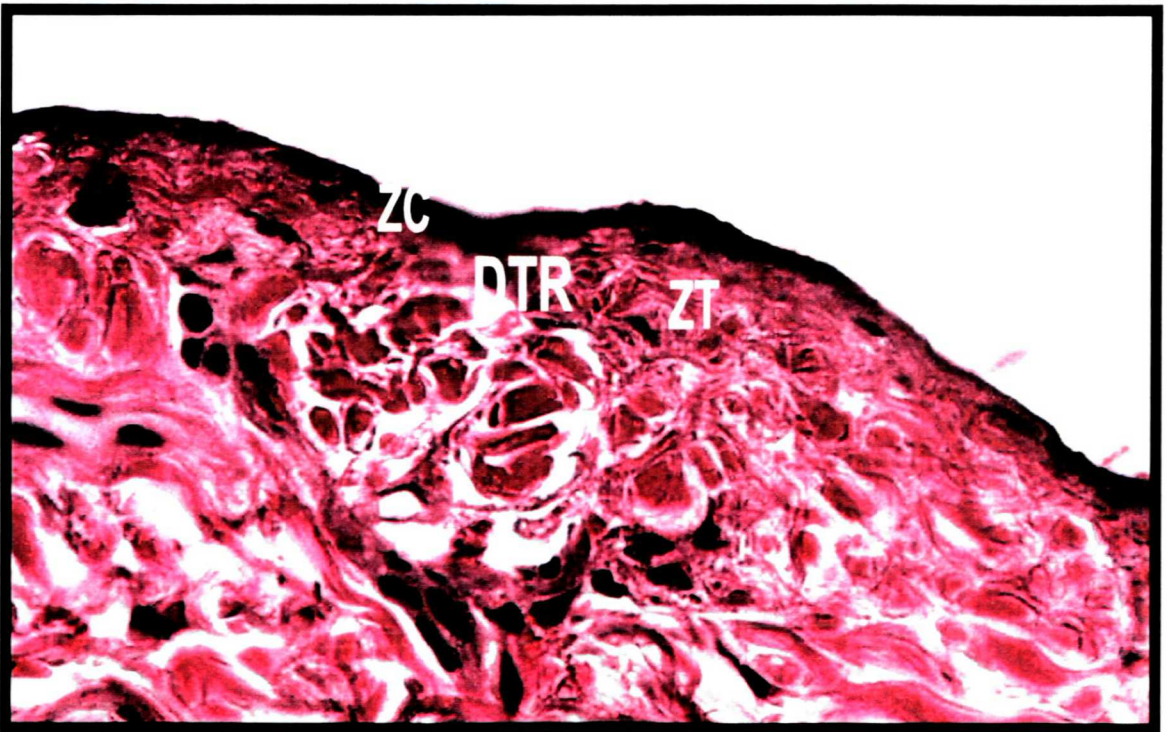
LEGENDA: E = epiderme, DP = derme papilar, PC = pele controle, PL = pele lesada, DA = dano de ablação, DTR = dano térmico residual, ZC = zona de coagulação, ZT = zona de transição.

FOTOMICROGRAFIA 6 - ASPECTOS HISTOPATOLÓGICOS DE PELE LESADA COM UMA APLICAÇÃO DE CO₂ ULTRAPULSADO ASSOCIADO A UMA APLICAÇÃO DE ERBIUM: YAG (A = HE X100 e B = HE X 400).

A



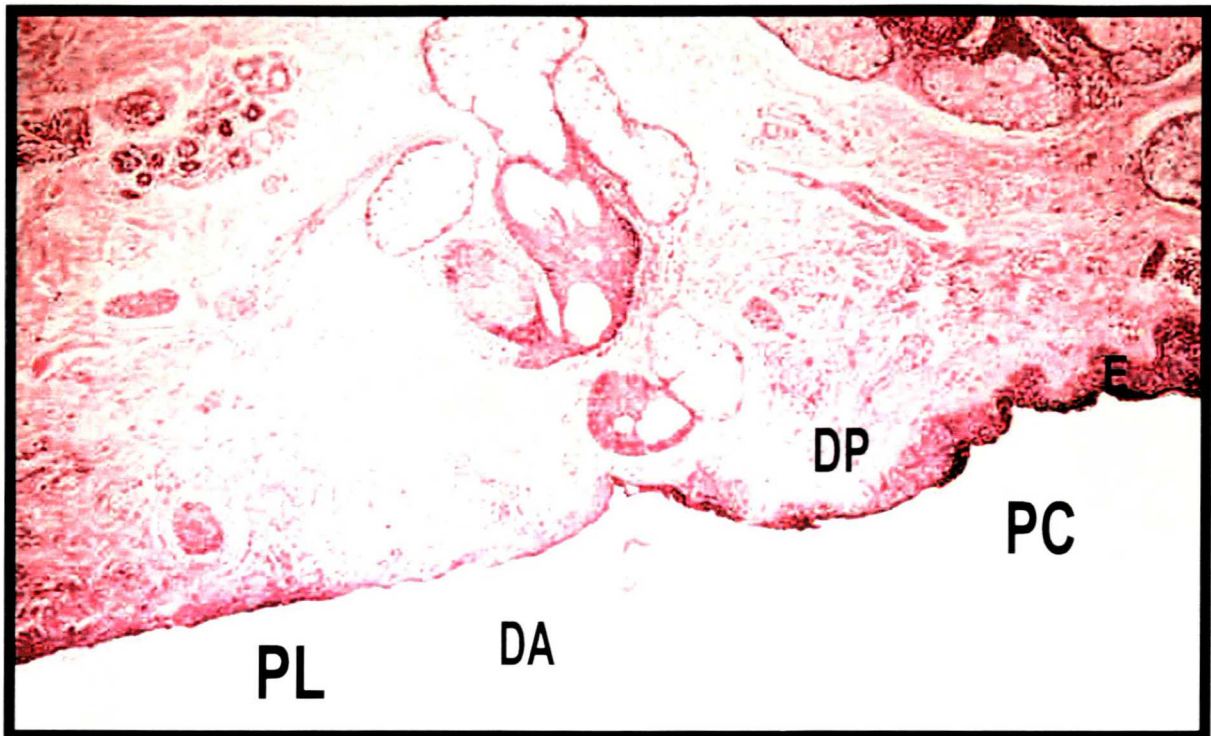
B



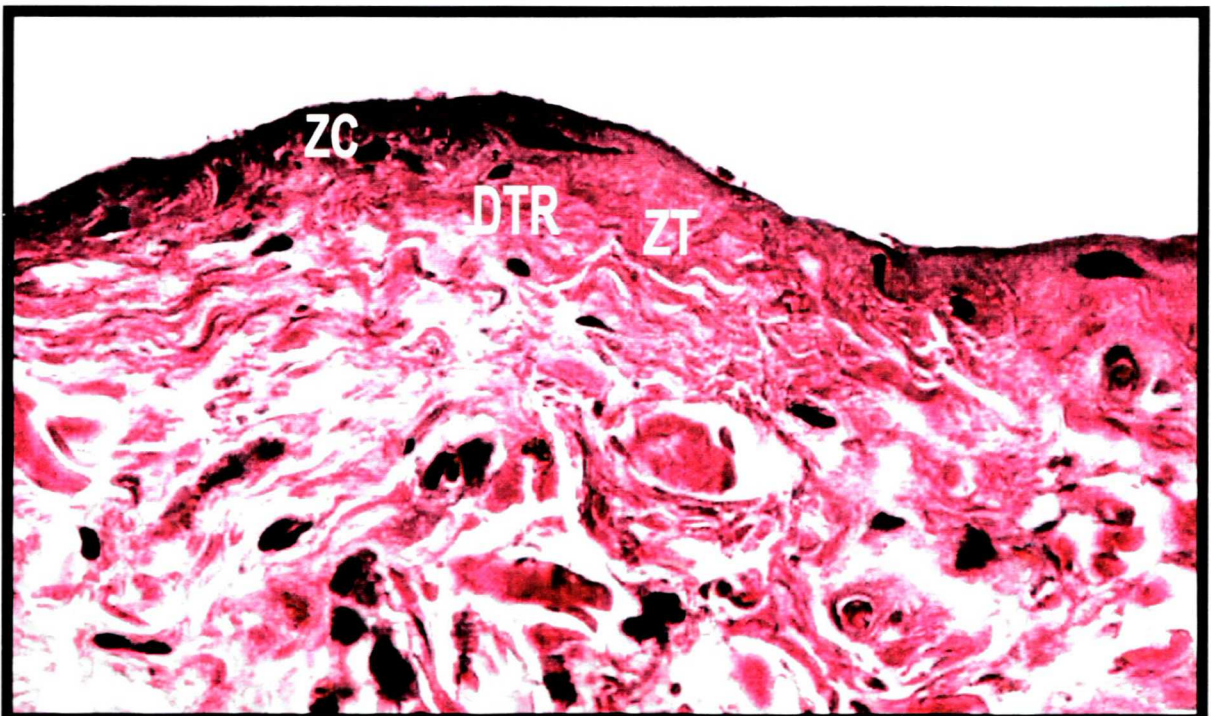
LEGENDA: E = epiderme, DP = derme papilar, PC = pele controle, PL = pele lesada, DA = dano de ablação, DTR = dano térmico residual, ZC = zona de coagulação, ZT = zona de transição.

FOTOMICROGRAFIA 7 - ASPECTOS HISTOPATOLÓGICOS DE PELE LESADA COM UMA APLICAÇÃO DE CO₂ ULTRAPULSADO ASSOCIADO A DUAS APLICAÇÕES DE ERBIUM: YAG (A = HE X100 e B = HE X 400).

A



B



LEGENDA: E = epiderme, DP = derme papilar, PC = pele controle, PL = pele lesada, DA = dano de ablação, DTR = dano térmico residual, ZC = zona de coagulação, ZT = zona de transição.

D - PACIENTE 4

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	1230,34	1177,20	1039,91	1015,76	1289,06	1327,97	1288,32	1196,01
DESV PAD	47,87	32,69	56,43	65,73	61,65	55,95	99,10	70,23
MEDIANA	1226,65	1179,27	1035,60	1021,01	1290,52	1313,99	1302,48	1188,77
V. MÁX	1342,76	1240,78	1139,48	1109,72	1389,89	1420,39	1427,75	1347,78
V. MÍN	1161,81	1132,21	971,62	923,57	1176,69	1255,16	1120,19	1116,62

E - PACIENTE 5

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	687,54	624,71	659,11	667,47	996,63	951,04	1031,14	793,12
DESV PAD	31,99	58,53	65,83	53,81	64,10	92,90	62,15	43,21
MEDIANA	679,18	621,73	649,19	651,46	993,99	939,765	1037,48	782
V. MÁX	765,66	707,44	761,8	766,55	1100,82	1138,45	1137,17	875,31
V. MÍN	652,68	555,62	552,29	575,94	893,42	841,48	954,71	742,86

F - PACIENTE 6

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	802,44	700,02	624,54	623,70	639,98	685,15	783,18	688,76
DESV PAD	74,41	95,39	82,49	75,58	72,95	39,08	52,31	57,99
MEDIANA	784,44	681,92	627,5	599,25	618,08	693,84	795,29	679,70
V. MÁX	968,55	906,08	746,89	746,9	794,06	746,56	876,02	788,498
V. MÍN	686,07	595,68	504,21	507,07	546,17	623,61	705,49	605,54

G - PACIENTE 7

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	858,87	819,14	864,53	793,51	1033,08	1049,12	1164,53	1142,59
DESV PAD	73,71	94,25	77,82	65,64	113,44	121,70	291,93	75,18
MEDIANA	856,66	805,34	842,48	771,91	993,80	1041,09	1082,78	1147,68
V. MÁX	975,25	943,04	990,07	905,79	1295,39	1225	1968,32	1224,24
V. MÍN	767,15	679,9	764,75	709,68	894,29	898,26	931,77	1008,09

H - PACIENTE 8

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	484,55	454,37	474,73	471,18	556,27	588,23	482,91	506,39
DESV PAD	51,09	62,04	38,97	49,22	71,69	40,78	85	92,79
MEDIANA	473,04	462,89	467,95	457,43	538,48	585,08	475,83	525,36
V. MÁX	563,36	539,01	553,16	568,02	660	681,08	672,78	614,76
V. MÍN	429,28	325,12	426,63	419,01	469,67	537,52	357,05	312,1

I - PACIENTE 9

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	563,84	580,95	547,26	667,48	625,11	733,61	592,72	649,41
DESV PAD	50,49	51,01	81,92	119,44	64	124	124,60	92,45
MEDIANA	557,2	585,51	558,27	625,37	617,81	718,65	587,07	652,60
V. MÁX	658,76	660,96	656,7	889,01	759,13	981,32	775,72	792,72
V. MÍN	505,48	480,26	438,32	551,88	523,95	546,49	417,25	513,12

J - PACIENTE 10

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	783,03	795,05	870,75	879,71	708,20	691,03	666,72	685,15
DESV PAD	66,02	79,13	79,46	56,44	62,30	114,46	63,26	86,14
MEDIANA	785,37	792,95	889,81	878,13	713,09	663,85	654,36	674,84
V. MÁX	863,64	906,64	988,65	979,24	818,95	922,93	782,81	817,1
V. MÍN	641,94	621,83	738,1	804,33	618,02	518,12	597,41	548,04

5.3.1.2 – DTR:

TABELA 2 - ESTA TABELA RELACIONA AS MÉDIAS DAS MEDIDAS DO D TÉRMICO RESIDUAL (DTR) BEM COMO OS VALORES MÁXIMOS (V. MÁX), VALORES MÍNIMOS (V. MÍN), MEDIANAS E DESVIO PADRÃO (DESV PAD) DAS DEZ PACIENTES. VALORES EM MICRÔMETROS.

PACIENTE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MÉDIA	17,14	13,76	16,65	16,62	17,56	20,91	17,82	11,83	22,13	21,95
DESV PAD	4,21	3,63	4,09	4,28	3,65	4,23	5,06	3,16	4,83	5,40
MEDIANA	14,76	13,74	17,1	16,95	16,13	21,69	17,48	13,39	23,23	23,06
V. MÁX	25,87	21,32	25,02	25,31	24,36	27,8	26,02	14,95	32,17	34,26
V. MÍN	12,77	7,82	11,17	9,81	11,74	11,36	9,93	5,49	13,35	13,36

5.3.2 – Resultados morfométricos obtidos com 2 ER:

5.3.2.1 – EPC E EPL:

TABELA 3 – ESTA TABELA RELACIONA AS MÉDIAS DAS MEDIDAS DA ESPESSURA DA PELE PELASA (EPL) E DA ESPESSURA DA PELE CONTROLE (EPC), BEM COMO OS VALORES MÁXIMOS (V. MÁX), MÍNIMOS (V. MÍN), DA MEDIANA E DO DESVIO PADRÃO (DESV PAD). FORAM OBTIDAS DEZ MEDIDAS EM CADA UM DOS 4 CAMPOS. VALORES EM MICRÔMETROS.

A – PACIENTE 1:

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	920,40	933,06	922,25	952,36	1066,82	957,34	980,12	1017,73
DESV PAD	61,64	54,27	48,24	59,11	45,14	71,41	56,62	56,03
MEDIANA	897,10	915,82	921,93	950,91	1055,68	954,45	991,43	1011,22
V. MÁX	1006,55	1042,38	986,82	1066,5	1185,19	1054,36	1039,79	1113,6
V. MÍN	832,64	853,55	844,88	869,87	1029,7	859,31	847	948,2

B - PACIENTE 2

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	1175,49	1158,16	1166,94	1207,66	1368,56	1323,62	1321,86	1297,68
DESV PAD	40,84	78,14	88,96	30,23	68,86	33,10	31,28	54,03
MEDIANA	1180,50	1153,50	1123,11	1215,27	1363,17	1336,04	1310,1	1274,70
V. MÁX	1228,15	1245,44	1310,87	1242,39	1468,69	1372,85	1370,46	1409,89
V. MÍN	1081,49	996,82	1084,46	1155,46	1232,12	1279,03	1288,14	1243,65

C - PACIENTE 3

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	1241,99	1120,24	1197,05	1193,67	1335,61	1367,81	1308,72	1279,22
DESV PAD	85,44	72,61	25,30	38,69	41,36	43,97	63,55	59,42
MEDIANA	1216,65	1093,96	1197,32	1198,55	1345,73	1363,58	1326,99	1294,51
V. MÁX	1447,08	1230,62	1242,6	1237,25	1385,68	1435,59	1399,92	1345,38
V. MÍN	1160,55	1024,69	1153,21	1119,36	1254,4	1313,6	1208,03	1165,81

D - PACIENTE 4

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	784,15	792,45	878,27	792,88	859,88	956,82	927,04	873,01
DESV PAD	42,03	107	59,45	45,97	70,59	63,74	59,75	48,49
MEDIANA	796,36	774,37	858,2	787,90	863,44	975,02	910,59	876,58
V. MÁX	834,57	959,85	973,85	894,04	975,02	1029,69	1055,73	957,97
V. MÍN	693,98	632,4	822,25	728,43	746,17	800,01	845,88	802,87

E - PACIENTE 5

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	819,21	783,63	778,19	776,29	1095,08	1061,06	1108,35	1056,62
DESV PAD	28,40	27,56	56,69	43,11	62,95	38,03	58,61	48,70
MEDIANA	817,35	789,13	776,44	779,25	1096,86	1061,13	1105,2	1054,74
V. MÁX	865,81	814,94	889,81	847,42	1182,72	1116,07	1185,67	1155,18
V. MÍN	778,58	714,36	697,28	713,59	993,58	1007,55	990,23	997,43

F - PACIENTE 6

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	649,54	684,26	728,30	777,72	1013,67	933,91	960,89	938,75
DESV PAD	30,78	48,96	49,12	51,40	34,80	90,20	30,84	58,82
MEDIANA	650,93	690,9	723,37	785,52	1020,48	918,57	958,10	966,95
V. MÁX	701,43	736,5	852,45	831,36	1075	1097,6	1012,49	1022,94
V. MÍN	599,95	560,66	669,25	668,74	966,19	795,3	904,27	852,39

G - PACIENTE 7

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	1031,81	1102,50	1117,71	1086,25	1389,78	1464,24	1293,53	1174,81
DESV PAD	87,96	48,56	55,08	51,45	48,05	72,31	58,29	174,80
MEDIANA	1006,20	1116,39	1098,51	1091,41	1397,11	1448,67	1292,62	1138,83
V. MÁX	1170,74	1153,18	1220,47	1155,55	1444,62	1582,27	1399,09	1642,83
V. MÍN	871	1003,24	1056,8	1013,56	1292,39	1357,59	1219,81	1019,65

H - PACIENTE 8

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	474,48	496,51	483,59	552,76	759,33	770,61	651,29	737,05
DESV PAD	39,18	46,06	87,96	35,11	57,15	80,24	43,87	48,71
MEDIANA	462,91	499,18	473,44	544,64	757,45	783,10	645,63	731,79
V. MÁX	545,88	565,86	595,67	596,54	820,05	886,58	705,16	855,02
V. MÍN	425,55	432,55	375,28	509,1	676,56	632,58	585,6	671,99

I - PACIENTE 9

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	822,41	866,62	932,37	889,04	1304,68	1201,49	1262,93	1163,09
DESV PAD	36,65	64,29	56,44	59,04	42,99	37,53	44,22	134,98
MEDIANA	821,41	876,20	934,3	895,93	1306,06	1197,22	1247,12	1213,4
V. MÁX	871	983,08	1017,8	960,32	1379,56	1263,08	1357,25	1332,5
V. MÍN	756,92	766,74	858,79	746,89	1218,78	1156,92	1201,03	888,55

J - PACIENTE 10

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	1402,98	1365,98	1333,25	1334,84	1262,21	1242,11	1282,62	1233,82
DESV PAD	51,31	31,04	22,22	62,86	37,48	42,74	70,34	82,07
MEDIANA	1389,65	1357,16	1334,37	1348,27	1249,73	1251,76	1326,36	1201,51
V. MÁX	1496,46	1412,4	1372,19	1407,82	1352,68	1293	1346,02	1397,01
V. MÍN	1340,25	1324,66	1287,1	1186,84	1211,56	1165,18	1176,2	1156,46

5.3.2.2 – DTR:

TABELA 4 - ESTA TABELA RELACIONA AS MÉDIAS DAS MEDIDAS DO DANO TÉRMICO RESIDUAL (DTR) BEM COMO OS VALORES MÁXIMOS (V. MÁX), VALORES MÍNIMOS (V. MÍN), MEDIANAS E DESVIO PADRÃO (DESV PAD) DAS DEZ PACIENTES. VALORES EM MICRÔMETROS.

PACIENTE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MÉDIA	33,86	30,05	21,44	26,77	24,43	24,00	33,55	25,29	29,48	31,73
DESV PAD	6,23	9,86	2,69	4,66	5,60	5,49	5,01	9,48	5,98	6,65
MEDIANA	34,2	34,46	21,84	27,67	23,97	22,27	33,57	25,94	28,57	31,12
V. MÁX	47,7	43,58	25,18	36,27	35,45	32,17	40,22	42,2	40,47	45,65
V. MÍN	22,89	16,48	16,61	15,16	14,48	16,28	21,14	10,47	21,29	16,48

5.3.3 – Resultados morfométricos obtidos com 1 CO₂:

5.3.3.1 – EPC E EPL:

TABELA 5– ESTA TABELA RELACIONA AS MÉDIAS DAS MEDIDAS DA ESPESSURA DA PELE PELASA (EPL) E DA ESPESSURA DA PELE CONTROLE (EPC), BEM COMO OS VALORES MÁXIMOS (V. MÁX), MÍNIMOS (V. MÍN), DA MEDIANA E DO DESVIO PADRÃO (DESV PAD). FORAM OBTIDAS DEZ MEDIDAS EM CADA UM DOS 4 CAMPOS. VALORES EM MICRÔMETROS.

A – PACIENTE 1:

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	905,12	884,73	740,63	689,55	666,25	733,92	822,37	717,68
DESV PAD	59,56	53,91	40,30	34,64	21,14	39,79	32,94	20,20
MEDIANA	917,56	871,62	736,86	688,32	670,86	719,5	819,24	721,54
V. MÁX	991,76	1008,26	800,89	763,24	696,08	814,2	890,35	743,24
V. MÍN	822,08	831,72	671,14	637,88	633,9	698,33	781,04	676,26

B - PACIENTE 2

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	1096,23	1052,38	1282,08	1136,36	1011,96	958,55	970,81	1037,49
DESV PAD	98,40	60,01	43,65	75,9	50,36	37,80	39,96	48,04
MEDIANA	1099,69	1077,44	1297,11	1168,75	1009,95	961,55	981,21	1013,06
V. MÁX	1208,49	1104,61	1332,53	1223,52	1101,74	1019,78	1030,61	1099,9
V. MÍN	920,6	909,54	1223,68	1019,95	933,05	905,75	885,85	982,67

C - PACIENTE 3

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	802,96	736,99	649,12	754,26	755,85	885,43	989,38	1026,36
DESV PAD	37,32	41,25	54,22	79,44	22,41	86,24	100,41	62,45
MEDIANA	813,7	749,68	625,46	749,82	749,96	897,47	1006,29	1033,87
V. MÁX	844,92	788,73	761,8	928,04	790,94	997,06	1086,29	1134,52
V. MÍN	743,61	658,03	603,1	674,98	728,99	713,51	773,52	920,64

D - PACIENTE 4

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	622,85	668,49	709,35	756,23	728,65	764,95	826,34	769,64
DESV PAD	65,98	46,79	63,44	55,45	53,02	48,96	35,29	27,37
MEDIANA	645,81	663,57	712,40	746,39	728,60	758,93	835,67	770,18
V. MÁX	694,02	737,97	779,54	849,07	812,12	842,75	863,43	824,51
V. MÍN	479,62	595,12	580,83	678,3	658,35	672,83	745,68	733,04

E - PACIENTE 5

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	763,93	792,37	772,37	878,06	1168,72	915,85	750,70	896,61
DESV PAD	49,74	44,63	56,75	66,42	57,49	102,21	99,57	81,95
MEDIANA	759,575	789,51	773,79	886,24	1173,05	900,27	740,41	906,04
V. MÁX	830,12	862,19	866,74	965,57	1255,94	1148,15	1001,28	984,74
V. MÍN	673	724,14	662,18	719,38	1029,55	793,98	617,56	719,6

F - PACIENTE 6

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	684,44	729,63	612,85	648,17	750,76	761,23	915,06	811,24
DESV PAD	64,71	59,66	72,48	87,54	35,17	41,20	89,47	102,94
MEDIANA	659,67	726,24	604,05	635,42	749,71	780,33	911,06	792,73
V. MÁX	772,55	832,02	733,22	794,39	806,76	794,19	1068,03	1043,97
V. MÍN	599,29	647,1	529,24	516,13	702,39	672,58	737,01	679,42

G - PACIENTE 7

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	860,60	1072,33	940,58	912,08	1128,70	1204,93	969,97	953,71
DESV PAD	60,46	67,11	56,53	46,73	69,69	44,54	101,92	51,63
MEDIANA	855,2	1066,60	930,83	917,11	1103,25	1206,27	941,92	943,7
V. MÁX	1004,89	1176,76	1038,52	977,77	1261,58	1265,51	1231,01	1011,45
V. MÍN	794,13	936,22	866,13	835,07	1075,58	1119,32	870,74	883,72

H - PACIENTE 8

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	464,35	539,66	634,12	509,83	780,31	792,03	628,34	506,09
DESV PAD	54,04	45,05	40,03	113,93	46,69	58,73	108,09	67,52
MEDIANA	472,28	551,41	644,39	499,64	773,01	795,40	628,13	510,91
V. MÁX	525,12	600,51	692,6	775,02	868,44	868,79	897,64	642,69
V. MÍN	336,45	468,35	573,22	302,3	709,49	682,12	485,9	428,81

I - PACIENTE 9

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	658,20	715,13	671,55	713,43	945,09	814,81	786,28	730,88
DESV PAD	39,09	52,56	24,61	60,50	56,99	40,22	71,04	46,69
MEDIANA	648,28	699,53	671,91	698,20	955,04	812,82	782,22	739,69
V. MÁX	713,4	804,67	720,66	794,17	1000,09	875,95	908,75	787,03
V. MÍN	609,3	645,56	636,98	634,11	854,36	742,03	682,01	646,11

J - PACIENTE 10

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	684,25	744,70	764,04	837,66	734,19	764,63	809,68	842,16
DESV PAD	70,83	67,28	65,65	34,58	56,20	34,22	71,24	57,07
MEDIANA	669,04	737,13	763,57	840,69	726,81	751,30	821,94	839,61
V. MÁX	838,82	886,69	882,65	874,83	829,31	809,78	886,02	931,53
V. MÍN	590,99	623,93	661,3	766,68	676,61	718,21	636,38	735,44

5.3.3.2 – DTR:

TABELA 6 - ESTA TABELA RELACIONA AS MÉDIAS DAS MEDIDAS DO DANO TÉRMICO RESIDUAL (DTR) BEM COMO OS VALORES MÁXIMOS (V. MÁX), VALORES MÍNIMOS (V. MÍN), MEDIANAS E DESVIO PADRÃO (DESV PAD) DAS DEZ PACIENTES. VALORES EM MICRÔMETROS.

PACIENTE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MÉDIA	29,76	26,65	20,49	26,29	24,92	29,54	42,05	24,10	26,71	37,42
DESV PAD	6,20	9,35	5,63	6,29	4,18	5,40	7,98	3,91	5,66	5,56
MEDIANA	27,67	28,17	20,48	28,16	24,98	30,56	41,27	24,31	26,48	36,39
V. MÁX	43,2	40,29	28,22	34,23	31,73	36,04	59,46	29,2	35,08	47,36
V. MÍN	21,85	8,03	9,7	17,16	15,65	13,7	31,73	14,15	16,02	29,02

5.3.4 – Resultados morfométricos obtidos com 2 CO₂:

5.3.4.1 – EPC E EPL:

TABELA 7 – ESTA TABELA RELACIONA AS MÉDIAS DAS MEDIDAS DA ESPESSURA DA PELE PELASA (EPL) E DA ESPESSURA DA PELE CONTROLE (EPC), BEM COMO OS VALORES MÁXIMOS (V. MÁX), MÍNIMOS (V. MÍN), DA MEDIANA E DO DESVIO PADRÃO (DESV PAD). FORAM OBTIDAS DEZ MEDIDAS EM CADA UM DOS 4 CAMPOS. VALORES EM MICRÔMETROS.

A – PACIENTE 1:

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	755,18	776,01	782,69	762,05	856,87	820,94	944,50	1021,87
DESV PAD	45,81	45,44	59,99	38,31	74,14	15,20	33,65	41,98
MEDIANA	741,95	758,1	799,38	743,19	868,53	820,42	928,29	1029,82
V. MÁX	858,62	846,28	850,29	831,26	995,04	841,2	990,07	1069,49
V. MÍN	704,82	712,19	670,14	729,52	742,08	789,11	910,67	970,22

B - PACIENTE 2(*)

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	-	-	-	-	-	-	-	-
DESV PAD	-	-	-	-	-	-	-	-
MEDIANA	-	-	-	-	-	-	-	-
V. MÁX	-	-	-	-	-	-	-	-
V. MÍN	-	-	-	-	-	-	-	-

*dados não obtidos por falta de hipoderme na amostra

C - PACIENTE 3

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	1210,65	1152,36	1040,18	750,38	1063,93	1041,36	1076,90	997,23
DESV PAD	30,22	76,84	73,40	40,03	97,76	104,42	47,34	311,52
MEDIANA	1202,25	1175,04	1047,22	753,07	1083,81	1015,11	1082,65	1078,98
V. MÁX	1268,69	1233,89	1130,01	815,01	1228,44	1185,1	1141,03	1146,53
V. MÍN	1169,32	988,49	852,28	683,64	936,91	899,25	996,71	117,51

D - PACIENTE 4

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	725,46	766,23	778,02	724,33	883,18	918,63	893,27	898,95
DESV PAD	97,52	37,85	22,37	54,24	21,23	94,18	66,55	41,57
MEDIANA	688,74	771,72	779,15	731,38	884,80	895,54	875,75	909,87
V. MÁX	908,4	824,45	805,47	787,02	912,78	1072,03	1037,46	943,79
V. MÍN	645,23	699,75	748,08	601,5	833,75	789,09	808,34	826,6

E - PACIENTE 5

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	757,03	763,99	866,08	839,04	935,28	1033,18	1099,60	1006,42
DESV PAD	61,23	41,79	39,42	46,76	67,63	82,57	59,27	56,45
MEDIANA	761,86	754,13	865,03	849,94	929,95	1051,83	1115,70	1018,18
V. MÁX	893,86	855,34	929,24	914,07	1042,71	1126,28	1183,29	1077,38
V. MÍN	682,54	714,06	784,01	749,01	843,85	877,11	1014,2	923,13

F - PACIENTE 6

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	772,62	828,54	797,95	790,81	893,96	856,48	938,09	843,63
DESV PAD	50,70	34,54	58,56	42,62	54,68	87,97	88,70	52,57
MEDIANA	762,17	825,01	788,07	787,05	902,30	837,21	967,61	847,46
V. MÁX	867,27	884,42	889,46	849,23	960,83	993,45	1039,7	926,07
V. MÍN	709,68	780,66	722,83	723,19	787,45	743,9	787,3	739,99

G - PACIENTE 7

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	905,04	1012	1070,27	1153,18	1297,38	1179,49	1281,93	1134,05
DESV PAD	40,33	41,96	48,75	110,40	56,05	67,03	56,23	51,19
MEDIANA	902,06	1022,42	1073,77	1175,52	1286,88	1163,56	1299,13	1133,57
V. MÁX	959,38	1061,95	1140,61	1260,1	1397,92	1345,65	1352,46	1202,17
V. MÍN	817,42	915,93	986,81	890,15	1223,63	1106,85	1151,99	1030,86

H - PACIENTE 8

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	533,44	565,05	585,68	582,55	506,97	534,15	581,61	588,65
DESV PAD	92,52	64,60	35,72	66,91	61,78	28,08	49,79	68,21
MEDIANA	530,69	568,38	581,26	574,08	496,71	539,41	569,78	571,37
V. MÁX	735,47	661,3	652,03	692,25	617,72	564,36	695,4	714,12
V. MÍN	354,87	468,87	536,66	491,51	408,27	467,05	513	501,98

I - PACIENTE 9

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	820,11	926,48	1017,13	1052,26	977,84	1197,45	1200,94	1045,72
DESV PAD	80,49	68,22	48,51	56,71	160,22	118,58	60,23	108,68
MEDIANA	813,16	928,46	1013,18	1053,36	960,04	1227,55	1213,33	1037,94
V. MÁX	933	1017,1	1095,91	1130,08	1230,54	1281,49	1271,72	1273,1
V. MÍN	672,15	818,47	937,79	970,84	727,11	879,4	1102,74	907,1

J - PACIENTE 10

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	1140,32	1081,57	1132,05	1109,32	1163,02	1153,59	1181,05	1300,67
DESV PAD	85,99	39,49	68,22	85,84	101,99	89,30	52,75	86,55
MEDIANA	1136,89	1067,93	1148,86	1081,21	1176,28	1124,72	1181,95	1315,61
V. MÁX	1280,76	1153,73	1201,3	1268,67	1275,93	1297,68	1255,88	1367,35
V. MÍN	1023,56	1014,76	1010,3	969,79	1014,18	1007,45	1098,13	1067

5.3.4.2 – DTR:

TABELA 8 - ESTA TABELA RELACIONA AS MÉDIAS DAS MEDIDAS DO DANO TÉRMICO RESIDUAL (DTR) BEM COMO OS VALORES MÁXIMOS (V. MÁX), VALORES MÍNIMOS (V. MÍN), MEDIANAS E DESVIO PADRÃO (DESV PAD) DAS DEZ PACIENTES. VALORES EM MICRÔMETROS.

PACIENTE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MÉDIA	52,17	87,29	62,67	71,88	89,90	79,49	72,42	83,30	88,99	97,7
DESV PAD	5,41	12,83	9,31	7,35	9,31	9,66	13,70	9,66	10,90	10,39
MEDIANA	51,85	88,65	67,08	72,31	90,34	76,71	68,57	83,51	87,08	97,08
V. MÁX	62,54	109,1	73,36	80,65	106,46	97,92	94,98	102,89	106,19	118,91
V. MÍN	41,87	65,73	44,39	54,37	74,09	65,67	52,08	67,26	73,78	80,27

5.3.5 – Resultados morfométricos obtidos com 1 CO₂ + 1 ER:

5.3.5.1 – EPC E EPL:

TABELA 9 – ESTA TABELA RELACIONA AS MÉDIAS DAS MEDIDAS DA ESPESSURA DA PELE PELASA (EPL) E DA ESPESSURA DA PELE CONTROLE (EPC), BEM COMO OS VALORES MÁXIMOS (V. MÁX), MÍNIMOS (V. MÍN), DA MEDIANA E DO DESVIO PADRÃO (DESV PAD). FORAM OBTIDAS DEZ MEDIDAS EM CADA UM DOS 4 CAMPOS. VALORES EM MICRÔMETROS.

A – PACIENTE 1:

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	749,58	801,48	813,52	767,32	812,35	868,70	829,29	834,02
DESV PAD	47,83	75,57	93,98	124,29	78,35	29,90	66,20	109,21
MEDIANA	751,37	780,79	789,83	789,26	802,89	873,8	820,79	826,53
V. MÁX	825,79	963,59	956,3	910,72	957,69	905,61	957,76	1039
V. MÍN	651,83	712,5	715,93	555,74	694,78	814,44	724,91	615,79

B - PACIENTE 2(*)

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	-	-	-	-	-	-	-	-
DESV PAD	-	-	-	-	-	-	-	-
MEDIANA	-	-	-	-	-	-	-	-
V. MÁX	-	-	-	-	-	-	-	-
V. MÍN	-	-	-	-	-	-	-	-

*dados não obtidos por falta de hipoderme na amostra

C - PACIENTE 3

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	1015,36	943,20	874,56	866,45	839,30	833,23	937,16	930,68
DESV PAD	50,92	50,44	86,37	98,33	40,40	72,13	77,13	79,56
MEDIANA	996,3	946,75	855,32	863,59	839,42	849,47	938,01	920,25
V. MÁX	1090,69	1020,04	1039,07	1035,12	910,13	956,37	1100,17	1091,44
V. MÍN	953,68	873,06	767,42	733,79	789,88	722,29	815,03	783,37

D - PACIENTE 4

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	688,72	642,23	737,46	628,33	815,35	749,16	749,27	790,81
DESV PAD	59,50	61,75	115,58	65,88	89,58	61,48	66,37	70,16
MEDIANA	664,61	631,22	711,47	632,10	845,91	741,30	755,59	787,19
V. MÁX	779,22	747,23	995,8	762,27	919,95	858,3	859,98	948,04
V. MÍN	632,75	563,29	593,92	528,55	657,57	656,73	649,94	701,36

E - PACIENTE 5

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	850,08	863,66	858,30	911,46	890,21	956,97	1071,95	997,81
DESV PAD	86,41	74,95	93,48	80,88	65,41	107,60	62,20	95,44
MEDIANA	867,39	897,07	848,50	920,75	873,68	947,13	1075,08	1032,89
V. MÁX	1006,8	965,287	980,26	1024,46	1046,09	1114,45	1173,35	1108,93
V. MÍN	732,46	710,67	725,33	709,56	833,09	799,95	972,4	804,88

F - PACIENTE 6

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	803,76	869,40	615,72	612,56	567,60	522,03	786,11	765,93
DESV PAD	25,49	40,48	84,97	25,75	36,61	105,21	40,70	84,01
MEDIANA	798,71	863,14	602,78	611,35	579,03	521,76	785,81	800,59
V. MÁX	844,49	966,56	836,03	656	598,09	736,28	836,87	864,69
V. MÍN	773,66	828,95	534,14	570,4	473,13	359,87	689,33	597,64

G - PACIENTE 7

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	1056,19	858,43	848,19	933,34	1091,31	1188,19	1308,44	1116,50
DESV PAD	35,40	61,40	79,12	119,63	72,98	149,33	95,09	90,32
MEDIANA	1054,26	859,44	870,75	931,91	1081,3	1097,75	1307,62	1078,13
V. MÁX	1129,35	955,3	948,24	1062,97	1215,88	1389,66	1501,39	1301,72
V. MÍN	1012,72	774,34	714,67	764,34	1015,77	1052,15	1197,1	1038,05

H - PACIENTE 8

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	386,56	369,57	381,34	381,91	525,75	584,36	562,92	618,46
DESV PAD	36,68	23,70	17,55	41,83	74,71	51,99	82,64	66,52
MEDIANA	376,38	363,54	380,97	363,81	529,81	605,38	578,92	645,75
V. MÁX	456,63	399,63	409,43	457,14	616,36	632,52	660,45	689,89
V. MÍN	331,36	331,89	354,87	338,05	414,03	495,98	426,91	468,63

I - PACIENTE 9

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	633,78	711,22	590,36	751,64	886,26	947,52	1000,14	907,61
DESV PAD	57,03	32,09	89,06	58,99	34,01	36,05	60,73	72,44
MEDIANA	630,27	714,74	578,305	732,48	879,36	952,89	990,33	912,83
V. MÁX	732,72	752	815,4	863,45	940,45	1002,74	1090,82	1034,88
V. MÍN	511,26	665,57	505,15	674,67	844,93	901,98	889,78	802,46

J - PACIENTE 10

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	747,05	766,60	702,15	701,21	1025,32	929,78	1090,20	945,14
DESV PAD	38,38	44,04	34,88	21,50	67,92	46,76	123,96	84,33
MEDIANA	751,99	765,84	690,44	705,94	1040,17	927,64	1130,46	945,83
V. MÁX	803,98	842,8	795,23	729,54	1107,8	1014,99	1254,94	1084,37
V. MÍN	661,24	704,73	677,42	673,01	902,44	856,2	833,92	807,31

5.3.5.2 – DTR:

TABELA 10 - ESTA TABELA RELACIONA AS MÉDIAS DAS MEDIDAS DO DANO TÉRMICO RESIDUAL (DTR) BEM COMO OS VALORES MÁXIMOS (V. MÁX), VALORES MÍNIMOS (V. MÍN), MEDIANAS E DESVIO PADRÃO (DESV PAD) DAS DEZ PACIENTES. VALORES EM MICRÔMETROS.

PACIENTE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MÉDIA	19,84	22,01	20,90	24,43	20,89	20,56	28,03	21,80	22,75	22,44
DESV PAD	4,58	7,54	4,26	4,80	4,43	5,13	4,50	3,27	2,69	3,64
MEDIANA	18,98	19,12	20,01	24,87	21,8	19,9	28,27	21,85	22,89	21,95
V. MÁX	32,08	40,39	30,11	32,17	26,91	33,31	34,6	27,74	26,69	29,32
V. MÍN	14,43	14,2	14,6	16,47	11	12,7	18,29	17,5	19,03	16,95

5.3.6 – Resultados morfométricos obtidos com 1 CO₂ + 2 ER:

5.3.6.1 – EPC E EPL:

TABELA 11 – ESTA TABELA RELACIONA AS MÉDIAS DAS MEDIDAS DA ESPESSURA DA PELE PELASA (EPL) E DA ESPESSURA DA PELE CONTROLE (EPC), BEM COMO OS VALORES MÁXIMOS (V. MÁX), MÍNIMOS (V. MÍN), DA MEDIANA E DO DESVIO PADRÃO (DESV PAD). FORAM OBTIDAS DEZ MEDIDAS EM CADA UM DOS 4 CAMPOS. VALORES EM MICRÔMETROS.

A – PACIENTE 1:

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	950,69	1129,23	1205,57	1076,13	1211,40	1357,04	1248,29	1265,93
DESV PAD	49,54	70,73	87,19	108,28	127,67	41,51	101,61	44,08
MEDIANA	955,37	1115,36	1203,30	1054,6	1175,55	1352,75	1271,24	1265,99
V. MÁX	1059,37	1283,44	1356,31	1239,05	1555,28	1428,13	1350,38	1334,39
V. MÍN	865,51	1051,15	1058,35	934,73	1105,76	1292,39	1007,21	1200,59

B - PACIENTE 2

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	942,58	1181,47	1131,74	1113,26	1357,21	1366,02	1372,65	1316,89
DESV PAD	295,99	82,49	44,29	51,17	55,70	25,44	47,70	74,67
MEDIANA	1039,86	1166,28	1121,88	1122,49	1367,06	1367,26	1364,71	1286,09
V. MÁX	1112,48	1286,13	1208,56	1199,75	1422,52	1405,11	1442,62	1432,3
V. MÍN	111,97	1055,67	1084,32	1023,41	1228,47	1317	1307,2	1226,53

C - PACIENTE 3

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	1177,91	1187,51	1124,44	1058,23	1325,31	1388,50	1326,79	1402,21
DESV PAD	50,91	55,51	52,93	46,66	104	74,98	78,38	87,64
MEDIANA	1175,31	1192,94	1128,57	1057,56	1328,35	1412,04	1332,99	1414,85
V. MÁX	1295,1	1275,93	1213,21	1141,24	1440,43	1458,25	1426,59	1503,57
V. MÍN	1098,81	1110,84	1038,69	992,82	1068,45	1248,82	1225,38	1231,41

D - PACIENTE 4

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	943,98	1001,43	927,61	899,68	1345,42	1387,54	1408,18	1343,44
DESV PAD	109,14	138,33	103,65	90,67	72,87	45,20	67,22	67,09
MEDIANA	970,01	1049,21	913,56	898,78	1351,35	1392,78	1403,60	1345,31
V. MÁX	1123,3	1175	1130,01	1085,14	1439,34	1446,21	1516,13	1422,18
V. MÍN	769,23	744,72	778,14	789,72	1227,37	1290,33	1323,42	1215,63

E - PACIENTE 5

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	1127,41	948,31	849,62	914,71	1204,42	1213,60	1184,43	1239,62
DESV PAD	56,59	82,44	49,69	92,97	52,24	85,29	66,71	76,31
MEDIANA	1122,54	957,47	848,54	903,2	1204,11	1232,05	1187,41	1215,51
V. MÁX	1222,4	1106,84	947,43	1034,95	1298	1346,28	1271,69	1438,56
V. MÍN	1031,67	845,76	782,92	738,14	1134,65	1079,34	1082,5	1187,59

F - PACIENTE 6

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	724,89	737,51	717,66	743,49	984,78	994,87	1174,16	975,17
DESV PAD	70,78	62	73,55	76,51	27,42	64,59	306,93	55,23
MEDIANA	710,84	737,54	719,79	745,83	983,05	981,08	1057	964,33
V. MÁX	898,66	856,33	854,59	853,88	1037,32	1099,3	1856,11	1065,53
V. MÍN	635,64	633,55	605,67	602,03	948	908,27	948,14	895,39

G - PACIENTE 7

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	1234,75	1196,44	1150,33	1232,67	1343,38	1252,29	1268,90	1299,06
DESV PAD	56,03	75,99	70,35	57,56	128,05	102,28	65,06	64,53
MEDIANA	1222,57	1178,87	1162,08	1219,36	1387,13	1259,32	1279,68	1307,5
V. MÁX	1356,28	1347,12	1238,63	1334,38	1457,86	1394,18	1383,21	1382,25
V. MÍN	1158,64	1097,33	1010,27	1159,42	1073,75	1036,88	1155,64	1145,5

H - PACIENTE 8

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	646,24	746,56	617,74	497,39	897,55	848,44	1415,13	729,65
DESV PAD	96,42	102,68	98,25	57	80,76	84,53	2107,06	53,47
MEDIANA	660,71	738,16	582,86	514,54	893,33	851,08	753,14	749,63
V. MÁX	772,8	903,34	778,32	576,19	992,52	973,2	7410,65	781,7
V. MÍN	409,49	576,07	513,11	398,48	765,51	729,28	695,68	624,27

I - PACIENTE 9

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	654,56	647,75	802,26	783,63	816,37	853,63	1134,03	984,73
DESV PAD	51,82	72,10	65,77	67,71	40,64	64,19	280,95	105,90
MEDIANA	653,48	652,52	813,8	781,85	834,85	858,60	1056,78	1016,87
V. MÁX	724,49	752,19	896,06	889,25	873,01	947,15	1910,5	1097,8
V. MÍN	582,62	508,69	707,2	694,38	749,89	742,35	941,18	839,26

J - PACIENTE 10

campos	EPL				EPC			
	1	2	3	4	1	2	3	4
MÉDIA	943,27	967,74	943,90	749,73	1294,72	1234,05	1188,54	1216,52
DESV PAD	55,09	45,22	159,15	119,02	74,52	83,95	124,19	59,12
MEDIANA	932,58	956,07	1026,38	740,75	1272,44	1216,69	1213,32	1223,12
V. MÁX	1040,48	1052,62	1069,62	968,68	1413,34	1352,64	1357,49	1298,51
V. MÍN	875,56	921,58	641,91	590,81	1178,82	1141,44	958,96	1126,94

5.3.6.2 – DTR:

TABELA 12 – ESTA TABELA RELACIONA AS MÉDIAS DAS MEDIDAS DO DANO TÉRMICO RESIDUAL (DTR) BEM COMO OS VALORES MÁXIMOS (V. MÁX), VALORES MÍNIMOS (V. MÍN), MEDIANAS E DESVIO PADRÃO (DESV PAD) DAS DEZ PACIENTES. VALORES EM MICRÔMETROS.

PACIENTE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MÉDIA	27,21	25,51	20,52	23,51	32,56	42,13	21,03	22,11	17,81	28,41
DESV PAD	4,10	4,57	5,12	4,57	9,20	10,69	3,13	4,71	4,94	7,91
MEDIANA	28,36	26,5	21,44	23,86	31,64	43,33	20,41	23,2	17,1	27,17
V. MÁX	33,96	32,15	31,94	31,2	49,91	60,39	26,73	29,38	26,77	41,19
V. MÍN	20,59	18,02	12,01	13,42	19,47	23,72	16,02	12,7	11,66	18,47

5.3.7 – Análise comparativa dos resultados morfométricos

5.3.7.1 – CÁLCULO DO DA:

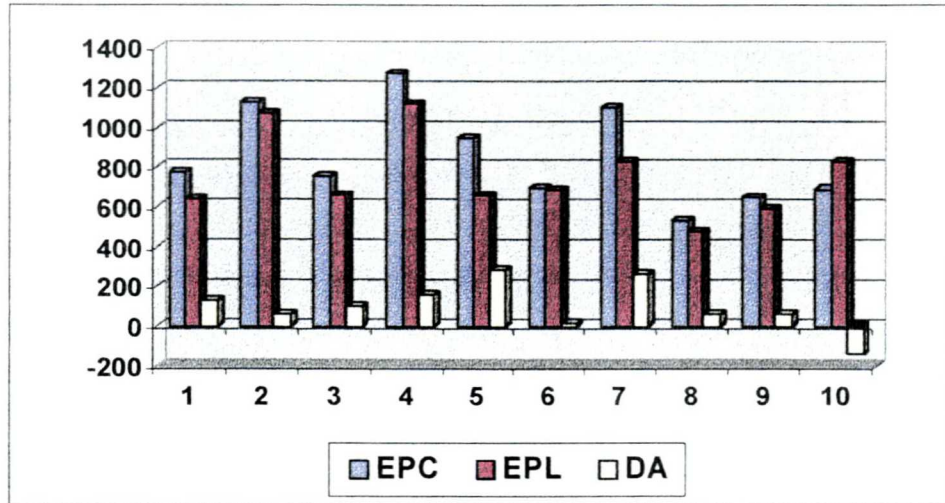
TABELA 13 – DEMONSTRA A MÉDIA DA ESPESSURA DA PELE LESADA (EPL) E SEU DESVIO PADRÃO (DP), A MÉDIA DA ESPESSURA DA PELE CONTROLE (EPC) E SEU DESVIO PADRÃO (DP) E A SUBTRAÇÃO DAS DUAS ANTERIORES QUE REPRESENTA O DANO DE ABLAÇÃO (DA). DADOS OBTIDOS EM CADA PACIENTE, EM CADA UMA DAS COMBINAÇÕES DE LASER ANALISADAS NESTE ESTUDO. VALORES EM MICRÔMETROS. (*) DADOS NÃO OBTIDOS POR FALTA DE HIPODERME NA AMOSTRA.

LASER		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1 CO ₂	EPC	735,06	994,7	914,25	772,39	932,97	773,36	1064,33	676,69	819,27	787,66
	DP	63,71	53,33	127,97	53,99	173,77	96,49	127,05	138,83	95,59	68,39
	EPL	805,00	1141,76	735,83	689,23	801,68	721,4	946,4	536,99	689,58	757,66
	DP	104,02	111,67	77,59	75,12	69,97	81,8	96,89	92,04	51,22	80,93
	DA	-69,94	-147,06	178,42	83,16	131,29	51,96	117,93	139,70	129,69	30,00
2 CO ₂	EPC	911,05	*	1044,85	898,51	1018,62	883,04	1223,21	552,84	1105,49	1199,58
	DP	90,89	*	169,04	61,18	87,92	79,47	88,99	62,28	149,43	101,02
	EPL	768,98	*	1038,39	748,51	806,53	797,48	1035,12	566,68	953,99	1115,81
	DP	47,46	*	188,14	62,53	66,36	49,96	111,85	68,61	110,19	73,31
	DA	142,07	*	6,46	150	212,09	85,56	188,09	-13,84	151,5	83,77
2 ER	EPC	1005,5	1327,93	1322,84	904,19	1080,28	961,81	1330,59	729,57	1233,05	1255,19
	DP	7,06	146,32	39,46	78,76	40,55	62,52	300,5	30,88	70,67	103,12
	EPL	932,02	1177,06	1188,24	811,94	789,33	709,95	1084,57	501,84	877,61	1359,26
	DP	11,11	68,35	14,11	48,95	5,15	46,95	189,22	58,99	68,62	149,97
	DA	73,48	150,87	134,6	92,25	290,95	251,86	246,02	227,73	355,44	-104,07
1 ER	EPC	770,01	1129,36	756,11	1275,34	942,98	699,27	1097,33	533,45	650,21	691,58
	DP	195,54	265,02	46,46	77,1	133,62	42,64	49,11	91,25	49,61	78,8
	EPL	639,64	1067,61	657,81	1115,8	659,7	687,67	834,01	471,21	589,88	832,13
	DP	69,78	245,37	2,92	208,75	18,73	72,26	84,31	27,49	117,89	1,75
	DA	130,37	61,75	98,3	159,54	283,28	11,6	263,32	62,24	60,33	-140,55
1 CO ₂ + 1 ER	EPC	836,09	*	885,09	776,15	979,23	660,42	1176,11	572,87	935,38	997,61
	DP	35,98	*	68,91	12,47	142,27	105,54	20,37	53,8	19,62	86,78
	EPL	782,97	*	924,89	674,18	870,87	725,36	924,04	924,04	671,75	729,25
	DP	134,89	*	70,67	63,34	52,19	151,16	181,8	39,35	9,22	38,41
	DA	53,12	*	-39,8	101,97	108,36	-64,94	252,07	-351,17	263,63	268,36
1 CO ₂ + 2 ER	EPC	1270,67	1353,19	1360,7	1371,14	1210,52	1032,24	1290,91	972,69	947,19	1233,45
	DP	86,32	17,61	44,65	5,08	0,25	17,97	108,09	50,12	178,26	95,47
	EPL	1090,4	1092,26	1137,02	943,17	960,01	730,89	1203,55	626,98	722,05	901,16
	DP	223,09	114,5	132,77	90,47	40,54	56,25	0,32	88,48	109,21	15,39
	DA	180,27	260,93	223,68	427,97	250,51	301,35	87,36	345,71	225,14	332,29

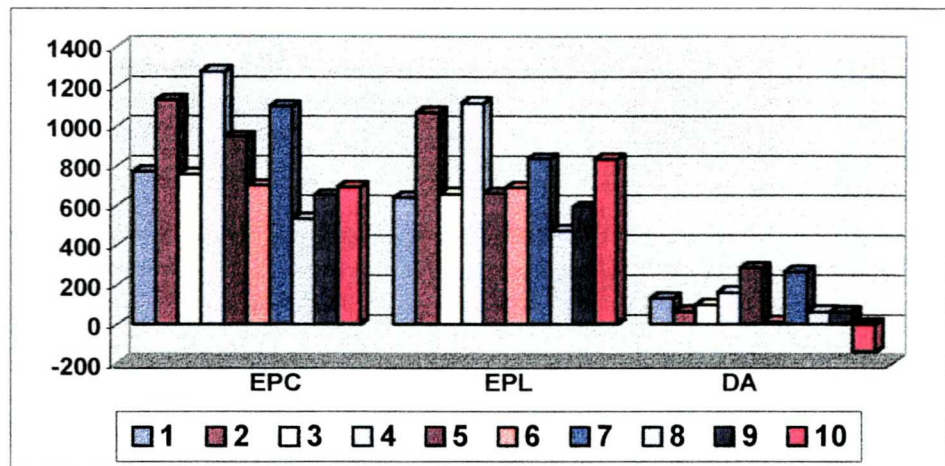
LEGENDA: 1 CO₂ = uma aplicação de laser CO₂ Ultrapulsado, 2 CO₂ = duas aplicações de laser CO₂ Ultrapulsado, 1 ER = uma aplicação de laser Erbium: YAG, 2 ER = duas aplicações de laser Erbium: YAG, 1 CO₂ + 1 ER = uma aplicação de laser CO₂ Ultrapulsado associada a uma aplicação de laser Erbium: YAG, 1 CO₂ + 2 ER = uma aplicação de laser CO₂ Ultrapulsado associada a duas aplicações de laser Erbium: YAG.

GRÁFICO 1 – DEMONSTRA A ESPESSURA DA PELE CONTROLE (ÉPC), A ESPESSURA DA PELE LESADA (EPL) E O DANO DE ABLAÇÃO (DA) EM RELAÇÃO AS 10 PACIENTES (NÚMEROS 1 a 10) COM UMA APLICAÇÃO DE ERBIUM: YAG. VALORES EM MICRÔMETROS.

A



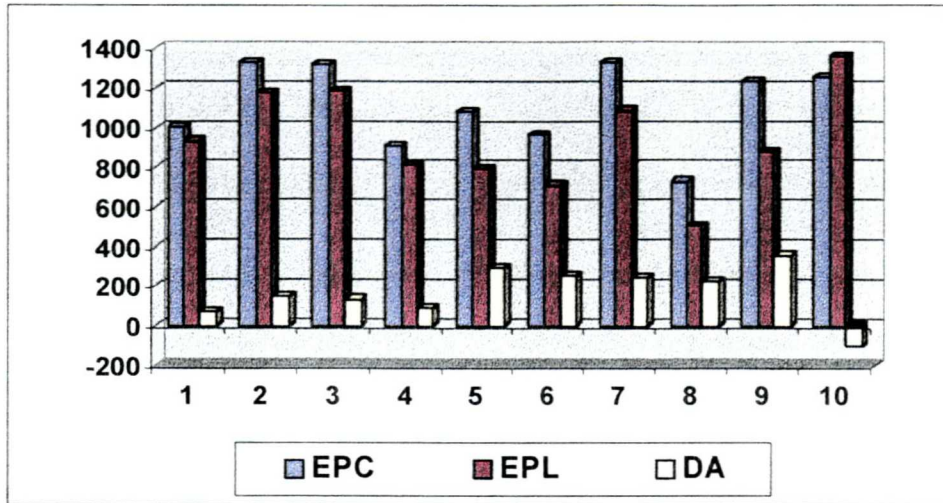
B



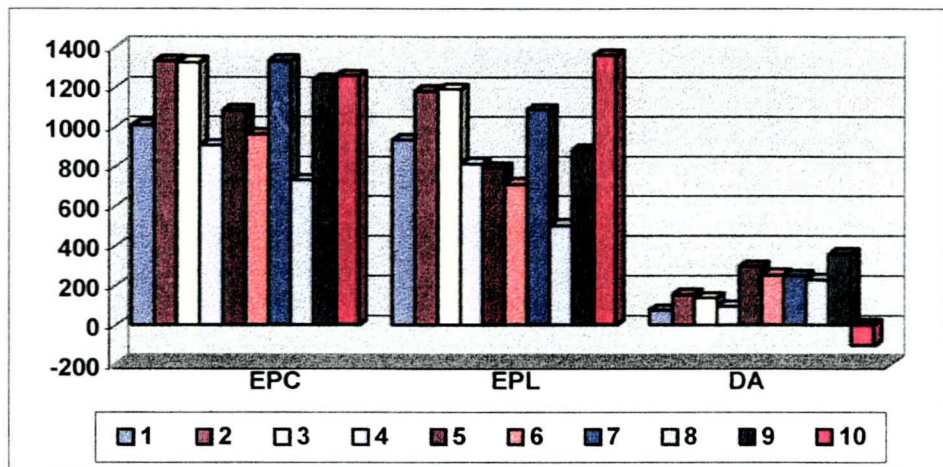
FONTE: TABELA 13

GRÁFICO 2 – DEMONSTRA A ESPESSURA DA PELE CONTROLE (ÉPC), A ESPESSURA DA PELE LESADA (EPL) E O DANO DE ABLAÇÃO (DA) EM RELAÇÃO AS 10 PACIENTES (NÚMEROS 1 a 10) COM DUAS APLICAÇÕES DE ERBIUM: YAG. VALORES EM MICRÔMETROS.

A



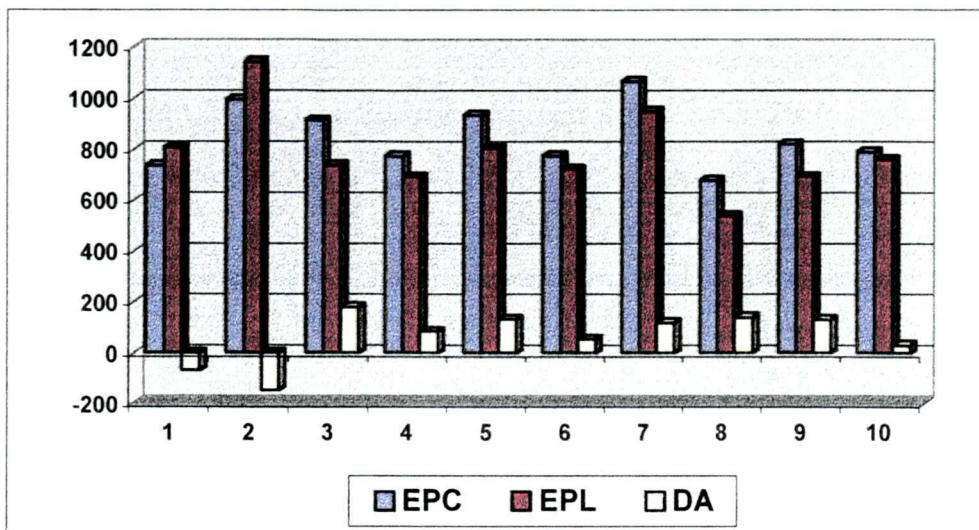
B



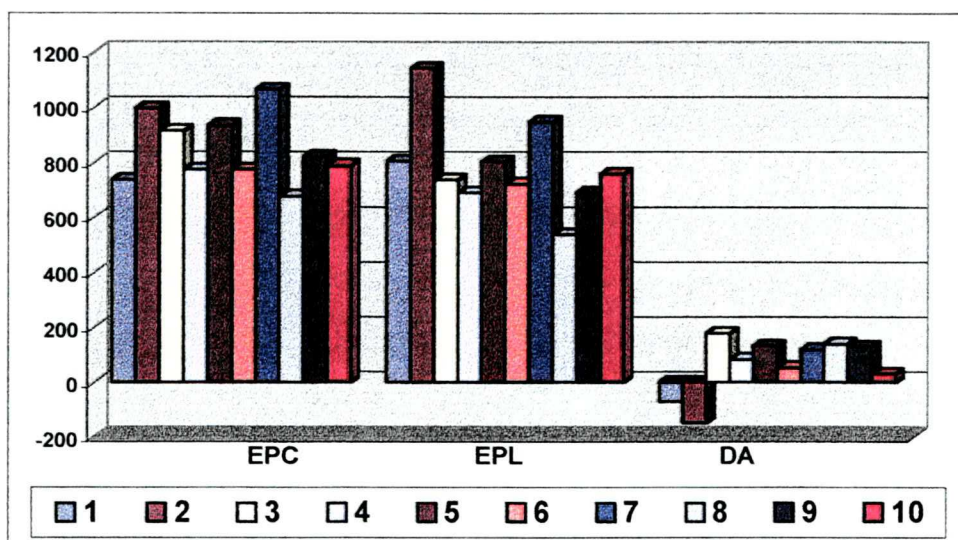
FONTE: TABELA 13

GRÁFICO 3 – DEMONSTRA A ESPESSURA DA PELE CONTROLE (ÉPC), A ESPESSURA DA PELE LESADA (EPL) E O DANO DE ABLAÇÃO (DA) EM RELAÇÃO AS 10 PACIENTES (NÚMEROS 1 a 10) COM UMA APLICAÇÃO DE CO₂ ULTRAPULSADO. VALORES EM MICRÓMETROS.

A



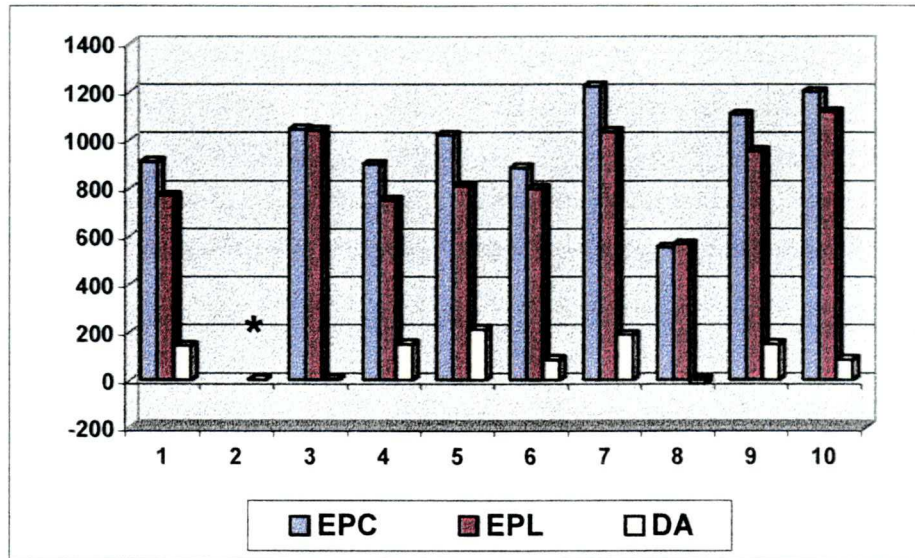
B



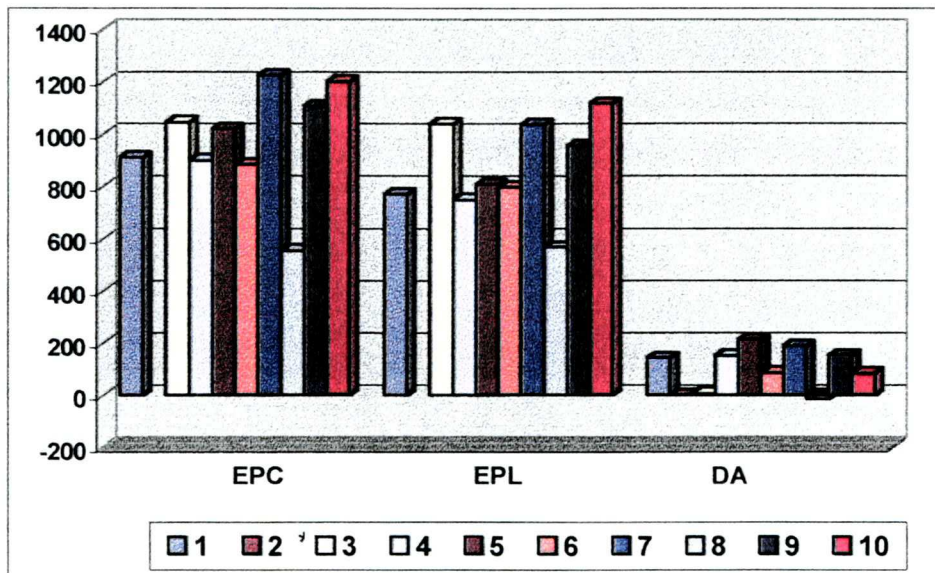
FONTE: TABELAS 13

GRÁFICO 4 – DEMONSTRA A ESPESSURA DA PELE CONTROLE (EPC), A ESPESSURA DA PELE LESADA (EPL) E O DANO DE ABLAÇÃO (DA) EM RELAÇÃO AS 10 PACIENTES (NÚMEROS 1 a 10) COM DUAS APLICAÇÕES DE CO₂ ULTRAPULSADO. VALORES EM MICRÔMETROS. (*) DADOS NÃO OBTIDOS POR AUSÊNCIA DE HIPODERME NA AMOSTRA.

A



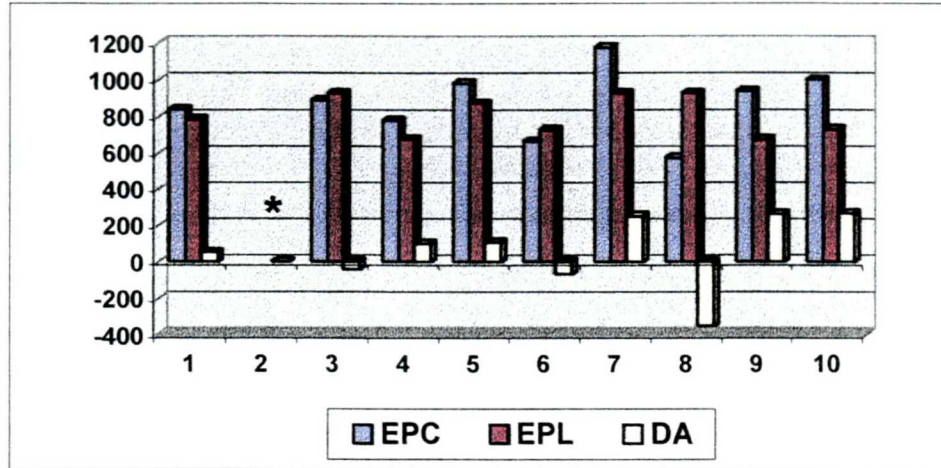
B



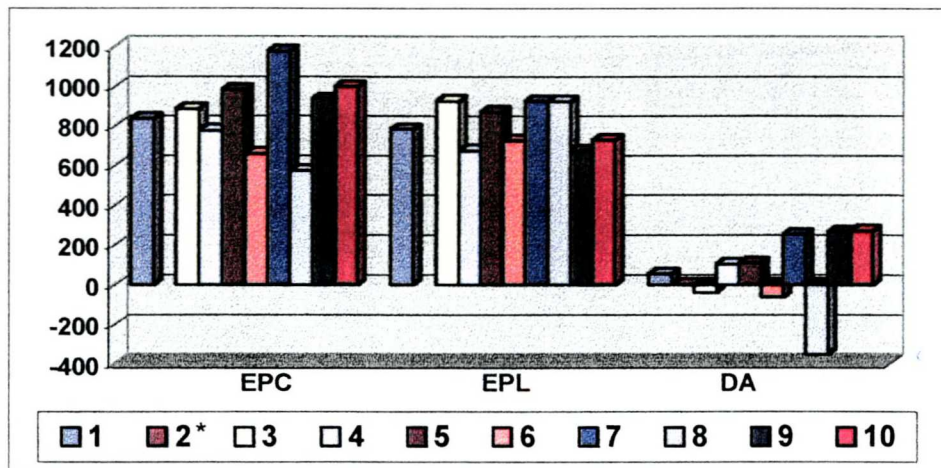
FONTE: TABELAS 13

GRÁFICO 5 – DEMONSTRA A ESPESSURA DA PELE CONTROLE (ÉPC), A ESPESSURA DA PELE LESADA (EPL) E O DANO DE ABLAÇÃO (DA) EM RELAÇÃO AS 10 PACIENTES (NÚMEROS 1 a 10) COM UMA APLICAÇÃO DE CO₂ ULTRAPULSADO ASSOCIADA A UMA APLICAÇÃO DE ERBIUM: YAG. VALORES EM MICRÔMETROS. (*) DADOS NÃO OBTIDOS DEVIDO A AUSÊNCIA DE HIPODERME NA AMOSTRA.

A



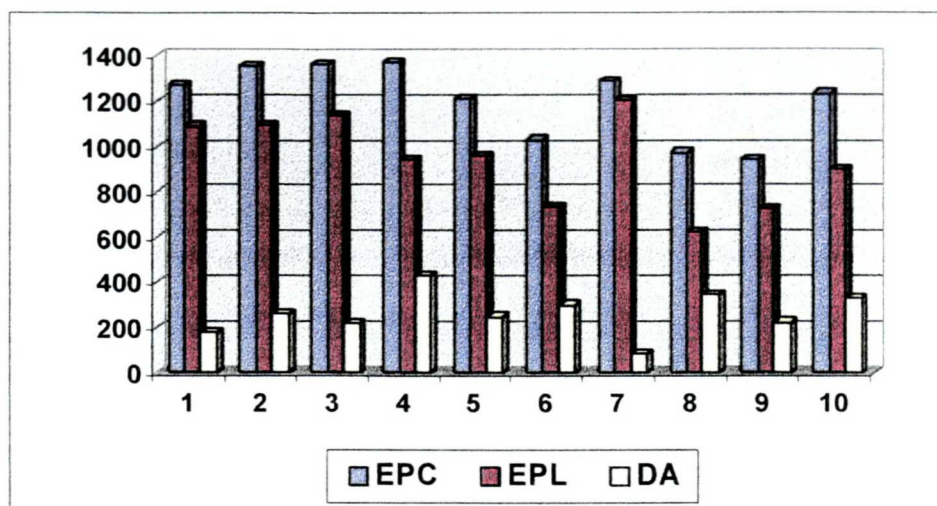
B



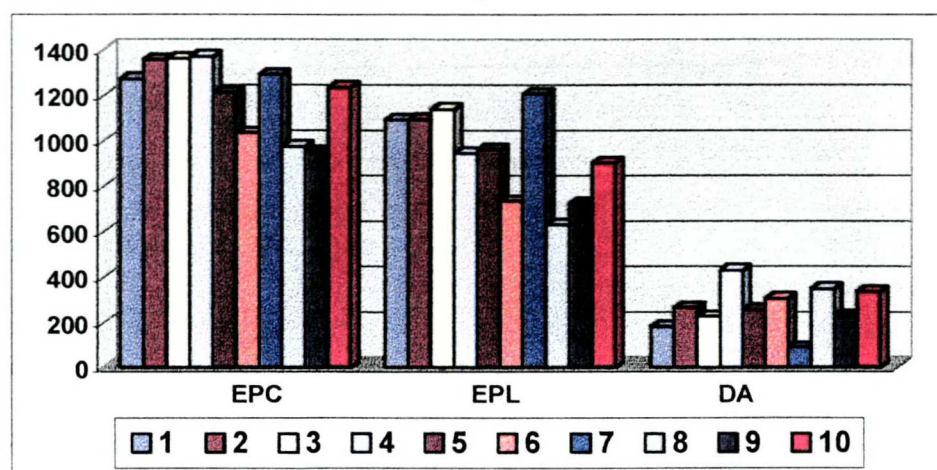
FONTE: TABELA 13

GRÁFICO 6 – DEMONSTRA A ESPESSURA DA PELE CONTROLE (ÉPC), A ESPESSURA DA PELE LESADA (EPL) E O DANO DE ABLAÇÃO (DA) EM RELAÇÃO AS 10 PACIENTES (NÚMEROS 1 a 10) COM UMA APLICAÇÃO DE CO₂ ULTRAPULSADO ASSOCIADA A DUAS APLICAÇÕES DE ERBIUM: YAG. VALORES EM MICRÔMETROS.

A

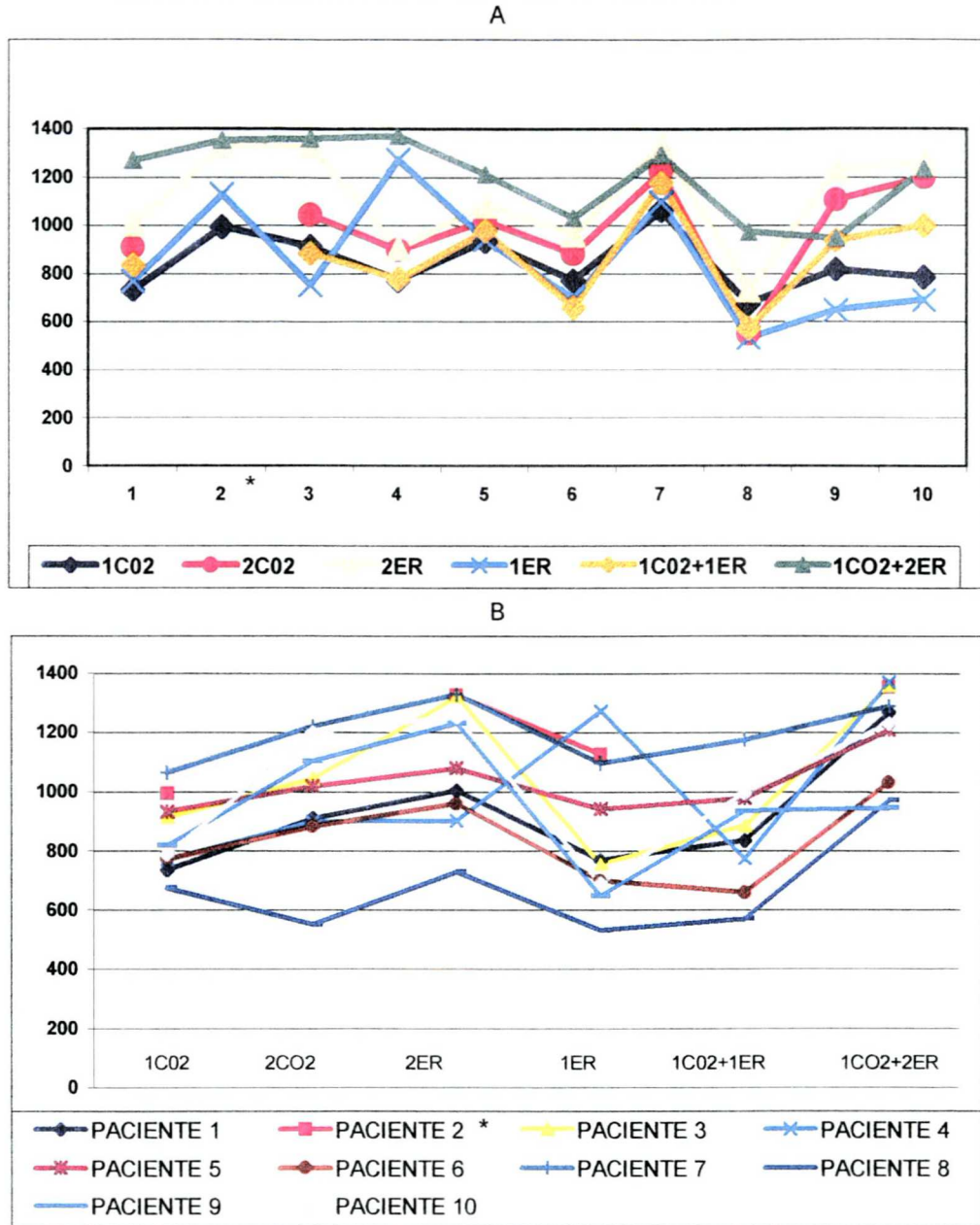


B



FONTE: TABELA 13

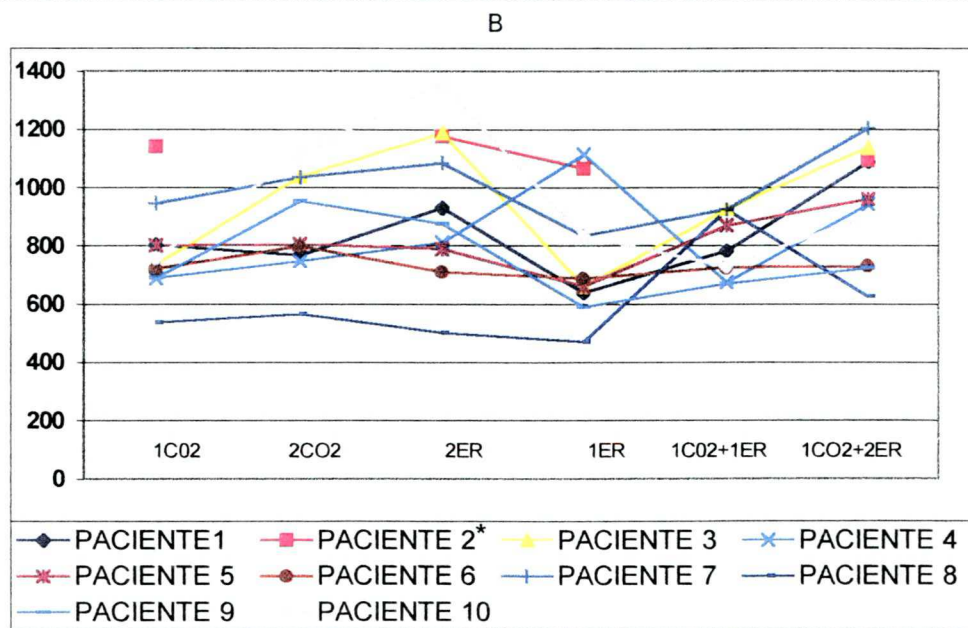
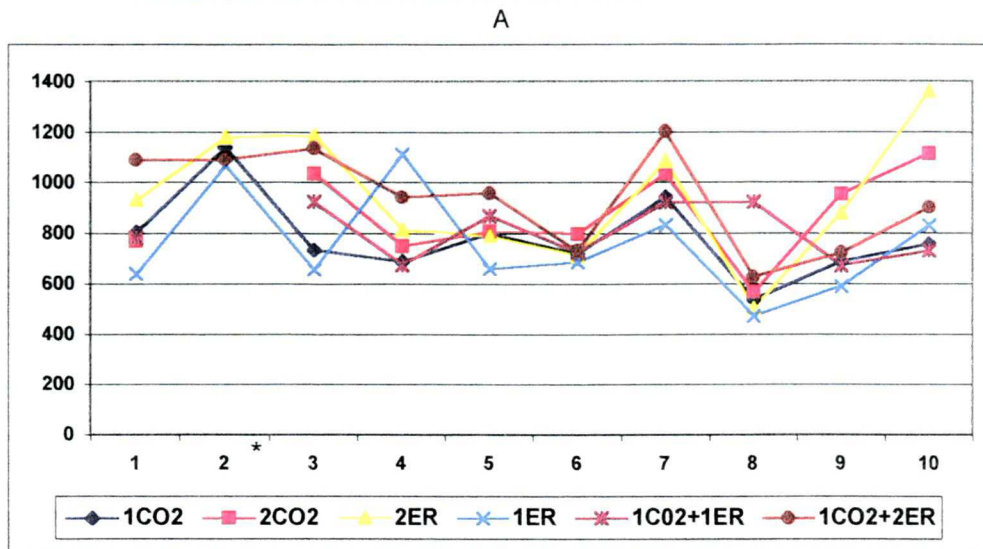
GRÁFICO 7 – DEMONSTRA A VARIAÇÃO DA ESPESSURA DA PELE CONTROLE (EPC) ENTRE AS DEZ PACIENTES DO ESTUDO EM RELAÇÃO ÀS SEIS COMBINAÇÕES DE LASER ESTUDADAS. VALORES EM MICRÔMETROS. (*) DADOS NÃO OBTIDOS DEVIDO A AUSÊNCIA DE HIPODERME NA AMOSTRA.



FONTE: TABELA 13

LEGENDA: 1 CO₂ = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 2 CO₂ = duas aplicações de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 1 ER = uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 2 ER = duas aplicações de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 1 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 2 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a duas aplicações de *laser* Erbium: YAG.

GRÁFICO 8 – DEMONSTRA A VARIAÇÃO DA ESPESSURA DA PELE LESADA (EPL) ENTRE AS DEZ PACIENTES DO ESTUDO EM RELAÇÃO ÀS SEIS COMBINAÇÕES DE LASER ESTUDADAS. VALORES EM MICRÔMETROS. (*) DADOS NÃO OBTIDOS DEVIDO A AUSÊNCIA DE HIPODERME NA AMOSTRA.

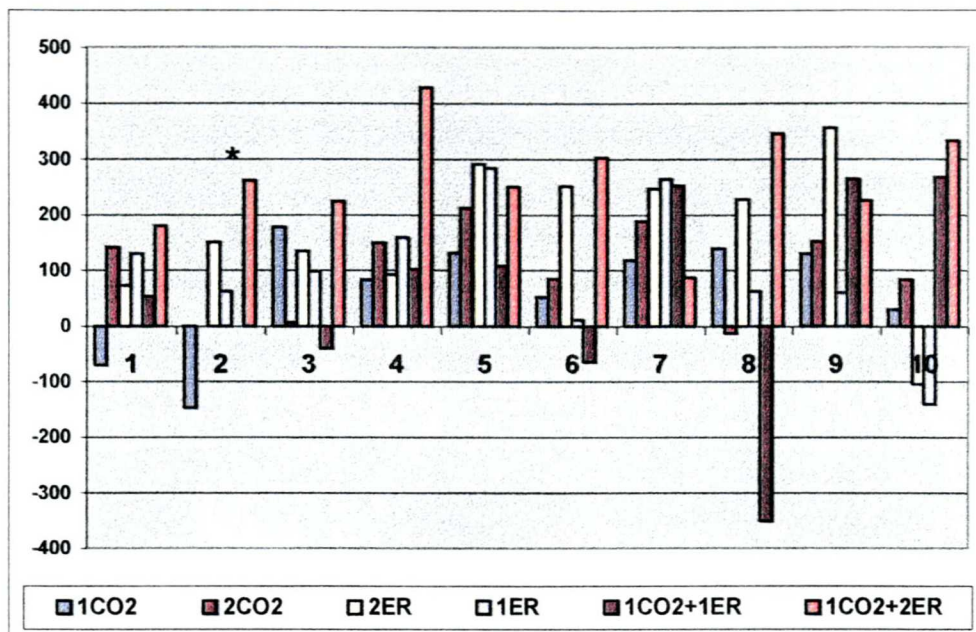


FONTE: TABELA 13

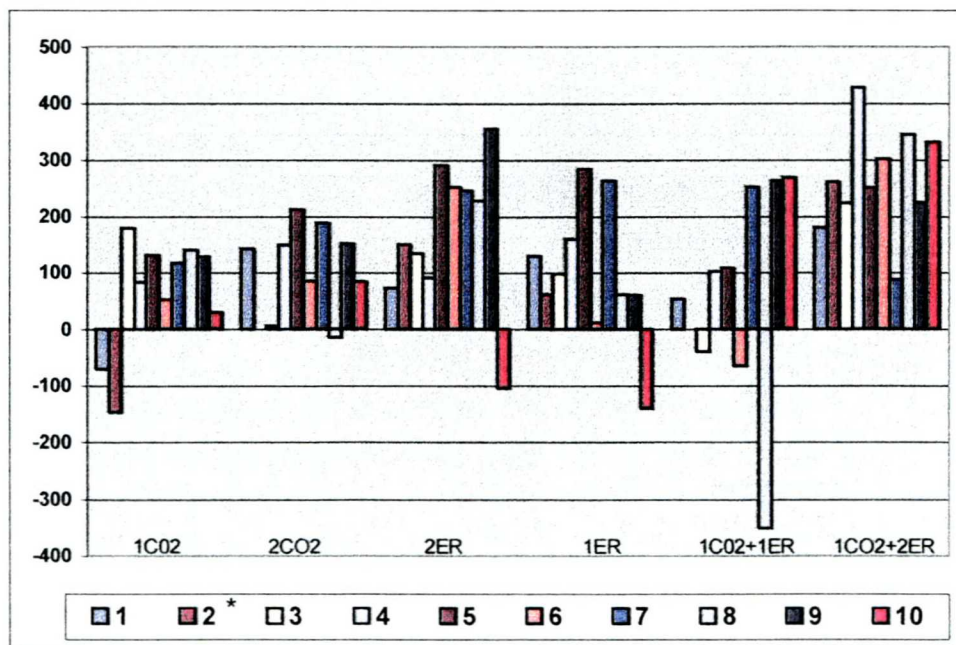
LEGENDA: 1 CO₂ = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 2 CO₂ = duas aplicações de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 1 ER = uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 2 ER = duas aplicações de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 1 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 2 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a duas aplicações de *laser* Erbium: YAG.

GRÁFICO 9 – DEMONSTRA A VARIAÇÃO DO DANO DE ABLAÇÃO (DA) ENTRE AS DEZ PACIENTES DO ESTUDO EM RELAÇÃO ÀS SEIS COMBINAÇÕES DE LASER ESTUDADAS. VALORES EM MICRÔMETROS. (*) DADOS NÃO OBTIDOS DEVIDO A AUSÊNCIA DE HIPODERME NA AMOSTRA.

A



B

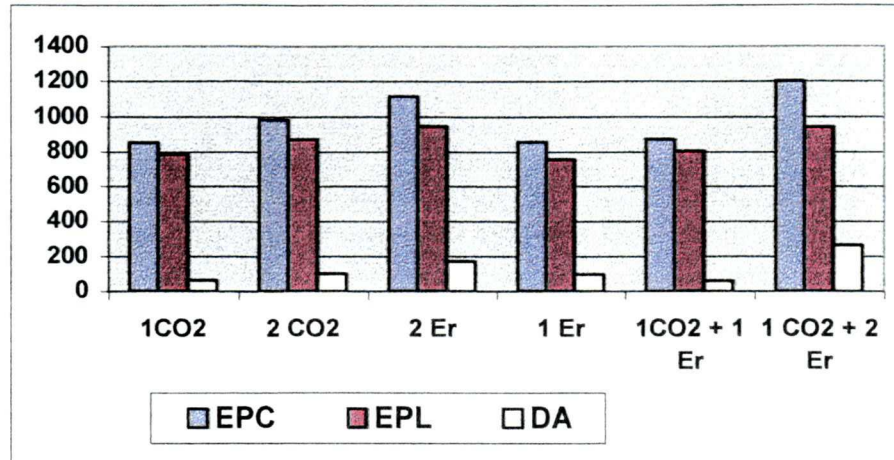


FONTE: TABELA 13

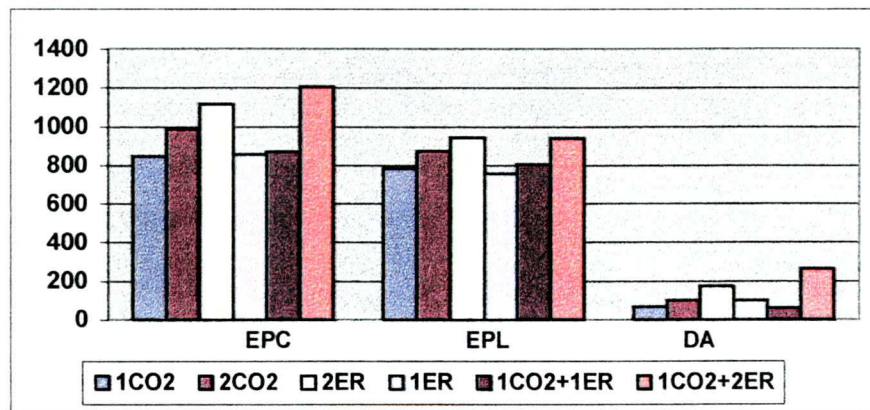
LEGENDA: 1 CO₂ = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 2 CO₂ = duas aplicações de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 1 ER = uma aplicação de *laser* Erbiun: YAG, 2 ER = duas aplicações de *laser* Erbiun: YAG, 1 CO₂ + 1 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a uma aplicação de *laser* Erbiun: YAG, 1 CO₂ + 2 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a duas aplicações de *laser* Erbiun: YAG.

GRÁFICO 10 – DEMONSTRA A MÉDIA GERAL (DE TODAS AS DEZ PACIENTES) DA ESPESSURA DA PELE CONTROLE (EPC), ESPESSURA DA PELE LESADA (EPL) E DANO DE ABLAÇÃO (DA) EM RELAÇÃO ÀS SEIS COMBINAÇÕES DE LASER UTILIZADAS NESTE ESTUDO. VALORES EM MICRÔMETROS.

A



B



FONTE: TABELA 14

LEGENDA: 1 CO₂ = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 2 CO₂ = duas aplicações de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 1 ER = uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 2 ER = duas aplicações de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 1 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 2 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a duas aplicações de *laser* Erbium: YAG.

5.3.7.2 – CÁLCULO DO DTR:

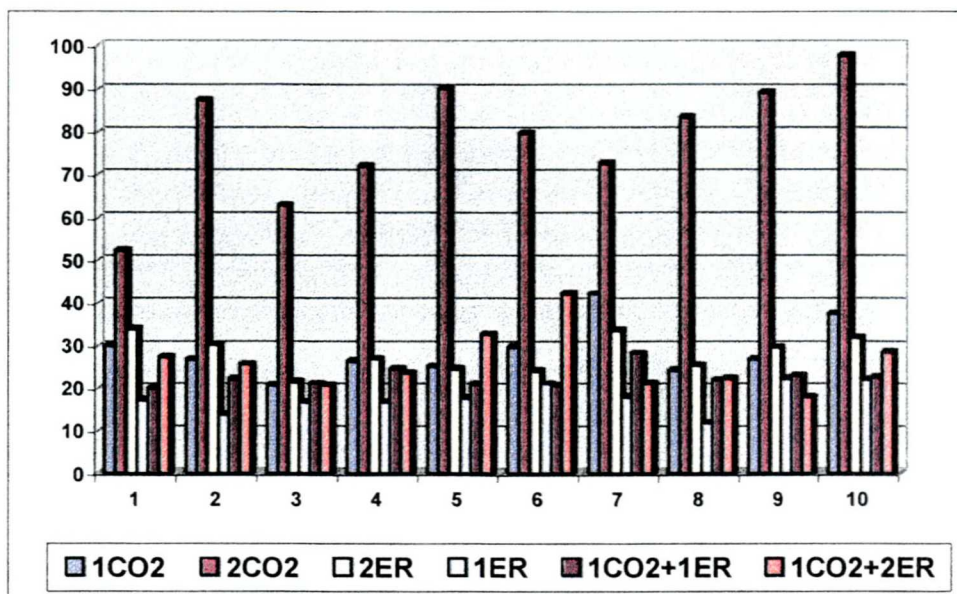
TABELA 15 – DEMONSTRA A MÉDIA DO DANO TÉRMICO RESIDUAL (DTR) E SEU DESVIO PADRÃO (DP). DADOS OBTIDOS EM CADA PACIENTE, EM CADA UMA DAS COMBINAÇÕES DE LASER ANALISADAS NESTE ESTUDO. VALORES EM MICRÔMETROS.

PACIENTE	1 CO ₂	2 CO ₂	2 ER	1 ER	1 CO ₂ + 1 ER	1 CO ₂ + 2 ER
1	29,76	52,18	33,86	17,14	19,84	27,21
2	26,65	87,29	30,05	13,76	22,01	25,51
3	20,49	62,67	21,44	16,65	20,90	20,52
4	26,29	71,88	26,77	16,62	24,43	23,51
5	24,92	89,90	24,43	17,56	20,89	32,56
6	29,54	79,49	24,00	20,91	20,56	42,13
7	42,05	72,42	33,55	17,82	28,03	21,03
8	24,10	83,30	25,29	11,83	21,80	22,11
9	26,71	88,99	29,48	22,13	22,75	17,81
10	37,42	97,70	31,73	21,95	22,44	28,41
MÉDIA	28,79	78,58	28,06	17,64	22,36	26,08
DP	1,62	2,4	0,29	0,69	1,31	2,48

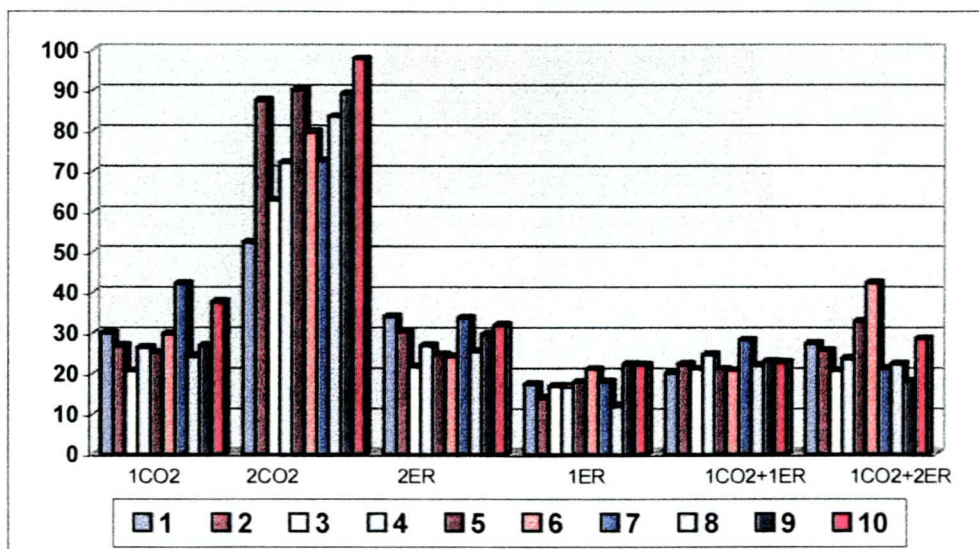
LEGENDA: 1 CO₂ = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 2 CO₂ = duas aplicações de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 1 ER = uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 2 ER = duas aplicações de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 1 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 2 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a duas aplicações de *laser* Erbium: YAG.

GRÁFICO 11 – DEMONSTRA O DANO TÉRMICO RESIDUAL (DTR) DE TODAS AS DEZ PACIENTES EM RELAÇÃO AOS SEIS TIPOS DE LASER ESTUDADOS. VALORES EM MICRÔMETROS.

A



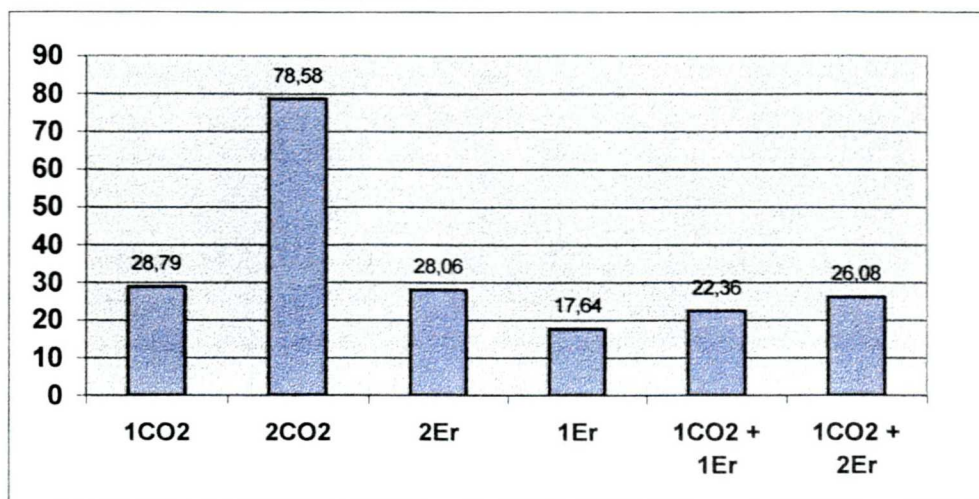
B



FONTE: TABELA 15

LEGENDA: 1 CO₂ = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 2 CO₂ = duas aplicações de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 1 ER = uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 2 ER = duas aplicações de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 1 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 2 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a duas aplicações de *laser* Erbium: YAG.

GRÁFICO 12 – MÉDIA GERAL (DEZ PACIENTES) DO DANO TÉRMICO RESIDUAL (DTR) EM CADA UM DAS SEIS COMBINAÇÕES DE LASER UTILIZADAS NESTE ESTUDO. VALORES EM MICRÔMETROS.



LEGENDA: 1 CO₂ = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 2 CO₂ = duas aplicações de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 1 ER = uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 2 ER = duas aplicações de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 1 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 2 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a duas aplicações de *laser* Erbium: YAG.

5.4 – RESULTADOS ESTATÍSTICOS

TABELA 16 – DEMONSTRA A SIGNIFICÂNCIA ESTATÍSTICA PARA UM ÍNDICE DE CONFIABILIDADE DE 95% ($p < 0,05$) COMPARANDO-SE CADA UMA DAS COMBINAÇÕES DE LASER UTILIZADAS QUANTO AO DANO DE ABLAÇÃO E AO DANO TÉRMICO RESIDUAL.

DANO DE ABLAÇÃO							
	1 CO ₂	2 CO ₂	2 ER	1 ER	1 CO ₂ + 1 ER	1 CO ₂ + 2 ER	
1 CO ₂		0,519	0,057	0,503	0,758	$p < 0,001$	1 CO ₂
2 CO ₂	$p < 0,001$		0,258	0,866	0,529	0,002	2 CO ₂
2 ER	$p < 0,001$	$p < 0,001$		0,217	0,201	0,092	2 ER
1 ER	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$		0,644	0,534	1 ER
1 CO ₂ + 1 ER	0,008	$p < 0,001$	0,002	0,002		0,017	1 CO ₂ + 1 ER
1 CO ₂ + 2 ER	0,382	$p < 0,001$	0,460	0,003	0,134		1 CO ₂ + 2 ER
	1 CO ₂	2 CO ₂	2 ER	1 ER	1 CO ₂ + 1 ER	1 CO ₂ + 2 ER	

DANO TÉRMICO RESIDUAL

LEGENDA: 1 CO₂ = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 2 CO₂ = duas aplicações de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 1 ER = uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 2 ER = duas aplicações de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 1 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 2 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a duas aplicações de *laser* Erbium: YAG.

6 – DISCUSSÃO

Na literatura pesquisada há também experimentos em coelhos (YANG e CHAI, 1955) e em cobaias (WALSH e DEUTSCH, 1989; WALSH, FLOTE E DEUTSCH 1989; KAUFMANN e HIBST, 1990; WALSH e CUMMINGS, 1994; KAUFMANN e HIBST, 1996). Estes são animais de pequeno porte e por isso de fácil alojamento, alimentação e cuidados de limpeza, facilitando a utilização de grande número de animais em um único experimento.

O uso experimental do *laser* em ratos Wistar também é descrito em alguns estudos. Alguns descrevem a viabilidade do modelo experimental, propõem regulagens para o *laser* CO₂ e padronizam os cortes histológicos e os critérios de leitura morfométrica (AUERSVALD, 1999; NORONHA, AUERSVALD, MARTINS, BERNARDES e GRAF, 2001 – 1 e 2). Outros estudam a homogeneidade de ablação em extensão e em profundidade com o *laser* ER sem sobreposição (FRANÇA, 1999; NORONHA, FRANÇA, MARTINS e CZECHKO, 2001; NORONHA, MARTINS, TAFAREL, CZECHKO e FRANÇA, 2001) e um último estuda a contração tecidual do *laser* CO₂ em dorso de ratos (RODRIGUES, 1999). O rato da linhagem Wistar é um animal de fácil aquisição no nosso meio, sendo fácil a padronização da idade, peso e sexo. É também um animal de pequeno porte apresentando as mesmas vantagens do coelho e da cobaia, com maior facilidade de manipulação experimental, por apresentar pequena morbidade e mortalidade. Porém, mesmo a pele do rato sendo muito semelhante á pele humana, há uma diferença importante que pode trazer algumas dificuldades na interpretação dos resultados de trabalhos experimentais; a pele dos ratos não apresenta uma divisão clara entre a derme papilar e a reticular nos métodos histológicos convencionais como é observado na pele de humanos. Em vista disso, métodos que utilizam estes compartimentos anatômicos para comparar a profundidade das lesões podem ser falhos e pouco reprodutíveis (AUERSVALD, 1999; GRAF, 2000). Outra diferença importante é a quantidade de fibras elásticas encontradas na derme, que é bem menor nos ratos do que nos humanos. Isto pode ser importante em estudo experimentais que visam os processos de cicatrização suscitados pelo *laser*. Isto por que a cicatrização das lesões causadas pelo *laser* em humanos está basicamente baseada na produção de fibras elásticas em grande quantidade que darão a pele uma aparência mais esticada e jovem (DUPLAN, DAMOUR, MONTROCHER, PEYROL, GRENIER, JACOB, BRAYE e 2000). Esta cicatrização pode não ser a mesma em ratos uma vez que estes não possuem

grande quantidade de fibras elásticas (AUERSVALDO, 1999; GRAF, 2000).

Em relação aos efeitos de dano de ablação (DA) e dano térmico residual (DTR) após a aplicação do *laser*, os modelos experimentais se mostram apenas adequados, porém não totalmente comparáveis com aqueles vistos em pele humana. Isto porque, como para os *lasers* aplicados em *resurfacing* facial o cromóforo alvo é a água (WALSH, FLOTTE e DEUTSCH, 1989; WALSH e DEUTSCH, 1989; WEINSTEIN, 1999 -1), o variado conteúdo hídrico cutâneo entre as espécies propicia efeitos de DA e de DTR diferentes. O que se faz em trabalhos experimentais é procurar causar em animais um DA e um DTR semelhantes ao causado em humanos quando da aplicação do *laser* (HOHENLEUTNER, HOHENLEUTNER, ELÄUMLER e LANDTHALER, 1997; McDANIEL, ASH, LORD, NEWMANN e ZOKOWSKI, 1997; HUGHES, 1998).

6.2 – A ESCOLHA DOS TIPOS DE LASERS E COMBINAÇÕES UTILISADA:

A escolha dos tipos de *lasers* foi baseada no que dispomos e utilizamos na prática cirúrgica diária em *resurfacing* facial.

O CO₂ já vem sendo utilizado na prática médica por mais de 30 anos. Porém, o primeiro *resurfacing* com este equipamento foi realizado em 1994 (HRUZA, 1995; ALSTER, NANNI e WILLIAMS, 1999). Isto nos conduziu a este experimento, a fim de melhor entendermos as alterações anatomopatológicas imediatas causadas por este equipamento na pele humana, com diferente número de passadas.

O *laser* ER só foi lançado comercialmente em 1996 (ALSTER, 1999). É, portanto, relativamente recente na prática médica e os estudos dos seus efeitos cutâneos não são muito numerosos. Por este motivo resolvemos estudá-lo também, em pele humana, e com diferente número de passadas.

Há grandes diferenças nas alterações imediatas e tardias causadas pelo *laser* CO₂ quando comparadas àquelas causadas pelo *laser* ER como já foi descrito por HUGHES em 1998. Em vista disso, estudamos também a combinação de ambos os *lasers*, com diferente número de passadas. Alguns outros autores já fizeram combinações semelhantes (STUZIN, BAKER, BAKER e KLIGMAN, 1997; UTLEY, KOCH e EGBERT, 1999).

Por fim, comparamos todos os resultados obtidos entre si, a fim de compreender melhor as diferenças anatomopatológicas entre as lesões causadas por estes dois tipos de equipamentos utilizados em *resurfacing* cutâneo. Nossos resultados e conclusões podem, no futuro, ter alguma utilidade na escolha do melhor tipo de *laser* para cada paciente, com seu tipo de pele específico, e para cada situação clínica.

Foram utilizados os aparelhos **DERMA™ K, ESC, Medical System-LTDA** ou Erbium: YAG (ER), de Yokndam Industrial Park, Israel, e o **CO₂ Ultrapulse 5000, Coherent Medical Lasers** ou CO₂ Ultrapulsado (CO₂), de Palo Alto, Califórnia (USA) por estarem disponíveis em nosso meio e por serem indicados para o *resurfacing*.

A padronização dos parâmetros utilizados no aparelho de CO₂ e ER é semelhante àquela encontrada na literatura (ACHAUER, 1997; GOLDMAN e MANUSKIATTI, 1999) com uma fluência constante sendo aplicada, oferecendo segurança na quantidade de J/cm² num período de tempo padronizado.

Ambos os aparelhos apresentavam gerador de padrões computadorizados que permite regularidade e maior velocidade na aplicação, sendo de grande utilidade quando se deseja fazer o *resurfacing* em extensas áreas como a face. Além disso, pode permitir a determinação de uma figura geométrica que seja mais adequada à região anatômica em tratamento fazendo rotações destas figuras facilitando a aplicação. Pode-se também, estabelecer previamente quantas passadas o operador deseja. Mas a grande vantagem dele é dar maior precisão à colocação do ponto do *laser* sobre o tecido alvo (DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; APFELBERG e SNIKKERM, 1997; WEINSTEIN, 1998-1).

Durante o procedimento alguns cuidados básicos são necessários. O primeiro é no sentido de preservar o paciente, isolando áreas onde não será aplicado o *laser*, com compressas embebidas em água ou soro fisiológico. Como o *laser* tem grande afinidade pela água, primeiro irá aquecer e evaporar esta água para depois queimar o tecido vivo. Deve-se ter cuidado em não apontar o *laser* nos olhos dos pacientes, pois este pode levar a cegueira. Sempre que não estiver em uso, o aparelho deve estar no comando *stand by*. A equipe cirúrgica deve utilizar óculos especiais durante todo o procedimento. Estes óculos são definidos por MPE (*maximal permissible exposure* = máxima exposição possível) e pela NHZ (*nominal hazard zone* = área de

perigo em potencial), para cada comprimento de onda. A MPE é definida como o máximo de exposição à radiação do *laser* sem efeitos nocivos e/ou alterações biológicas nos olhos ou na pele. A NHZ é a área onde o nível de radiação direta, reflexa ou difusa exceda a MPE. Portanto os óculos protegem quando se está exposto ao NHZ do *laser*. A equipe deve estar com máscara cirúrgica e utilizar sempre um potente aspirador com filtro novo para aspirar a fumaça decorrente da vaporização de tecidos. Esta fumaça pode conter partículas potencialmente perigosas que podem provocar irritações às vias aéreas, infecções e a possibilidade de transmissão de vírus (FRIEDMAN, 1987; BAGGISH, 1987; FREIROG, CHAPMAN e SIELCZAK., 1987; e GARDNER, 1988).

O procedimento cirúrgico transcorreu sem intercorrências em todas as pacientes. A sistematização técnica dos procedimentos, o adiestramento da equipe cirúrgica e os cuidados com o material e a segurança, foram a base para a execução do experimento.

Entre uma passada e outra foi feito o debridamento com gaze umidificada em soro fisiológico para remoção de resíduos que pudessem dificultar a absorção da energia *laser* pelos tecidos como sugerem ZWEING, FRENZ, ROMANO e WEBER (1998) em trabalho experimental feito em ratos.

6.3 – A ESCOLHA DO MÉTODO DE AVALIAÇÃO:

6.3.1 – Os cuidados com a obtenção e com o processamento do material:

As aplicações foram realizadas com o tecido ainda pediculado para que a reação inflamatória ou outras manifestações se aproximassem ao máximo das que poderíamos encontrar se os tecidos fossem mantidos no paciente. O número de passadas e a sua ordem de combinação foram realizados de acordo com seu uso corrente na cirurgia estética (STUZIN, BAKER, BAKER e KLIGMAN, 1997; UTLEY, KOCH e EGBERT, 1999).

O material foi imediatamente fixado em formalina a 10% a fim de se evitar qualquer artefato que possa ser induzido por autólise dos tecidos, o que poderia dificultar a análise histológica. O fixador escolhido foi a formalina a 10% por se tratar

de fixador amplamente usado em laboratórios de anatomia patológica, de fácil acesso e preparo e baixo custo. Além disso, a formalina a 10% permite que uma ampla variedade de técnicas histológicas, histoquímicas e imunohistoquímicas sejam realizadas posteriormente. O tempo de fixação foi de no mínimo 72h, isto por que a formalina tem uma velocidade de fixação de 1mm por hora. Sendo que os fragmentos tinham cerca de 60X20X3mm, 72h seria tempo mais que suficiente para completar a fixação (GORDON, 1982).

Optou-se por inclusão de forma sagital em bloco de parafina com a face dermo-epidérmica voltadas para a face de corte, pois as medidas feitas neste estudo se baseavam nas distâncias entre a superfície da pele e a hipoderme. Portanto, não seriam possíveis as avaliações morfométricas das espessuras de pele controle (EPC) e de pele lesada (EPL) das lesões com cortes transversais. Outros estudos já têm relatado as vantagens deste método (AUERSVALD, 1999; FRANÇA, 1999; NORONHA, AUERSVALD, MARTINS, BERNARDES e GRAF, 2001 – 1 e 2; NORONHA, FRANÇA, MARTINS e CZECHKO, 2001; NORONHA, MARTINS, TAFAREL, CZECHKO e FRANÇA, 2001). Durante o processamento técnico também foi tomado o cuidado para se evitar cortes histológicos oblíquos, o que poderia falsear os resultados. Estes cortes podem ser evitados com inclusão cuidadosa do material em parafina, certificando-se de que o fragmento está com a face dermo-epidérmica voltada para a face de corte do bloco e de que seu ângulo de inclusão não ficou desviado. Além disso, durante o processo de microtomia, o desbaste e a angulação do bloco histológico no micrótomo deve ser cuidadosamente verificado (GORDON e BRADBURY, 1982).

A coloração utilizada neste estudo foi o HE, por se tratar de coloração de rotina, amplamente utilizada em serviços de anatomia patológica e que permite a visualização das células e de seus núcleos, bem como da matriz extracelular, com bastante detalhe histológico (STEVENS, 1982).

Obteve-se três amostras de cada área tatuada, sendo que para cada amostra foi feita uma lâmina, cada qual com 3 níveis de corte. Os níveis de corte foram retirados de forma escalonada. Os cortes escalonados são aqueles retirados em fita e pescados da cuba histológica de forma a desprezar cortes intermediários, isto é, com a retirada de um corte a cada 50 μ m ou 100 μ m de desbaste do material, representando assim uma área muito maior do espécime. A espessura dos cortes foi

de 4 μ m, pois é uma espessura padrão, de fácil execução, e que permite um adequado estiramento dos cortes nas lâminas sem provocar artefatos indesejáveis (GORDON e BRADBURY, 1982).

6.3.2 – A avaliação da extensão do DA e a graduação do DTR em bases puramente morfológicas: vantagens e dificuldades:

Os passos utilizados para a avaliação morfológica geral das lesões imediatas causadas pelos *lasers* ER e CO₂ foram estabelecidos seguindo-se os critérios utilizados para o estudo da pele normal (URMACHER, 1995).

Vários estudos têm relatado a profundidade das lesões de DA e DTR causadas pelo uso do *laser* em pele, comparando-as com o sítio anatômico que podem alcançar em cada aplicação. (TRELLES, DAVID e RIGAU, 1996; APFELBERG e SNIKKERM, 1997; BURKHARDT e MAW, 1997; RUBACH e SCHOENROCK, 1997; WEINSTEIN, 1998; WEISS, HARRINGTON, PFAU e WEISS, MARWAHA, 1999). As vantagens deste método são a sua fácil execução, podendo ser realizado por qualquer profissional com experiência em histopatologia. Uma desvantagem é a falta de reprodutibilidade e a imprecisão dos resultados devido a uma certa subjetividade na divisão entre a derme papilar e reticular além das diferenças de espessura da pele em sítios anatômicos diferentes e as vezes até no mesmo sítio. Isto foi observado neste estudo (vide tabelas 1, 3, 5, 7, 9, 11, 13 e 14 e gráfico 1 a 7 e 10), onde mesmo se utilizando uma região anatômica pequena, como é o retalho pré-auricular, houve grande variação da EPC. Com isso pode haver variação da estrutura anatômica alcançada pelo mesmo *laser* e pelo mesmo número de aplicações de um lugar para o outro. Além disso, os modelos experimentais que utilizam ratos podem esbarrar em dificuldades técnicas em determinar limites precisos entre a derme papilar e a reticular como já foi explicado acima (AUERSVALD, 1999; FRANÇA, 1999; NORONHA, AUERSVALD, MARTINS, BERNARDES e GRAF, 2001 – 1 e 2; NORONHA, FRANÇA, MARTINS e CZECHKO, 2001; NORONHA, MARTINS, TAFAREL, CZECHKO e FRANÇA, 2001).

6.3.3 – A avaliação morfométrica do DA e do DTR: vantagens e dificuldades:

– 1 e 2; NORONHA, FRANÇA, MARTINS e CZECHKO, 2001; NORONHA, MARTINS, TAFAREL, CZECHKO e FRANÇA, 2001).

Como já foi explicada no capítulo “revisão de literatura”, a aplicação do *laser* provoca um tipo de lesão de origem física, através do calor, provocando ablação com desnudamento da epiderme e exposição da derme (DA) além de desnaturação protéica com necrose de coagulação do colágeno dérmico (DTR). Estas lesões provocam o desencadeamento dos mecanismos de reação inflamatória, sendo que os primeiros sinais são a congestão, manifestada clinicamente pelo eritema, e o edema dos tecidos lesados. Em vista disto há um aumento de volume da área onde foi aplicado o *laser* e conseqüentemente um aumento da EPL. Sendo assim, como o $DA = EPC - EPL$, o DA final, medido e calculado por este método, ficaria menor que o real (AUERSVALD, 1999; FRANÇA, 1999; NORONHA, AUERSVALD, MARTINS, BERNARDES e GRAF, 2001 – 1 e 2; NORONHA, FRANÇA, MARTINS e CZECHKO, 2001; NORONHA, MARTINS, TAFAREL, CZECHKO e FRANÇA, 2001).

Todas estas alterações inflamatórias ocorrem já nos primeiros segundos após o tecido ter sofrido a injúria como descrito por COTRAN, KUMAR E COLLINS, 1999. Portanto, mesmo que a coleta e fixação do material onde foi aplicado o *laser* sejam realizadas imediatamente após o procedimento cirúrgico, é impossível evitar um certo grau de edema e congestão, dificultando assim o cálculo do DA. Nos parece lógico que quanto maior for o tempo entre a aplicação do *laser* e a fixação do material, maior será o grau de edema e congestão e, portanto, maior será a dificuldade em calcular o DA real (FRANÇA, 1999).

A dificuldade em se calcular o DA por métodos morfométricos está justamente no seu conceito, pois ele representa os tecidos que foram vaporizados pela ação do *laser* através do calor. Em vista disso, não há como medi-lo diretamente, tendo-se que lançar mão de métodos indiretos (AUERSVALD, 1999; FRANÇA, 1999; NORONHA, AUERSVALD, MARTINS, BERNARDES e GRAF, 2001 – 1 e 2; NORONHA, FRANÇA, MARTINS e CZECHKO, 2001; NORONHA, MARTINS, TAFAREL, CZECHKO e FRANÇA, 2001). Outros métodos já foram utilizados, como por exemplo, o uso de balanças analíticas para pesar a pele antes e depois do uso do *laser* (ROSS, DOMANKEVITZ, SKROBAL, ANDERSON, 1996). Porém este método esbarra no mesmo problema do método morfométrico, pois o edema e a congestão também aumentam o peso da PL em relação a PC.

Outro problema a ser contornado é que o DA e o DTR não são homogêneos ao longo de toda a lesão, por isso é necessário evitar medidas morfométricas nas porções mais periféricas da lesão, onde as alterações não são muito expressivas. As áreas de artefatos técnicos também devem ser evitadas, pois não permitem medidas morfométricas seguras. Os artefatos técnicos são um problema com este material, pois a área superficial de colágeno coagulado presente nas lesões, a qual representa justamente o DTR, é mais endurecida, de difícil fixação, processamento e corte, inviabilizando, por vezes, alguns preparados histológicos. As áreas próximas a folículos pilosos possuem DA e DTR menores e devem, portanto, ser evitadas, também, durante o processo morfométrico (NORONHA, FRANÇA, MARTINS e CZECHKO, 2001; NORONHA, MARTINS, TAFAREL, CZECHKO e FRANÇA, 2001).

Um dos métodos mais modernos para a execução de análise morfométrica é aquele que utiliza programas de análise de imagens através de *softwares* específicos acoplados a câmaras de vídeo e microscópios ópticos. Porém, este método exige, além de aparelhos modernos, patologistas com treinamento na área.

As variáveis escolhidas para este experimento são aquelas de interesse no estudo dos efeitos do *laser* em humanos: a EPC, a EPL, o DA e o DTR.

Existem diversos estudos avaliando estas variáveis, porém poucos explicam com rigor e detalhe a metodologia empregada como já foi explicado acima (YANG e CHAI, 1995; TRELLES, DAVID e RIGAU, 1996; APFELBERG, SNIKKERM, 1997; STUZIN, BAKER, BAKER e KLIGMAN, 1997; RUBACH e SCHOENROCK, 1997; BURKHARDT e MAW, 1997; GREGORY, 1998).

6.4 – OS ASPECTOS MORFOLÓGICOS ENCONTRADOS E A LITERATURA REVISADA:

6.4.1 – Os aspectos macroscópicos observados:

Os resultados macroscópicos revelaram ablação completa da epiderme com áreas focais residuais de tecido coagulado aderido à superfície da pele. A coloração da superfície cruenta era avermelhada e edemaciada, livre de sangramentos, assemelhando-se a outros modelos em animais e humanos (YANG, 1995;

TRELLES, 1996; APFELBERG, 1997; STUZIN, 1997; RUBACH, 1997; BURKHARDT, 1997; GREGORY, 1998).

6.4.2 – Os aspectos microscópicos observados:

- A PC: Os pacientes apresentaram, geralmente, uma camada córnea mais espessa que o habitual para pacientes mais jovens, um certo grau de atrofia da camada espinhosa e retificação dos cones epiteliais e papilas dérmicas. Havia também áreas focais de degeneração basofílica do colágeno dérmico e fragmentação de fibras elásticas. Não havia atipias significativas na epiderme. Os folículos pilosos e glândulas sebáceas estavam todos preservados em sua morfologia no material examinado. Porém, estavam diminuídos em número provavelmente devido á atrofia decorrente da idade. Em alguns focos podia-se observar irregularidades na distribuição dos melanócitos da camada basal da epiderme além de discretos agregados de linfócitos perivasculares (vide fotomicrografia 1). Estas alterações revelam fotoenvelhecimento e já foram descritas anteriormente por diversos autores (FELSHER, 1961; MITCHELL, 1967; MONTAGNA, KIRSCHNER e CARLISLE, 1989; GREEN e DRAKE, 1993; WEST, 1994; CHERNOFF, SCHOENROCK, CRAMER e WAND, 1995; COTRAN, KUNAR e ROBBINS, 1996; KONDO, 2000; HASE, SHINTA, MURASE, TOKIMITSU, HATTORI, TAKIMOTO, TSUBOI e OGAWA, 2000).

- A PL com ER:

- A PL com 1 ER:
 - Observou-se DA que comprometia toda a epiderme e a derme papilar conforme podemos observar na fotomicrografia 2A. Estas alterações já foram observadas nos estudos de HIBST e KAUFMANN (1991), WINSTEIN (1998), GOLDBERG e MEINE (1998), GOLDBERG (1998) e WEISS, HARRINGTON, PFAU, WEISS e MARWAHA (1999). Nossos

resultados são, portanto, muito semelhantes aos relatados na literatura revisada.

- Havia também homogeneização do colágeno da derme reticular superficial e perda da sua afinidade tintorial, o que caracteriza o DTR. O DTR com 1 ER foi mínimo com estreita zona de coagulação (ZC) completa do colágeno que se apresentava fortemente basofílica, não sendo possível individualizar as suas fibras. A zona de transição (ZT) foi também estreita neste estudo. ZT é definida como a área onde as fibras colágenas não estão completamente lesadas. Neste estudo a ZT apresentava fibras colágenas eosinofílicas, edemaciadas e por vezes homogeneizadas, com fibroblastos tumefeitos e núcleos picnóticos (vide fotomicrografia 2B). Estes achados também já foram corroborados por outros estudos revisados (HIBST e KAUFMANN, 1991; WINSTEIN, 1998; GOLDBERG e MEINE, 1998; GOLDBERG, 1998; WEISS, HARRINGTON, PFAU, WEISS e MARWAHA, 1999; GRAF, 2000).
- Havia intervalos de pele não lesada em meio à área onde foi aplicado 1 ER (vide figura 7). Isto também já foi observado em alguns estudos, pois uma única passada de *laser* ER pode não ser suficiente para vaporizar completamente a epiderme principalmente se não houver sobreposição dos pontos do *laser* (FRANÇA, 1999; NORONHA, FRANÇA, MARTINS e CZECKO, 2001; NORONHA, MARTINS, TAFAREL, CZECKO e FRANÇA, 2001). Uma área lesada pelos *lasers* utilizados em *resurfacing* é o resultado da somatória das injúrias causadas pela ação consecutiva do ponto do *laser* sobre o tecido, com densidade de potência e frequência de pulsos constantes (vide figura 7). Em uma comparação grosseira, este mecanismo de ação é semelhante ao de uma máquina de bordados, onde o efeito final sobre o tecido é obtido com uma seqüência consecutiva

de pontos de tamanhos e formatos iguais. O fabricante do *laser* ER relata que o formato geométrico do ponto deste equipamento, bem como a qualidade do seu feixe, permitiriam uma distribuição mais uniforme de densidade de potência. Com isso, a lesão determinada por ele seria mais homogênea, sem intervalos de pele não lesada em meio às áreas aplicadas, não necessitando de sobreposição de pontos ou do número de aplicações para um DA uniforme ao longo da área de *resurfacing*, como demonstra a figura 7 (DERMATM20 ER: YAG, 1997 – 1; PEREZ, BANKS e SILVERS 1998). Entretanto, isto não foi observado neste estudo, pois mesmo utilizando-se 30% de sobreposição de pontos, uma única aplicação não foi capaz de levar a uma área lesada completamente homogênea.

○ A PL com 2 ER:

- Observaram-se as mesmas alterações descritas na PL com 1 ER, sendo que, o tanto o DA como o DTR foram mais proeminentes.
- O DA comprometia toda a epiderme, a derme papilar e porções superficiais da derme reticular e o DTR foi moderado, produzindo ZC e ZT mais espessas, como podemos observar na fotomicrografia 3 A e B (HIBST e KAUFMANN, 1991; WINSTEIN, 1998; GOLDBERG e MEINE, 1998; GOLDBERG, 1998; WEISS, HARRINGTON, PFAU, WEISS e MARWAHA, 1999; GRAF, 2000).
- Não havia intervalos de pele não lesada em meio à área onde foi aplicado 2 ER, confirmando o que já foi explicado acima. Mesmo com um formato geométrico do ponto e uma qualidade de feixe capazes de produzir DA mais uniforme, tanto a sobreposição dos pontos como do número de passadas, são necessários para se produzir áreas mais homogêneas de lesão, sem deixar intervalos de pele não ablada em meio à área aplicada com o *laser* ER, como

demonstra a figura 7 (DERMA TM20 ER: YAG, 1997 – 1; PEREZ, BANKS e SILVERS 1998; FRANÇA, 1999; NORONHA, FRANÇA, MARTINS e CZECHKO, 2001; NORONHA, MARTINS, TAFAREL, CZECHKO e FRANÇA, 2001).

- Tanto com 1 ER como com 2 ER observamos que:
 - Como já foi explicado acima, o formato geométrico do ponto do *laser* ER faria uma lesão mais homogênea por que distribuiria melhor a densidade de potência por todo o tecido em que está em contato, lesionando-o de forma uniforme e provocando limites precisos entre a área lesada e a área íntegra como demonstra a figura 7 (DERMA TM20 ER: YAG, 1997 – 1). Isto levaria a um DA com formato em platô invertido (vide figura 7). Entretanto, se isto fosse verdadeiro, não seria necessária a sobreposição dos pontos e do número de passadas para se obter DA relativamente uniforme. Em vista disso, alguns experimentos se propuseram a analisar estas variáveis e sugerem que talvez não seja o formato geométrico do ponto que influencie na forma do DA observado, e sim a sobreposição deles ou o número consecutivo de passadas (FRANÇA, 1999; NORONHA, FRANÇA, MARTINS e CZECHKO, 2001; NORONHA, MARTINS, TAFAREL, CZECHKO e FRANÇA, 2001). Este estudo vem a corroborar estas observações, pois com 30% de sobreposição obtivemos um padrão lesional com uma transição abrupta entre a PL e a PC sugerindo um DA com formato em platô invertido (vide fotomicrografia 2 e 3). Porém, havia intervalos de pele não ablada em meio à área aplicada com 1 ER, sendo que estes intervalos não estavam mais presentes com 2 ER (vide figura 7), corroborando a necessidade de mais aplicações consecutivas para se obter DA uniforme ao longo da área do *resurfacing*. Estes achados sugerem que a distribuição da

densidade de potência não é tão perfeita e homogênea ao longo do ponto do *laser* ER como quer afirmar o fabricante (DERMA™20 ER: YAG, 1997 – 1).

- Um padrão lesional muito interessante foi encontrado nas áreas contendo pelos. Estas áreas apresentam menor profundidade de DA e DTR, sugerindo que o pelo pode servir como estrutura protetora. O *laser* ER utiliza a água como cromóforo principal para que possa ser absorvido e realizar assim os seus efeitos sobre a pele. Como a haste do pelo possui pouca água, pois é constituída de queratina, os raios do *laser* não são absorvidos por esta estrutura, e sim transmitidos, refletidos ou difundidos. Isto poderia explicar a minimalização dos seus efeitos nas áreas contendo pelos (ANDERSON, 1993; DAVID, LASK, GLASSBERG, JACOBY e ABERGEL, 1989; CHAMON, 1995; DERMA™20 ER: YAG, 1997 (1 e 2); GREGORY, 1998).
- Não havia reação inflamatória do tipo celular nas áreas de lesão. Porém havia sinais iniciais de atividade inflamatória como edema e congestão vascular. Vale lembrar que o edema pode prejudicar as medidas de EPL (FRANÇA, 1999; NORONHA, FRANÇA, MARTINS e CZECHKO, 2001; NORONHA, MARTINS, TAFAREL, CZECHKO e FRANÇA, 2001).

- A PL com CO₂:

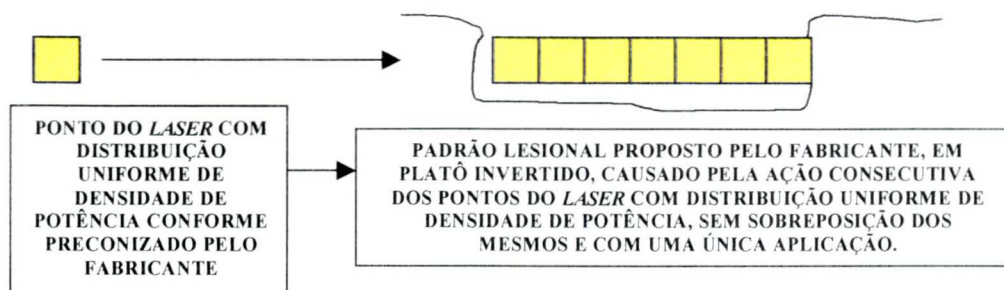
- A PL com 1 CO₂:
 - Demonstrou alterações morfológicas semelhantes em qualidade ao que foi observado com 1 e 2 ER. Porém o grau de lesão foi diferente.
 - O DA comprometia a epiderme e somente parte da derme papilar (vide fotomicrografia 4A), portanto menor que o observado com 1 ER e 2 ER. O DTR foi moderado (vide fotomicrografia 4B) revelando ZC e ZT mais espessas que as observadas com 1 ER e 2 ER. Diversos estudos já confirmaram os dados aqui encontrados (KAUFMANN, HARTMANN e HIBST, 1994; KHATRI, ROSS, GREVELINK e ANDERSON, 1997; MILLER, 1997; STUZIN, BAKER, BAKER e KLIGMAN, 1997; ZWEIG, FRENZ, ROMANO e WEBER, 1998; BASS, 1998; ROSS, BARNETTE, GLATTER e GREVELINK, 1999; GOLDMANN e MANUSKIATTI, 1999; UTLEY, KOCH, EGBERT, 1999).
 - Havia intervalos de pele não lesada em meio à área aplicada com o 1 CO₂. Isto também já foi observado em alguns estudos, pois, uma única passada de *laser* CO₂ pode não ser suficiente para vaporizar completamente a epiderme (BURKHARDT e MAW, 1997; ROSS, BARNETTE, GLATTER e GREVELINK, 1999; AUERSVALD, 1999; GRAF, 2000). Os mesmos motivos já explicados para o *laser* ER valem para o *laser* CO₂. O fabricante deste aparelho relata que ele teria um formato geométrico de ponto que não permitiria uma distribuição homogênea da densidade de potência. Sendo assim, a densidade de potência seria maior no centro do ponto do que na periferia do mesmo (vide figura 8). Como a uniformidade da lesão é decorrente da ação consecutiva dos pontos do *laser*, mecanismo já explicado para o *laser* ER, isto acarretaria uma área lesional heterogênea caso este aparelho não seja utilizado com 30% de sobreposição dos

pontos como demonstra a figura 8 (BURKHARDT e MAW, 1997; ROSS, BARNETTE, GLATTER e GREVELINK, 1999). Porém, este estudo não vem a confirmar estas especificações, pois mesmo utilizando 30% de sobreposição, havia intervalos de pele não lesada em meio à área de *resurfacing* com 1 CO₂, muito semelhante ao observado com 1 ER (compare figuras 7 e 8).

- A PL com 2 CO₂:
 - Revelou as mesmas alterações vistas com 1 CO₂, porém com DA comprometendo a epiderme e toda a derme papilar (vide fotomicrografia 5A), muito semelhante ao visto com 1 ER, menor que o observado com 2 ER e maior do que o alcançado com 1 CO₂. O DTR foi acentuado/ severo, com ZC e ZT muito espessas (vide fotomicrografia 5B), maiores do que com 1 e 2 ER e 1 CO₂ (KAUFMANN, HARTMANN e HIBST, 1994; KHATRI, ROSS, GREVELINK e ANDERSON, 1997; MILLER, 1997; STUZIN, BAKER, BAKER e KLIGMAN, 1997; ZWEIG, FRENZ, ROMANO e WEBER, 1998; BASS, 1998; ROSS, BARNETTE, GLATTER e GREVELINK, 1999; GOLDMANN e MANUSKIATTI, 1999; UTLEY, KOCH, EGBERT, 1999).
 - Não havia intervalos de pele não lesada em meio à área aplicada com 2 CO₂, corroborando a suposição de que tanto a sobreposição dos pontos como do número de passadas são necessários para se produzir áreas mais homogêneas de lesão, sem deixar intervalos de pele não ablada em meio à área aplicada com o *laser* CO₂ como demonstra a figura 8 (BURKHARDT e MAW, 1997; ROSS, BARNETTE, GLATTER e GREVELINK, 1999; AUERSVALD, 1999; GRAF, 2000).
- Tanto com 1 CO₂ como com 2 CO₂ observamos que:
 - As áreas centrais apresentavam maior profundidade DA e DTR que as áreas periféricas (vide fotomicrografia 4 e 5). Estas observações vêm de encontro às observações feitas

FIGURA 7 – DEMONSTRA O FORMATO GEOMÉTRICO DO PONTO DO LASER ERBIUM: YAG E O PADRÃO LESIONAL QUE ACARRETA NO TEGUMENTO:

- SITUAÇÃO PROPOSTA PELO FABRICANTE DO APARELHO:



- SITUAÇÃO VISTA NA PRÁTICA EM ESTUDOS COM PELE DE ANIMAIS E HUMANA:

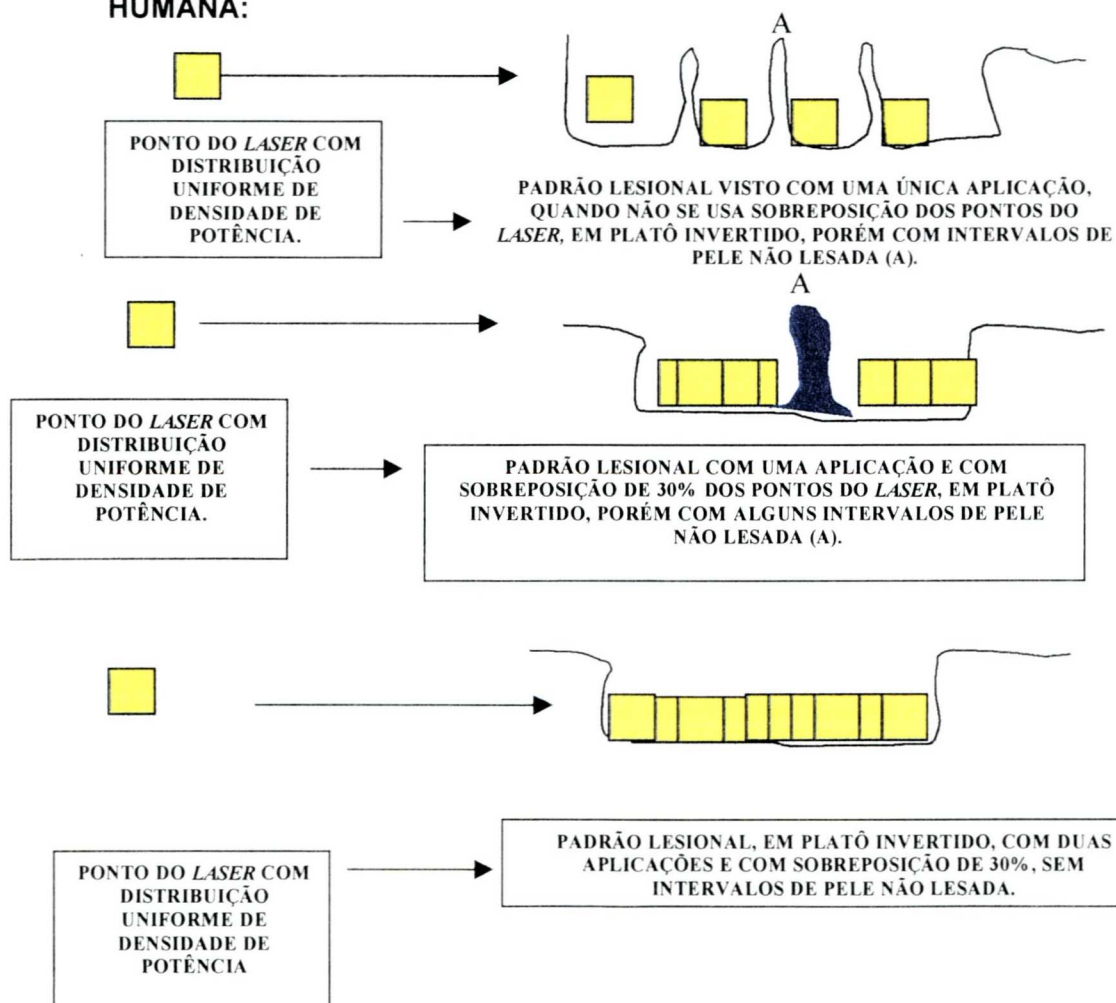
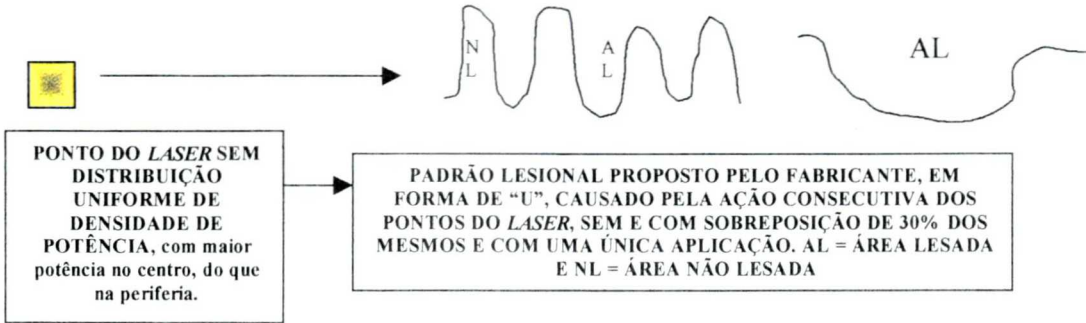
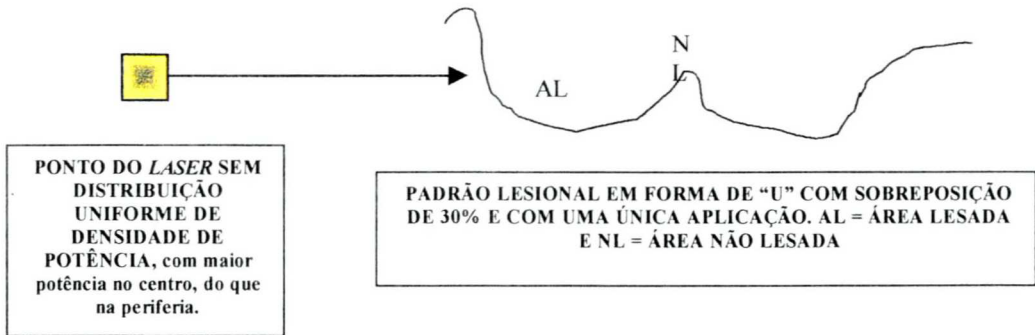


FIGURA 8 – DEMONSTRA O FORMATO GEOMÉTRICO DO PONTO DO LASER CO₂ ULTRAPULSADO E O PADRÃO LESIONAL QUE ACARRETA NO TEGUMENTO:

- SITUAÇÃO PROPOSTA PELO FABRICANTE DO APARELHO:



- SITUAÇÃO VISTA NA PRÁTICA EM ESTUDOS COM PELE DE ANIMAIS E HUMANA:



- A PL pela combinação do laser CO₂ com o laser ER:

- A PL com 1 CO₂ + 1 ER:
 - Demonstrou alterações morfológicas semelhantes em qualidade ao que foi observado com 1 e 2 ER, 1 CO₂ e 2 CO₂. Porém o grau de lesão não foi exatamente o mesmo.
 - O DA comprometia a epiderme e apenas parte da derme papilar (vide fotomicrografia 6A), muito semelhante ao observado com 1CO₂ e menor que o observado com 2CO₂, 1 ER e 2 ER. O DTR foi discreto (vide fotomicrografia 6B), sendo menor que o observado com 1CO₂ e 2 ER e maior que o alcançado com 1 ER. Estes resultados já foram corroborados por outros autores (GOLDMAN e MANUSKIATTI, 1999; UTLEY, KOCH e EGBERT, 1999; McDANIEL, LORD, ASH e NEWMANN, 1999; DOVER, 1999).
- A PL com 1 CO₂ + 2 ER:
 - Demonstrou alterações semelhantes às descritas acima, sendo que o DA comprometia a epiderme, a derme papilar e porções medianas da derme reticular (vide fotomicrografia 7A), o qual foi maior que o visto em todos os outros grupos do estudo. O DTR foi discreto/moderado (vide fotomicrografia 7B), sendo maior que o visto com 1ER e 1CO₂ + 1 ER e menor que o encontrado com 1CO₂, 2CO₂ e 2 ER (GOLDMAN e MANUSKIATTI, 1999; UTLEY, KOCH e EGBERT, 1999; McDANIEL, LORD, ASH e NEWMANN, 1999; DOVER, 1999).
- Tanto com 1 CO₂ + 1 ER como com 1 CO₂ + 2 ER:
 - O padrão lesional foi na forma de platô invertido, como o já descrito para 1 e 2 ER, sendo que as explicações para este formato de DA são as mesmas já vistas com o uso do laser ER isolado. O uso da combinação de laser CO₂ com laser ER faz com que este último, usado posteriormente ao primeiro, retire a faixa maior de DTR causado por 1 CO₂ e

aprofunde ainda mais o DA deixando-o mais uniforme, na forma de platô invertido como é a sua característica. Por este motivo, o aspecto lesional na forma de “U” que é descrito para o *laser* CO₂ Ultrapulsado isolado não é visto neste grupo. Este mecanismo também já foi comprovado por outros autores (GOLDMAN e MANUSKIATTI, 1999; UTLEY, KOCH e EGBERT, 1999; McDANIEL, LORD, ASH e NEWMANN, 1999; DOVER, 1999; UTLEY, KOCH e EGBERT, 1999).

- Não havia intervalos de pele não lesada em meio à área de *resurfacing* nestes dois grupos, pois o maior número de passadas com ambas as combinações permitiu uma área de *resurfacing* mais uniforme, sendo que este aspecto também já foi descrito por outros autores (GOLDMAN e MANUSKIATTI, 1999; UTLEY, KOCH e EGBERT, 1999; McDANIEL, LORD, ASH e NEWMANN, 1999; DOVER, 1999).
- Os aspectos já descritos para as áreas contendo pelos e as alterações inflamatórias também estavam presentes neste grupo.

6.5 – OS RESULTADOS MORFOMÉTRICOS ENCONTRADOS E A LITERATURA REVISADA:

6.5.1 – A EPC:

Observou-se um aumento gradativo nos valores da EPC a medida em que os retalhos se aproximaram da região mandibular. Isto pode ser comprovado quando se observam os valores da EPC nas tabelas 1, 3, 5, 7, 9, 11, 13 e 14 e gráficos 1 a 7 e 10. Nas regiões mais inferiores do retalho (2 ER, 1CO₂ + 2 ER) os valores da EPC são maiores (n (média geral) = 1115,1 e 1204,27 respectivamente) em relação àquelas medidas obtidas nas porções mais superiores do mesmo retalho (1CO₂, 1ER) com n (media geral) de 847,07 e 854,56, respectivamente. Estas são variações

anatômicas da espessura da pele humana em regiões diferentes da face e estão dentro dos limites da normalidade, sendo que a pele da região pré-auricular próxima ao lóbulo da orelha é mais fina que àquela mais próxima da região mandibular. No entanto, estes valores pouco afetaram os resultados finais deste experimento uma vez que o DA foi calculado a partir de uma subtração como já foi explicado acima (URMACHER, 1995; AUERSVALD, 1999; FRANÇA, 1999; NORONHA, AUERSVALD, MARTINS, BERNARDES e GRAF, 2001 – 1 e 2; NORONHA, FRANÇA, MARTINS e CZECHKO, 2001; NORONHA, MARTINS, TAFAREL, CZECHKO e FRANÇA, 2001).

6.5.2 – A EPL:

A EPL variou exatamente como a EPC (vide tabelas 1, 3, 5, 7, 9, 11, 13 e 14 e gráficos 1 a 6, 8 e 10), sendo que as regiões mais inferiores do retalho (2 ER, $1\text{CO}_2 + 2 \text{ER}$) os valores da EPL são maiores (n (média geral) = 943,18 e 940,75 respectivamente) em relação àquelas medidas obtidas nas porções mais superiores do mesmo retalho (1CO_2 , 1ER) com n (media geral) de 782,55 e 755,55, respectivamente.

6.5.3 – A diferença entre a EPC e a EPL e o cálculo do DA:

Os valores de EPC e EPL e sua variação (vide tabelas 1, 3, 5, 7, 9, 11, 13 e 14 e gráficos 1 a 6 e 10) de forma semelhante ao longo dos retalhos ($p < 0,05$) só vêm a confirmar que a fórmula utilizada para o cálculo do DA neste estudo pode ser fidedigna, pois tanto a média da EPL como da EPC variam na mesma proporção, sugerindo não haver vícios de amostragem ou de leitura (AUERSVALD, 1999; FRANÇA, 1999; NORONHA, AUERSVALD, MARTINS, BERNARDES e GRAF, 2001 – 1 e 2; NORONHA, FRANÇA, MARTINS e CZECHKO, 2001; NORONHA, MARTINS, TAFAREL, CZECHKO e FRANÇA, 2001). O edema que ocorre nas áreas lesadas poderia atrapalhar, mas, como sugerem as médias gerais da EPL, sempre menores que as da EPC, ele não influenciou de maneira significativa no cálculo do DA, embora tenhamos consciência que o valor final do DA possa ser menor que o real neste estudo (AUERSVALD, 1999; FRANÇA, 1999; NORONHA, AUERSVALD,

MARTINS, BERNARDES e GRAF, 2001 – 1 e 2; NORONHA, FRANÇA, MARTINS e CZECHKO, 2001; NORONHA, MARTINS, TAFAREL, CZECHKO e FRANÇA, 2001).

Observando-se a tabela 13 podemos notar valores negativos para o DA em algumas pacientes (pacientes número 1 e 2 para 1CO_2 ; paciente número 8 para 2CO_2 ; paciente número 10 para 1 e 2 ER e pacientes número 3, 6 e 8 para $1\text{CO}_2 + 1\text{ER}$) corroborando o que já foi explicado acima.

Os valores finais de DA podem ser observados na tabela 14 e no gráfico 10, sendo que o menor DA foi alcançado com $1\text{CO}_2 + 1\text{ER}$ e o maior com $1\text{CO}_2 + 2\text{ER}$ ($p < 0,05$). Embora em modelos experimentais diferentes, estes valores já foram obtidos como resultado de outros estudos (YANG e CHAI, 1995; TRELLES, DAVID e RIGAU 1996; APFELBERG e SNIKKERM, 1997; STUZIN, BAKER, BAKER e KLIGMAN 1997; RUBACH e SCHOENROCK, 1997; BURKHARDT e MAW, 1997; GREGORY, 1998).

Não foi possível a obtenção do DA para a paciente de número 2 nos grupos 2CO_2 e $1\text{CO}_2 + 1\text{ER}$, pois não havia hipoderme na amostra a qual era o limite inferior para a medição morfométrica da EPL e da EPC. Isto ocorreu possivelmente pela maior espessura da derme desta paciente, uma vez que o cirurgião tatuou e retirou a pele de todas as pacientes com uma profundidade padronizada.

6.5.4 – O DTR:

Como já foi explicado, o DTR apresenta duas zonas bem definidas a histologia: a ZC e a ZT. Neste estudo somente a ZC foi medida, pois esta sim, apresenta limites bem definidos. A ZT foi somente observada e não medida para não se incurrir em erro subjetivo, uma vez que seus limites são imprecisos. Sendo assim, a soma das duas zonas, ZC e ZT é maior que os valores de DA relatados neste estudo. A caracterização subjetiva da espessura da ZT neste experimento foi importante, pois é nesta zona que se encontram as alterações intermediárias da desnaturação da fibra colágena que causam a contração da pele após a aplicação do *laser* (GRAF, 2000). Este fato é importante também, porque quanto maior o DTR, maior a ZC e ZT (ZWEIG, FRENZ, ROMANO e WEBER, 1990).

O valores de DTR para todas as pacientes deste estudo podem ser observados nas tabelas 2, 4, 6, 8, 10, 12 e 15 e gráfico 11. Os valores médios finais

com conseqüente menor difusão térmica, sendo assim, causa menor necrose coagulativa (DTR), o que permite mais sangramento no intra-operatório e contração do colágeno menor, somente 1 a 2% durante a irradiação (KAUFMANN, HARTMANN e HIBST, 1994).

Vários estudos já avaliaram os efeitos histológicos dos *lasers* CO₂ e ER, utilizando diversos modelos experimentais e humanos (GOLDMAN e MANUSKIATTI, 1999; UTLEY, KOCH e EGBERT, 1999; McDANIEL, LORD, ASH e NEWMANN, 1999). Para determinar os efeitos dos *lasers* CO₂ e ER na pele humana adotou-se neste estudo um modelo no qual fosse possível reproduzir as formas utilizadas na prática clínica.

A fim de facilitar o desenvolvimento e o entendimento da discussão dos resultados deste estudo optamos por dividi-lo em 6 fases diferentes: (fase 1) compara 1 e 2 CO₂; (fase 2) compara 1 e 2 ER; (fase 3) comparações feitas entre 1 e 2 CO₂ e 1 e 2 ER; (fase 4) comparações feitas entre o 1 e 2 CO₂ e 1CO₂ + 1 ER e 1CO₂ + 2 ER; (fase 5) comparações feitas entre 1 e 2 ER e 1CO₂ + 1 ER e 1CO₂ + 2 ER e (fase 6) comparação de 1CO₂ + 1 ER e 1CO₂ + 2 ER.

6.6.1 – Fase 1: Comparação 1 CO₂ e 2 CO₂:

Observou-se neste experimento que a comparação entre uma passada de CO₂ (1CO₂DA=64,52; DTR=28,79) e duas passadas deste mesmo *laser* (2CO₂DA=111,74; 2CO₂DTR=78,58) resulta em DA e DTR maior para o segundo grupo. Observa-se que o valor do DA no segundo grupo é próximo do dobro do primeiro, isto é, parece haver um efeito simplesmente somatório, apesar de não ter havido diferença estatisticamente significativa entre estes dois grupos. Já para o DTR os valores são maiores que o dobro para duas passadas de CO₂, sugerindo mais que um efeito somatório para este tipo de lesão, com diferença estatisticamente significativa. A diferença vista no DTR desta comparação pode ser explicada pelo processo conhecido como carbonização, onde os tecidos desvitalizados que constituem o DTR da primeira aplicação possuem muito pouca água e, pó isso, menor capacidade de absorção do *laser* e conseqüentemente, maior capacidade de difusão do calor provocado por ele. Com isso, a segunda

passada causa um sobre-aquecimento desta área com difusão do calor e conseqüentemente maior DTR (VOGLER e REINDL, 1996).

6.6.2 – Fase 2: Comparação entre 1 ER e 2 ER:

O mesmo tipo de resultado é encontrado comparando-se uma passada de ER (1ERDA=99,02; 1ERDTR=17,64) e duas passadas deste (2ERDA=171,91; 2ERDTR=28,06), não havendo também significância estatística para o DA. O DA e o DTR no segundo grupo são muito aproximados do dobro do primeiro o que pode sugerir efeito somatório. Parece que o efeito de carbonização não ocorre com o ER, pois seu DTR com 2 ER não é maior que o dobro do visto com 1 ER. Isto pode ser explicado pelo fato de que este aparelho possui uma capacidade muito maior de absorção e menor difusão, causando com isso um DA mais preciso a cada passada com menor DTR, não suficiente para levar ao efeito de carbonização (VOGLER e REINDL, 1996).

6.6.3 – Fase 3: Comparações feitas entre *laser* CO₂ e ER isolados:

Comparando-se uma passada de ER a uma passada de CO₂ (DA1CO₂=64,52; DA1ER=99,02; DTR1CO₂=28,79; DTR1ER=17,64) o DA foi maior para o ER, porém sem relevância estatística. O DTR foi maior para o CO₂, havendo significância estatística. Quando comparamos duas passadas do CO₂ (DA2CO₂=111,4) a duas passadas de ER (DA2ER=171,91) observamos que o DA foi novamente maior para o ER do que para o CO₂, embora não haja diferença estatisticamente significativa entre eles. Os resultados também demonstraram que duas passadas de CO₂ (DTR2CO₂=78,58) conferem maior DTR que duas passadas de ER (DTR2Er=28,06) com relevância estatística. Diversos estudos têm mostrado resultados semelhantes. O *laser* ER tem dez vezes maior capacidade de absorção pela água quando comparado ao *laser* CO₂. Desde que a capacidade de penetração ótica do *laser* é inversamente proporcional a sua capacidade de absorção pela água, a profundidade de penetração ótica do *laser* ER é 10 vezes menor do que a do CO₂. Esta alta capacidade de absorção pela água confere ao *laser* ER uma capacidade de DA maior e mais precisa e acurada, sendo que a baixa penetração tecidual lhe

$1\text{CO}_2+1\text{ERDTR}=22,36$) com uma passada de CO_2 isolada ($1\text{CO}_2\text{DA}=64,52$; $1\text{CO}_2\text{DTR}=28,79$) demonstrou que o DA foi semelhante nos dois grupos, porém o DTR foi maior no grupo com uma passada isolada de CO_2 , havendo significância estatística. Isto provavelmente se deve ao fato de que o CO_2 primeiramente produz um pequeno DA e um grande DTR segundo as suas características próprias como já foi comprovado pelas comparações acima. O *laser* ER que é passado a seguir retira por meio de ablação precisa a camada de DTR que foi deixada pelo CO_2 . Porém, não é capaz de causar grande DA, como seria esperado, pois sua capacidade de absorção tecidual está reduzida devido à quantidade reduzida de água presente na faixa de DTR produzida pelo CO_2 que foi passado anteriormente. Em vista disso, observamos resultados semelhantes para esta profundidade de DA nesta comparação. Alguns autores sugerem mecanismos semelhantes (DOVER, 1999; UTLEY, KOCH e EGBERT, 1999).

Já quando comparamos uma passada de CO_2 isolada ($1\text{CO}_2\text{DA}=64,52$; $1\text{CO}_2\text{DTR}=28,79$) a uma passada de CO_2 seguida de duas passadas de ER ($1\text{CO}_2+2\text{ERDA}=263,52$; $\text{CO}_2+2\text{ERDTR}=26,08$) obteve-se maior DA ocasionado pelo CO_2 combinado com o ER com significância estatística. Isto ocorre por que a segunda passada de ER passa a ser responsável por um acréscimo nos valores do DA, uma vez que o ER produz a mesma profundidade de DA a cada passada (KHATRI, ROSS, GREVELINK e ANDERSON, 1997). O DTR foi semelhante nos dois grupos, não havendo diferença estatisticamente significativa entre as duas formas de aplicação. Este fato ocorre porque o ER por si só não tem grande capacidade de causar DTR mesmo após múltiplas passadas (BASS, 1998) e retira aquele causado pelo CO_2 quando passado posteriormente ao mesmo como já foi descrito acima (DOVER, 1999; UTLEY, KOCH e EGBERT, 1999).

Continuando o raciocínio, quando comparamos duas passadas do *laser* CO_2 ($2\text{CO}_2\text{DA}=111,74$; $2\text{CO}_2\text{DTR}=78,58$) a uma passada de CO_2 seguida de uma passada de ER ($1\text{CO}_2+1\text{ERDA}=65,73$; $1\text{CO}_2+1\text{ERDTR}=22,36$) observamos que o DA é maior no primeiro grupo, porém não houve diferença estatisticamente significativa entre eles. O DTR foi maior no primeiro grupo com relevância estatística. O maior DA no primeiro grupo pode ser paradoxal, pois sabemos que o ER tem maior capacidade de DA. No entanto não podemos esquecer que o grande DTR causado pelo CO_2 pode diminuir a capacidade de causar DA do ER, pois os tecidos

desvitalizados do DTR têm menor quantidade de água, como já foi explicado acima (DOVER, 1999; UTLEY, KOCH e EGBERT, 1999). Já o DTR maior no primeiro grupo é facilmente explicado pela maior capacidade do CO₂ em causar este tipo de lesão, sendo que o ERAG não produz grande DTR mesmo com múltiplas passadas (BASS, 1998).

Porém, quando duas passadas de CO₂ (2CO₂DA=111,74; 2CO₂DTR=78,58) são confrontadas com uma passada de CO₂ seguida de duas passadas de ER (1CO₂+2ERDA=263,52; CO₂+2ERDTR=26,08) o DA é maior no segundo grupo e o DTR é maior no primeiro, ambos estatisticamente significativos. O maior DA do segundo grupo pode ser explicado pelo fato de que a segunda aplicação de ER não encontra mais a camada espessa de DTR causado pelo CO₂ (a qual foi retirada pela primeira aplicação de ER) e então pode causar grande ablação. O maior DTR no primeiro grupo é facilmente explicado pela maior capacidade do CO₂ em causar este tipo de lesão, sendo que o ER não produz grande DTR mesmo com múltiplas passadas (BASS, 1998).

6.6.5 – Fase 5: Comparações entre o *laser* ER isolado e as combinações de *laser* CO₂ e ER:

UTLEY, KOCH e EGBERT (1999), observaram em seu estudo que uma passada de ER isolada teve os mesmos resultados que uma passada de CO₂ seguida de uma passada de ER. Os resultados deste experimento demonstraram que a comparação entre uma passada isolada de *laser* ER (1ERDA=99,02; 1ERDTR=17,64) e uma passada do *laser* CO₂ associado com uma passada de ER (1CO₂+1ERDA= 65,73; 1CO₂+1ERDTR=22,36) revela DA semelhante e sem diferença estatisticamente significativa, isto por que a maior capacidade do ER em causar DA fica diminuída pela presença de uma grande faixa de DTR causado pelo CO₂, como já foi explicado anteriormente (DOVER, 1999). No entanto, o DTR foi maior no segundo grupo com relevância estatística. Isto pode ser explicado pela maior capacidade do CO₂, presente somente no segundo grupo, em causar DTR, mesmo que parte deste seja retirado pela aplicação posterior do ER.

Comparando-se uma passada isolada de ER (1ERDA=99,02; 1ERDTR=17,64) a uma passada de CO₂ associada a duas de ER

($1\text{CO}_2+2\text{ERDA}=263,52$; $\text{CO}_2+2\text{ERDTR}=26,08$) observou-se DA maior para o segundo grupo, porém, não houve relevância estatística. O DTR também foi maior nas aplicações do segundo grupo, havendo diferença estatisticamente significativa. Isto por que duas passadas de *laser* ER conferem um acréscimo em relação ao DA quando comparada com uma única passada isolada (KHATRI, ROSS, GREVELINK e ANDERSON, 1997). Além disso, o CO_2 , presente no segundo grupo, causa mais DTR que o ER isoladamente.

Duas passadas de ER ($2\text{ERDA}=171,91$; $2\text{ERDTR}=28,06$) quando comparadas a uma passada de CO_2 seguida de uma passada de ER ($1\text{CO}_2+1\text{ERDA}= 65,73$; $1\text{CO}_2+1\text{ERDTR}=22,36$) demonstraram DA maior para o primeiro grupo, porém sem relevância estatística. O DTR foi também maior no primeiro grupo com diferença estatisticamente significativa. O maior DA encontrado neste estudo para o primeiro grupo seria realmente o resultado esperado, uma vez que a capacidade do ER em causar DA é maior que do CO_2 . Além disso, a grande faixa de DTR causado pelo uso do CO_2 acaba por diminuir a capacidade do em causar DA (DOVER, 1999). Já um DTR também maior parece paradoxal. Porém isto provavelmente se deve ao fato de que o DTR das duas passadas de *laser* ER são efeitos somatórios, o mesmo não acontecendo com uma passada de CO_2 seguida de uma de ER. Neste último caso, como já foi explicado acima, o *laser* ER retira por meio de ablação a área necrosada pelo CO_2 e o DTR que fica é muito semelhante àquele causado por uma única passada de ER (DOVER, 1999).

Se as duas passadas do mesmo ER ($2\text{ERDA}=171,91$; $2\text{ERDTR}=28,06$) forem comparadas a uma passada de *laser* CO_2 seguido por duas passadas de ER ($1\text{CO}_2+2\text{ERDA} = 263,52$; $\text{CO}_2+2\text{ERDTR} = 26,08$) o segundo grupo causa mais DA que o primeiro, porém sem relevância estatística. Quanto ao DTR, ele foi semelhante, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos. O DA deve provavelmente ser maior no segundo grupo, pois há uma somatória das ablações causadas pelo CO_2 e pelo ER aplicado duas vezes como já foi explicado acima (BASS, 1999). O DTR do primeiro grupo é uma somatória das duas passadas do ER, o mesmo acontecendo com o segundo grupo uma vez que o DTR causado pelo CO_2 é retirado pela primeira aplicação do ER como já foi explicado acima (DOVER, 1999).

6.6.6 – Fase 6: Comparação das combinações de *laser* CO₂ e ER entre si.

No presente estudo a comparação entre as associações de uma passada de CO₂ com uma passada de ER (1CO₂+1ERDA=65,73; 1CO₂+1ERDTR=22,36) e uma passada de CO₂ com duas de ER (1CO₂+2ERDA=263,52; CO₂+2ERDTR=26,08) demonstraram maior DA e DTR ocasionado pelo segundo grupo, sem relevância estatística para o DTR. O DA parece seguir apenas um padrão de somatória de todas as passadas, sendo, portanto, maior no segundo grupo. Já o DTR deve ser aquele representado pelo ER, portanto, provavelmente, maior no segundo grupo onde há duas passadas do mesmo, uma vez que aquele causado pelo CO₂ foi retirado pela primeira aplicação do ER (DOVER, 1999).

6.6.7 – Considerações finais:

Para o melhor entendimento deste estudo e todas as suas implicações você deveria ter em mente as duas tabelas a seguir.

TABELA 17 – RELACIONA OS RESULTADOS MORFOLÓGICOS DE CADA UMA DAS COMBINAÇÕES DE LASERS UTILIZADAS NESTE ESTUDO.

LASER/ NÍVEL DO DA	NÍVEL DO DA / GRAU DO DTR						LASER/ GRAU DO DTR
	1 CO ₂	2 CO ₂	1 ER	2 ER	1 CO ₂ + 1 ER	CO ₂ + 2 ER	
PARTE DA DERME PAPILAR							MÍNIMO
TODA A DERME PAPILAR							DISCRETO
PORÇÃO SUPERFICIAL DA DERME RETICULAR							MODERADO
PORÇÃO MEDIANA DA DERME RETICULAR							ACENTUADO/ SEVERO

LEGENDA: 1 CO₂ = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 2 CO₂ = duas aplicações de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 1 ER = uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 2 ER = duas aplicações de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 1 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 2 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a duas aplicações de *laser* Erbium: YAG.

TABELA 18 – RELACIONA OS RESULTADOS MORFOMÉTRICOS DE CADA UMA DAS COMBINAÇÕES DE LASERS UTILIZADAS NESTE ESTUDO. VALORES EM MICRÔMETROS.

1 CO ₂		2 CO ₂		1 ER		2 ER		1 CO ₂ + 1ER		CO ₂ + 2ER	
DA	DTR	DA	DTR	DA	DTR	DA	DTR	DA	DTR	DA	DTR
64,52	28,79	100,57	78,58	99,02	17,64	171,91	28,06	59,16	22,36	263,52	26,08

LEGENDA: 1 CO₂ = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 2 CO₂ = duas aplicações de *laser* CO₂ Ultrapulsado, 1 ER = uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 2 ER = duas aplicações de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 1 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a uma aplicação de *laser* Erbium: YAG, 1 CO₂ + 2 ER = uma aplicação de *laser* CO₂ Ultrapulsado associada a duas aplicações de *laser* Erbium: YAG, DA = dano de ablação, DTR = dano térmico residual.

Os *lasers* CO₂ convencionais são incapazes de realizar DA tão preciso quanto os ER. McDANIEL, ASH, LORD, NEWMANN e ZOROWSKI (1997) relataram que profundidade de penetração ótica do *laser* Erbium: YAG de 5µm contra e 50µm para CO₂, traduzindo ablação tecidual mais precisa e acurada para o primeiro.

Os *lasers* ER são incapazes de causar tanto DTR quanto os *lasers* de CO₂.

O DA é responsável pela retirada do colágeno lesado pelos raios UV e o DTR produz reação inflamatória a fim de limpar a área que apresenta os tecidos desvitalizados. Esta reação inflamatória suscita a neocolagenização que é responsável, em adição a retirada do colágeno lesado pelo sol, pela aparência mais jovem da pele. Em vista disso, nenhuma das alterações causadas pelo *laser* é dispensável nos processos de *resurfacing*. Porém, o DTR excessivo é responsável por pós-operatório mais longo e com maiores complicações, pois causa mais reação inflamatória e conseqüentemente, cicatrizes.

Segundo ALSTER (1999-2) e KAUFMANN, HARTMANN e HIBST (1994) o efeito fotomecânico do *laser* de ER resulta em menor difusão térmica e necrose coagulativa, o que resulta em menor DTR e conseqüentemente, menor índice de complicações pós-operatórias quando comparado ao *laser* CO₂. Em contrapartida, o ER resulta em hemostasia menos efetiva com menor contração do colágeno. O CO₂ e seu efeito fototérmico causa maior difusão térmica, maior necrose coagulativa o que resulta em maior DTR, com conseqüente maiores complicações pós-operatórias. Em contrapartida, causa hemostasia mais efetiva e maior contração do colágeno (25% durante a irradiação contra apenas 2% do *laser* ER).

WEISS, HARRINGTON, PFAU, WEISS e MARWAHA (1999) e WEISS, WEISS, MARWAHA e HARRINGTON (1999) avaliaram os efeitos do ER no *resurfacing* com acompanhamento após o tratamento e observaram que o ER é um procedimento seguro com menores complicações pós-operatórias decorrentes de menor DTR, sendo que sua eficácia é melhor comprovada com rugas superficiais, que não requeiram muita neocolagenização para serem corrigidas.

ADRIAN (1999), observou em seu experimento com 20 pacientes que se houver espessuras semelhantes de DTR e de DA o tempo de cicatrização é o mesmo tanto com a aplicação de CO₂ como com a de ER. As aplicações com CO₂ isoladas mostraram-se mais eficazes no tratamento de rugas profundas periorbitárias e periorais, pois este causa maior DTR e conseqüentemente, a quantidade necessária de neocolagenização para corrigir estas rugas mais acentuadas.

GOLDMANN e MANUSKIATTI (1999), demonstraram que pacientes tratados com CO₂ seguido de ER apresentaram diminuição das seqüelas adversas sem notável diferença no grau de melhora das rugas.

McDANIEL, LORD, ASH e NEWMANN (1999), observam que a adição de três passadas de ER após a aplicação do CO₂ em região perioral de 20 pacientes resultou em menor duração de edema, prurido e formação de crostas no pós-operatório, sem, no entanto, encontrar diferença significativa no resultado clínico entre o grupo da associação dos *lasers* e o da aplicação do *laser* CO₂ isolado. Outros estudos têm demonstrado também uma relação diretamente proporcional entre a quantidade de DTR deixado pelo *laser* e o tempo de cicatrização.

Estudos têm relatado um DTR para o CO₂ da ordem de 20µm a 70µm com uma média de 50µm (KAUVER, GERONEMUS e WALDORF, 1995; WEINSTEIN, 1998-2). Em contraste, o ER tem ocasionado um DTR de 5µm a 20µm (HIBST e KAUFMANN, 1991; HOHENLEUTNER, HOHENLEUTNER, ELÄUMLER e LANDTHALER, 1997). Lembrando que isto dependerá do número de pulsos, sobreposição e fluência. O DTR deste estudo foi de 28,79µm e 78,58µm com uma e duas passadas de CO₂, respectivamente; sendo de 17, 64µm e 28,06µm com uma e duas passadas de ER, respectivamente.

Comparando-se o DA médio deste estudo que foi de 99, 02µm e 171,91µm

para 1 ER e 2 ER, respectivamente, com o DA para o *laser* ER descrito por SECKEL, YOUNAI e WANG (1998), que variou de 60 μm a no máximo 95 μm e com o DA encontrado por RODRIGUES, RIBAS, MALAFAIA, NIGRO E ARAUJO (1999), que foi de 154,80 μm pode-se concluir, juntamente com dados descritos na literatura, que o *laser* de ER produz maior DA que o *laser* de CO₂, sendo que os nossos dados corroboram estas observações e estão dentro dos padrões encontrados na literatura revisada (STUZIN, BAKER, BAKER e KLIGMAN, 1997; UTLEY, KOCH e EGBERT, 1999).

HIBST e KAUFMANN (1991), encontraram DA de 25 μm a 40 μm para cada passada do ER e HOHENLEUTNER, HOHENLEUTNER, ELÄUMLER e LANDTHALER (1997) concluíram que o *laser* de ER causa de 10 μm a 40 μm de DA a cada passada, com variações que dependerão dos parâmetros utilizados.

HRUZA (1995) relatou um DA para o CO₂ de 50 μm a 60 μm a cada passada com uma adicional de 50 μm a 75 μm nas passadas subseqüentes. Dados muito parecidos com os observados neste estudo onde uma passada de CO₂ causou 64,32 μm de DA e duas passadas resultou em 100,57 μm de DA. Resultados semelhantes foram descritos por YAG e CHAI (1995), ANDERSON (1996), GRAGORY (1998) e AUERSVALD (1999).

7 – CONCLUSÕES

42. FOTH, H.; FARBER, S.; GAUER, A.; WAGNER, R. Thermal damage threshold at 633nm of tympanic membrane of pig. **Hear Res**, v. 142, p. 71-78, 2000.
43. FRANÇA, A. L. F. **Estudo histopatológico das lesões causadas por duas e quatro passadas de laser de Erbium: YAG com 0% de sobreposição de spots, em dorso de ratos.** Curitiba, 1999. Dissertação (Mestrado em Clínica Cirúrgica) – Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná.
44. FREIROG, L.; CHAPMAN, G.; SIELCZAK, M. Laser Smoke effect on the bronchial systems. **Lasers Surg Med**, v.7, p. 283-288, 1987.
45. FRIEDMAN, N.R. Safety parameters for avoiding ocular damage from the reflected carbon dioxide (10.6MM) laser beam. **JAm Acad Dermatol**, v.17, p. 815-818, 1987.
46. FRIED, N.M.; WALSH, J.R.-Jr. Cryogen spray cooling during laser tissue welding. **Phys Med Biol**, v. 45, p. 753-763, 2000.
47. FULTON, J. E.; SHITABATA, P. L. CO₂ Laser Physics and tissue interactions in skin. **Lasers Surg Med**, v. 24, p. 113-121, 1999.
48. GARDNER, J.M. Papillomavirus in the vapor of carbon dioxide laser treat verrucar. **JAMA** v. 259, p. 8-9, 1988.
49. GARNER, W. L. Epidermal regulation of dermal fibroblast. **Plast Reconstr Surg**, v. 102, p.135-139, 1998.
50. GILLMAN, T.; PENN, J.; BRONKS, D.; ROUX, M. Abnormal elastic fibers. **Arch Pathol**, v.59, p. 733-749, 1955.
51. GOLDBERG, D.J. Erbium: YAG laser resurfacing: what is its role? **Aesthetic Surg J**, v. 18, n.4, p. 255-260, 1998.
52. GOLDBERG, D.J.; MEINE, J.G. Treatment of photoaged neck skin with the pulsed Erbium: YAG laser. **Dermatol Surg**, v. 24, p. 619-621, 1998.
53. GOLDBERG, D.J.; METZLER, C. Skin resurfacing utilizing a low-fluence Nd: YAG laser. **J Cutan Laser Ther**, v.1, p. 23-27, 1999.
54. GOODMAN, G.J. The limitations of skin resurfacing techniques: the necessity to combine procedures. **Dermatol. Surg**, v.24, p. 687-688, 1998.
55. GOLDMAN, M.P. Techniques for erbium:Yag laser skin resurfacing: initial pearls from the first 100 patients. **Dermatol Surg**, v. 23, p. 1219-1225, 1997.
56. GOLDMAN, M.P.; FITZPATRICK, R. E.; MANUSKIATTI, W. Laser resurfacing of the neck with the Erbium : YAG laser. **Dermatol Surg**, v.25, p.164-168, 1999.

57. GOLDMAN, M. P.; MANUSKIATTI, W. Combined laser resurfacing with the 950- μ sec pulsed CO₂ + Er:YAG lasers. **Dermatol Surg**, v. 25, p. 160-163, 1999.
58. GORDON, K.C. Tissues processing. In: BANCROFT, JD; STEVENS, A. **Theory and practice of histological techniques**. London: Churchill Livingstone, 1982. p. 41 a 60.
59. GORDON, K.C.; BRADBURY, P. Microtomy and paraffin sections. In: BANCROFT, JD; STEVENS, A. **Theory and practice of histological techniques**. London: Churchill Livingstone, London, 1982. p. 61 a 81.
60. GORDON, J. P.; ZIEGLER, H. J.; TOWNES, C. H. The Maser: new type of amplifier, frequency standard and spectrometer. **Physiol Rev**, v. 99, p. 1264-1274, 1955.
61. GRAF, R **Estudo da contração cutânea após o uso do laser de Erbium:YAG em ratos**. Curitiba, 2000. Dissertação (Mestrado em Princípios da Cirurgia). Faculdade Evangélica de Medicina do Paraná. Hospital Universitário Evangélico de Curitiba.
62. GRAF, R. M.; BERNARDES, A.; AUERSWALD, A.; ARAÚJO, L. R.; NORONHA, L. Facial Rejuvenation with CO₂ Laser A Study 200 Patients. **Revista da Sociedade Brasileira de Cirurgia Plástica**, v. 13, p. 13-24, 1999.
63. GRECA, F. H.; BIONDO-SIMÕES, M. L. P.; PAULA, J. B. de; NORONHA, L.; CUNHA, L. S. F.; BAGGIO, P. V.; BITTENCOURT, F. O. Correlação entre o fluxo sanguíneo intestinal e a cicatrização de anastomoses colônicas: Estudo experimental em cães. **Acta Cirúrgica Brasileira**, v. 15, p. 1-94, 2000.
64. GREEN, H. A.; DRAKE, L. Aging, sun damage, and sunscreens. **Clin Plast Surg**, v.20, p.1-8, 1993.
65. GREGORY, R. O. Laser physics and physiology. **Clinics in Plastic Surgery**, v. 24, p. 89-93, 1998.
66. HALLOCK, G. G.; RICE, D. C. Feasibility of skin deepithelialization using the contact neodymium-yttrium-aluminum-garnet laser. **Lasers Surg Med**, v. 12, p. 397-404, 1992.
67. HASE, T.; SHINTA, K.; MURASE, T.; TOKIMITSU, I.; HATTORI, M.; TAKIMOTO, R.; TSUBOI, R.; OGAWA, H. Histological increase in inflammatory infiltrate in sun-exposed skin of female subjects: the possible involvement of matrix metalloproteinase-1 produced by inflammatory infiltrate on collagen degradation. **Br J Dermatol**, v. 142, p. 267-273, 2000.
68. HASHIMOTO, K. The ultrastructure of the skin of human embryos: V. The hair germs and perifollicular mesenchymal cells. **Br J Dermatol**, v. 83, p. 167-174, 1970 (1).

69. HASHIMOTO, K. The ultrastructure of the skin of human embryos: VII. Formation of the apocrine gland. **Acta Derm Venereol**, v. 50, p. 241-248, 1970 (2).
70. HASHIMOTO, K. The ultrastructure of the skin of human embryos: IX. Formation of the hair cone and intraepidermal hair canal. **Arch Klin Exp Dermatol**, v. 238, p. 333-341, 1970 (3).
71. HASHIMOTO, K.; GROSS, B.G.; DIBELLA, R.J. The ultrastructure of the skin of human embryos: IV. The epidermis. **J Invest Dermatol**, v. 47, p. 317-324, 1966.
72. HASHIMOTO, K.; GROSS, B.G.; LEVER, W.F. The ultrastructure of the skin of human embryos: I. The intraepidermal eccrine sweat duct. **J Invest Dermatol**, v. 45, p. 139-146, 1965.
73. HASHIMOTO, K.; GROSS, B.G.; LEVER, W.F. The ultrastructure of the skin of human embryos: II. The formation of intradermal portion of the eccrine sweat duct and of the secretory segment during the first half of embryonic life. **J Invest Dermatol**, v. 46, p. 513-520, 1966.
74. HIBST, R. ; KAUFMANN, R. Effects of laser parameters on pulsed Er : YAG laser skin ablation. **Lasers Med Sci**, v.6, p. 391-397, 1991.
75. HIBST, R. ; STOCK, K. ; KAUFMANN, R. Ablation and controlled heating of skin with the Er : YAG laser. In : AMERICAN SOCIETY OF LASER MEDICINE AND SURGERY SEVENTEENTH ANNUAL MEETING (17 : 1997 : Phoenix, Arizona). **American Society of Laser Medicine and Surgery Abstracts**. Phoenix, Arizona : 1997. Ref. 180 Resumo.
76. HOHENLEUTNER, U.; HOHENLEUTNER, S.; ELÄUMLER, W.; LANDTHALER, M. Fast and effective skin ablation with an Er:YAG laser: determination of ablation rates and thermal damage zones. **Lasers Surg Med**, v.20, p.242-247, 1997.
77. HOLBROOK, K.A.; ODLAND, G.F. The fine structure of developing human epidermis: Light scanning and transmission electron microscopy of the periderm. **J Invest Dermatol**, v. 65, p. 16-23, 1975.
78. HOLBROOK, K.A.; UNDERWOOD, R.A.; VOGEL, A.M. The appearance, density and distribution of melanocytes in human embryonic and fetal skin revealed by the anti-melanoma monoclonal antibody HMB-45. **Anat Embryol**, v. 180, p. 443-451, 1989.
79. HRUZA, G.H. Skin resurfacing with lasers. **J Clin Dermatol**, v.3, p. 38-41, 1995.
80. HRUZA, G.J. ; DOVER, J.S. Laser skin resurfacing. **Arch Dermatol**, v. 132, p.451-455, 1996.
81. HUGHES, P.S.H. Skin contraction following Erbium : YAG laser resurfacing. **Dermatol Surg**, v.24, p.109-111, 1998.

82. JAFFE, B.H.; WALSH, J.T. Water flux from partial-thickness skin wounds: comparative study of the effects of r:YAG and Ho:YAG lasers. **Laser Surg Med**, v.18, p. 1-9, 1996.
83. JAVAN, A.; BENNETT, W. R.; HERRIOTT, D. R. Population inversion and continuous optical maser oscilation in inversion and continuous optical maser oscilation in a gas discharge containing a HeNe mixture [letter]. **Physiol Rev**, v. 6, p. 106-10, 1961.
84. JIANG, S.B.; LEVINE, V.J.; NETHAL, K.S.; BALDASSANO, M.; KAMINO, H.; ASHINOFF, R.A. Er:YAG laser for the treatment of actinic keratoses. **Dermatol Surg**, v. 26, p. 437-440, 2000.
85. JIMENEZ, G. ; SPENCER, J. Erbium : YAG laser resurfacing of hands, arms, and neck. **Dermatol Surg**, v.25, p.831-835, 1999.
86. KAUFMANN, R.; BEIER, C.H.; OCHSENDORF, F.; HISBT, R. Erbium : YAG ablation of pigmented skin lesions. **American Society of Laser Medicine and Surgery Seventeenth Annual Meeting** (17 : 1997 : Phoenix, Arizona). American Society of Laser Medicine and Surgery Abstract. Phoenix, Arizona : 1997. Ref. 171 Resumo.
87. KAUFMANN, R.; HARTMANN, A.; HIBST, R. Cutting and skin-ablative properties of pulsed mid-infrared laser surgery. **J Dermatol Surg Oncol**, v.20, p. 112-118, 1994.
88. KAUFMANN, R.; HIBST, R. Pulsed Er:YAG and 308 nm UV- Excimer laser in vitro and in vivo estudy of skin ablative effect. **Laser Surg Med**, v.9, p. 132-140, 1989.
89. KAUFMANN, R.; HIBST, R. Pulsed 2.94- μ m erbium-YAG laser skim ablation – experimental results and first clinical application. **Clin Exp Dermatol**, v.15, p. 389-393, 1990.
90. KAUFMANN, R.; HIBST, R. Pulsed Erbium:YAG laser ablation in cutaneous surgery. **Lasers Surg Med**, v.19, p. 324-330, 1996.
91. KAUVER, A.N.B.; GERONIMUS, R.G.; WALDORF, H.A. Char-free tissue ablation: a comparative histopathological analysis of new carbon dioxide (CO₂) laser systems. **Lasers Surg Med**, v.16, p. 50-57, 1995.
92. KHATRI, K.; GOLDBERG, D. J.; McDANIEL, D. **The Erbium YAG laser system**. S.1.; s.ed., 1996.
93. KHATRI, K.; ROSS, V.; GREVELINK, J.; ANDERSON, R. Comparison of Erbium:YAG and CO₂ lasers in wrinkle removal. In: AMERICAN SOCIETY OF LASER MEDICINE AND SURGERY SEVENTEENTH ANNUAL MEETING (17 : 1997

- : Phoenix, Arizona). American Society of Medicine and Surgery Abstracts. Phoenix, Arizona: 1997. Ref. 169 Resumo.
94. KHORRAM, S.R.; GOLDMANN, C.; RADKE, A.; LENNARTZ, A.; MOTTAGHY, K.; AFIFY, M.; KUPPER, W.; KLOSTERHALFEN, B. The therapeutic effect of C1-inhibitor on gut-derived bacterial translocation after thermal injury. **Shock**, v. 9, p. 101-108, 1998.
95. KIRSCH, K. M.; ZELICKSON, B.D.; ZACHARY, C.B.; TOPE, W.D. Ultrastructure of collagen thermally denatured by microsecond domain pulsed carbon dioxide laser. **Arch Dermatol**, v.134, p. 1255-1259, 1998.
96. KLIGMAN, A.M. Early destructive effect of sunlight on human skin. **JAMA**, v. 210, p. 2377-2380, 1969.
97. KLIGMAN, A.M.; BAKER, T. J.; GORDON, H. L. Long-term histologic follow-up of phenol face peels. **Plast Reconstr Surg**, v. 75, p. 652-659, 1985.
98. KOMSA, P.R.; KOYNOVA, R.; KOSTOV, G.; TENCHOV, B. Discrete reduction of type I collagen thermal stability upon oxidation. **Biophys Chem**, v.83, p. 185-195, 2000.
99. KONDO, S. The roles of cytokines in photoaging. **J Dermatol Sci**, v.23, p. 30-36, 2000.
100. KYE, Y. C. Resurfacing of pitted facial scars with a pulsed ER:YAG laser. **Dermatol Surg**, v.23, p. 880-883, 1997.
101. LASK, D.L.; GLASSBERG, E. CO2 laser abrasion for cosmetic and therapeutic treatment of facial actinic damage. **Cutis**, v.43, p. 583-587, 1989.
102. LITTON, C. Chemical face lifting. **Plast Reconstr Surg**, v. 29, p. 371-377, 1962.
103. MACKEE, G. M.; KARP, F. L. The treatment of post acne scars with phenol. **Br J Dermatol**, v.64, p. 456-459, 1997.
104. MAIMON, T.H. Stimulated optical radiation in ruby. **Nature**, v. 187, p. 493-494, 1960.
105. MATSUNAKA, M.; MISHIMA, Y. Electron microscopy of embryonic human epidermis at seven and ten weeks. **Acta Derm Venereol**, v. 49, p. 241-248, 1969.
106. McDANIEL, D.H.; ASH, K.; LORD, J.; NEWMANN, J.; ZOKOWSKI, M. The Erbium:YAG laser: a review and preliminary report on resurfacing of the face, neck, and hands. **Aesthetic Surg J**, v.17, p. 157-164, 1997.

107. McDANIEL, D.H.; LORD, J.; ASH, K.; NEWMANN, J.; Combined CO₂/Erbium:YAG laser resurfacing of peri-oral rhytides and side-by-side comparison with carbon dioxide laser alone. **Dermatol Surg**, v.25, p. 285-293, 1999.
108. MILLER, I. D.; The Erbium laser gains a role in cosmetic surgery. **Biophotonics Intern**, v.1, p, 38-42, 1997.
109. MISHIMA, Y.; WIDLAN, S. Embryonic development of melanocytes in human hair and epidermis. **J Invest Dermatol**, v. 46, p. 263-270, 1966.
110. MITCHELL, R. E. Chronic solar dermatosis, a light and electron microscopic study of the dermis. **J Invest Dermatol**, v. 48, p.203-220, 1967.
111. MOLL, I. Intraepidermal formation of Merkel cells in xenografts of human skin. **J Invest Dermatol**, v. 94, p. 359-366, 1990.
112. MONTAGNA, W.; CARLISLE, K. Structural changes in aging human skin. **J Invest Dermatol**, v.73, p.47-53, 1979.
113. MONTAGNA, W.; KIRSCHNER, S.; CARLISLE, K. Histology of sun-damaged human skin. **J Am Acad Dermatol**, v.21, p. 907-918, 1989.
114. MURPHY, G.F. Histology of the skin. In: ELDER, D.; ELENITSAS, R.; JAWORSKY, C.; JOHNSON, B. **Lever's histopathology of the skin**, 8th ed. Philadelphia: Lippincott – Raven Publishers, 1997. p. 5-50.
115. NANNI, C.A.; ALSTER, T.S. Complications of cutaneous laser surgery: a review. **Dermatol Surg**, v.24, p. 209-219, 1998.
116. NEMETH, A.J.; MILLER, I.; GLASS, L.F.; MESSINA, J.L.; REHNKE, R.D. Erbium:YAG laser for acne scarring/resurfacing: a clinical and histologic study. In: AMERICANSOCIETY OF LASER MEDICINE AND SURGERY SEVENTEENTH ANNUAL MEETING (17 : 1997 : Phoenix, Arizona). **American Society of Laser Medicine and Surgery Abstract**. Phoenix, Arizona : 1997. Ref. 149 Resumo.
117. NORONHA, L.; AUERSVALD, A.; MARTINS, V. D. M.; BERNARDES, A.; GRAF, R. Estudo comparativo das alterações histológicas imediatas causadas pelo uso de Lasers CO₂ e de Erbium na pele de ratos Wistar. **Jornal Brasileiro de Patologia**, v. 37, (no prelo) 2001 (1).
118. NORONHA, L.; AUERSVALD, A.; MARTINS, V. D. M.; BERNARDES, A.; GRAF, R. Estudo histológico e morfométrico das alterações imediatas causadas pelo uso de Lasers CO₂ e de Erbium na pele de ratos Wistar. **Jornal Brasileiro de Patologia**, v. 37, p. 63, 2001 (2).
119. NORONHA, L.; CHIN, E. W. K.; MENINI, C. M.; KNOPLHOLZ, J.; RAMPAZZO, J. C. R.; GRAF, R. Histopathologic and morphometric evaluation of the skin abnormalities induced by Erbium: Yag carbon dioxide lasers in 10 patients, **Plastic Reconstr Surg**, v. 108, p. 1380-1388, 2001.

120. NORONHA, L.; FRANÇA, A. L. F.; MARTINS, V. D. M.; CZECZKO, N. G. Estudo comparativo das lesões causadas por duas e quatro passadas de Laser de Erbium em ratos Wistar com 0% de sobreposição dos Spots. **Jornal Brasileiro de Patologia**, v. 37, p. 63, 2001.
121. NORONHA, L.; GRAF, R.; KANNENBERG, C.; BELLINI, P. A.; PELLEGRINELLO, S.; VROBLESWIKI, T. V. Alterações histopatológicas causadas pela aplicação de Laser CO₂ em pele humana para fins de rejuvenescimento. **Arquivos de Medicina**, v. 4, p. 179-183, 2001.
122. NORONHA, L.; MARTINS, V. D. M.; TAFAREL, J. R.; CZECZKO, N. G.; FRANÇA, A. L. F. Estudo comparativo das extensões das lesões causadas por duas e quatro passadas de laser Erbium em ratos Wistar com 0% de sobreposição dos spots. **Acta Cirúrgica Brasileira**, v. 16, p. 97-102, 2001.
123. NORONHA, L.; MEDEIROS, F.; MARTINS, V. D. M.; NETO, J. F.; BLEGGI-TORRES, L. F. Desenvolvimento embriológico da pele humana: análise histológica e revisão da literatura. **Jornal Brasileiro de Patologia**, v. 36, p. 124-129, 2000.
124. NORONHA, L.; NETO, J. F.; WERNER, B.; SEPULCRI, R. P.; BLEGGI-TORRES, L. F. Controle de qualidade em dermatopatologia pediátrica: análise de 671 casos. **Jornal Brasileiro de Patologia**, v. 35, p. 75-81, 1999.
125. NORONHA, L.; SEPULCRI, R. P.; WERNER, B.; MEDEIROS, F.; NETO, J. F. O interesse do homem pelas doenças do tegumento que acometem as crianças, das civilizações milenares aos tempos modernos. **Ars Cvrandi**, v. 33, p. 37-39, 2000.
126. NOWAK, K.C.; McCOMARCK, M.; KOCH, R.J. The effect of superpulsed CO₂ laser energy on keloid and normal dermal fibroblast secretion of growth factors: a serum-free study. *Plast Reconstr Surg*, v. 105, p. 2039-2048, 2000.
127. PARRISH, J.A.; ZAYNOUN, S.; ANDERSON, R.R. Cumulative effects of repeated subthreshold doses of ultraviolet radiation. **J Invest Dermatol**, v.76, p. 356-358, 1981.
128. PENNEYS, N.S.; STOER, C.; BUCK, B. Langerhans cells in fetal and newborn skin and newborn thymus. **Arch Dermatol**, v. 120, p. 1082-1089, 1984.
129. PEREZ, M.I.; BANK, D.E.; SILVERS, D. Skin resurfacing of the face with the Erbium:YAG laser. **Dermatol Surg**, v.24, p. 653-659, 1998.
130. PINKUS, H. Embryology of hair. In: MONTAGNA, W.; ELLIS, R.A. **The biology of hair growth**. New York: Academic Press, 1958. p.1.
131. POLNIKORN, N.; GOLDBERG, D.J.; SUWANCHINDA, A.; NG, S.W. Erbium:YAG laser resurfacing in Asians. **Dermatol Surg**, v.24, p. 1303-1307, 1998.

132. RAULIN, C.; SCHOENERMARK, M.P.; WERNER, S.; GREVE, B. Xanthelasma palpebrarum: treatment with the ultrapulsed CO₂ laser. **Lasers Surg Med**, v.24, p. 122-127, 1999.
133. RAWLINGSON, A.; GREENACRE, S.A.; BRAIN, S.D. Generation of peroxyxynitrite in localised, moderate temperature burns. **Burns**, v. 26, p. 223-227, 2000.
134. RIES, W.R.; SPEYER, M.T.; REINISCH, L. Effects of thermal conducting media on the skin surface during laser irradiation. **Laryngoscope**, v. 110, p. 575-584, 2000.
135. RODRIGUES, R.G.; RIBAS, J.M.; MALAFAIA, O.; NIGRO, C.C.; ARAÚJO, L.R.R. Estudo comparativo da influência da aplicação do laser CO₂ ultrapulsado na sobrevivência de retalho cutâneo dorsal em ratos. **Acta Cir Bras**, v.4, p. 39-40, 1999.
136. ROSENBERG, G. J.; GREGORY, R. O. Lasers in aesthetic surgery. **Clinics in Plastic Surgery**, v. 23, n. 1, 1996.
137. ROSS, E. V.; BARNETTE, D. J.; GLATTER, R. D.; GREVELINK, J. M. Effects of overlap and pass number in CO₂ laser skin resurfacing: a study of residual thermal damage, cell death, and wound healing. **Lasers Surg Med**, v. 24, p. 103-112, 1999.
138. ROSS, E. V.; DOMANKEVITZ, Y.; SKROBAL, M.; ANDERSON, R. R. Effects of CO₂ laser pulse duration in ablation and residual thermal damage: implications for skin resurfacing. **Lasers Surg Med**, v. 19, p. 123-129, 1996.
139. ROSS, E.V.; NASEEF, G.S.; McKINLAY, J.R.; BARNETTE, D.J.; SKROBAL, M.; GREVELINK, J.; ANDERSON, R.R. Comparison of CO₂ laser, Erbium:YAG laser, dermoabrasion, and dermatome: a study of thermal damage, wound contraction, and wound healing in live pig model: implication for skin resurfacing. **J Am Acad Dermatol**, v. 42, p. 92-105, 2000.
140. ROSS, E.V.; YASHAR, S.S.; NASEEF, GS.; BARNETTE, D.J.; SKROBAL, M.; GREVENLINK, J.; ANDERSON, R.R. A pilot study of in vivo immediate tissue contraction, **Lasers Surg Med**, v. 24, p. 133-141, 1999.
141. RUBACH, B. W.; SCHOENROCK, L. D. Histological and clinical evaluation of facial resurfacing using a carbon dioxide laser with the computer pattern generator. **Arch Otolaryngol Head Neck Surg**, v. 123, p. 929-34, 1997.
142. SAGEBIEL, R.W.; ODLAND, G.F. Ultrastructural identification of melanocytes in early human embryos. **J Invest Dermatol**, v. 54, p. 96-103, 1970.
143. SANDERS, D.L.; REINISCH, L. Wound healing and collagen thermal damage in 7.5-microsec pulsed CO₂ laser skin incision. **Lasers Surg Med**, v.26, p. 22-32, 2000.

144. SECKEL, B.R.; YOUNAI, S.; WANG, K-K. Skin tightening effects of the ultrapulse CO₂ laser. **Plast Reconst Surg**, v.102, p. 872-877, 1998.
145. SERRI, F.; MONTAGNA, W.; MESCON, H. Studies of the skin of the fetus and child. **J Invest Dermatol**, v. 39, p. 199-207, 1962.
146. SIEGEL, S. **Nonparametric statistics**. McGraw-Hill Book Company, Inc. New York, 1956.
147. SMITH, L.T.; HOLBROOK, K.A. Embryogenesis of the dermis in human skin. **Scand J Clin Lab Invest**, v. 3, p. 271-278, 1986.
148. SPEYER, M.T.; REINISCH, L.; COOPER, K.A.; RIES, R. Erythema after cutaneous laser resurfacing using a porcine model. **Arch Otolaryngol Head Neck Surg**, v.124, p. 1008-1013, 1998.
149. STEVENS, A. The haematoxylin. In: BANCROFT, J.D.; STEVENS, A. **Theory and practice of histological techniques**. London: Churchill Livingstone, 1982. p. 109 a 121.
150. STUZIN, J. M.; BAKER, T. J.; BAKER, T. M.; KLIGMAN, A. M. Communications in cosmetic surgery. **Plast Reconstr Surg**, v. 99, p. 2036-2050, 1997.
151. TAYLOR, D. L.; SCHAFER, S. A.; NORDQUIST, R.; PAYTON, M. E.; DICKEY, T.; BARTELS, K. E. Comparison of a high power diode laser with the Nd:YAG laser using in situ wound strength analysis of healing cutaneous incisions. **Lasers Surg Med**, v. 21, p. 248-254, 1997.
152. TEIKEMEIER, G., GOLDBERG, D.J. Skin resurfacing with the Erbium:YAG laser. **Dermatol Sur**, v.23, p. 685-687, 1997.
153. TRELLES, M. A.; DAVID, L. M.; RIGAU, J. Penetration depth of ultrapulse carbon dioxide laser in human skin. **Dermatol Surg**, v. 22, p. 863-865, 1996.
154. TRELLES, M.A.; RIGAU, J.; MELLOR, T.K.; GARCIA, L. A clinical and histological comparison of flashscanning versus pulsed technology in carbon dioxide laser facial skin resurfacing. **Dermatol Surg**, v.24, p. 43-49, 1998.
155. TROST, D.; ZACHERL, A.; SMITH, M. **Surgical laser properties and their tissue interaction**. Mobby Year Book, 1982.
156. URMACHER, C. Normal Skin. In: STERNBERG, S. S. **Histology for pathologists**. New York: Raven Press, 1995. p. 381-398.
157. 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, p. 93-102, 1999.

158. VARGAS, G.; CHAN, E.K.; BARTON, J.K.; RYLANDER, H.G.; WELCH, A.J. Use of an agent to reduce scattering in skin. **Lasers Surg Med**, v.24, p. 133-141, 1999.
159. VEDLIN, B. The Erbium laser's: bright future in medicine. **Biophotonics Intern**, v. 1, p. 42-46, 1995.
160. VOGLER, K.; REINDL, M. Improved Erbium laser parameter por new medical applications. **Biophotonics Intern**, v.1, p. 40-47, 1996.
161. WALDORF, H.A.; KAUVAR, A.N.B.; GERONEMUS, R.G. Skin resurfacing of fine to deep rhytides using a char-free carbon dioxide laser in 47 patients. **Dermatol Surg**, v.21, p. 940-946, 1995.
162. WALSH, J. R.; CUMMINGS, J. P. Effect of the dynamic optical properties of water on midinfrared laser ablation. **Lasers in Surgery and Medicine**, v. 15, p. 295-305, 1994.
163. WALSH J.R., DEUTSCH, T. Er:YAG laser ablation of tissue: measurement of ablation rates. **Laser Surg Med**, v.9, p. 327-337, 1989.
164. WALSH, J.R.; FLOTTE, T.J.; DEUTSCH, T.F. Er:YAG laser ablation of tissue: effect of pulse duration and tissue type on thermal damage. **Laser Surg Med**, v.9, p. 314-326, 1989.
165. WEINSTEIN, C. Computerized scanning Erbium:YAG laser for skin resurfacing. **Dermatol Surg**, v.24, p. 83-89, 1998 (1).
166. WEINSTEIN, C. Carbon dioxide laser resurfacing: long-term follow-up in 2123 patients. **Clinics in Plastic Surgery**, v.25, p. 109-130, 1998 (2).
167. WEINSTEIN, C. Erbium laser resurfacing: current concepts. **Plast Reconstr Surg**, v. 103, p. 603-618, 1999 (1).
168. WEINSTEIN, C. Why I abandoned CO2 laser resurfacing: the dilemma of evolving technologies. **Aesthetic Surg J**, v.19, p. 67-69, 1999 (2).
169. WEISS, R.A.; HARRINGTON, A.C.; PFAU, R.C.; WEISS, M.A.; MARWAHA, S. Periorbital skin resurfacing using high energy Erbium YAG laser: results in 50 patients. **Lasers Surg Med**, v.24, p. 81-86, 1999.
170. WEST, M.D. The cellular and molecular biology of skin aging. **Arch Dermatol**, v.130, p.87-95, 1994.
171. WILSON, N.; McARDLE, A.; GUERIN, D.; TASKER, H.; WAREING, P.; FOSTER, C.S.; JACKSON, M.J.; RHODES, L.E. Hyperthermia to normal human skin in vivo upregulates heat shock proteins 27, 60, 72i and 90. **J Cutan Pathol**, v. 27, p. 176-182, 2000.

172. YANG, C. C.; CHAI, C. Y. Animal study of skin resurfacing using the ultrapulse carbon dioxide laser. **Ann Plast Surg**, v.35, p. 154-158, 1995.
173. ZWEIG, A.D.; FRENZ, M.; ROMANO, V.; WEBER, H.P. Lateral thermal damage along pulsed laser incision. **Lasers Surg Med**, v.10, p. 262-274, 1990.
174. ZWEIG, A.D.; FRENZ, M.; ROMANO, V.; WEBER, H.P. A comparative study of laser tissue interaction at 2.94 μm and 10.6 μm . **Applied Physics B**, v.47, p. 259-265, 1998.

9.1 – RESULTADOS MOFORMÉTRICOS OBTIDOS COM 1 ER E SUA ÁREA CONTROLE ADJACENTE:

TABELA 1 – ESTA TABELA RELACIONA AS 10 MEDIDAS DA ESPESSURA DA PELE CONTROLE E DA ESPESSURA DA PELE LESADA OBTIDAS EM CADA UM DOS 4 CAMPOS DO MELHOR NÍVEL DE CORTE ESCOLHIDO NA LÂMINA QUE REPRESENTA O CENTRO DA LESÃO E DE SUA ÁREA CONTROLE ADJACENTE. VALORES EM MICRÔMETROS.

A – PACIENTE 1:

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	693,83	775,04	637,79	590,57	698,77	706,91	728,29	836,23
2	654,47	714,92	608,55	738,5	737,77	693,03	679,03	990,45
3	688,61	495,31	585,61	670,55	718,51	719,4	693,09	936,43
4	614,62	625,33	645,16	620,75	721,67	694,98	698,4	870,2
5	711,08	660,72	548,38	694,82	741,62	717,95	636,73	930,99
6	718,22	522,68	431,76	697,55	737,6	730,56	734,46	745
7	729,9	453,74	481,47	700,19	725,07	691,63	832,65	982,65
8	688,96	520,45	622,84	732,95	749,38	714,04	876,86	898,75
9	755,84	567,08	550,91	724,63	646,53	706,6	741,5	900,83
10	634,36	662,01	622,94	792,52	770,06	753,46	736,82	975,31

B - PACIENTE 2

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	824,52	1116,62	1057,07	1127,33	935,4	1114,36	1089,51	1093,13
2	811,26	1161,98	1035,47	1331,14	1042,75	1065,25	1042,87	1161,42
3	938,75	1151,58	1094,07	1106,97	1040,7	1042,32	1103,28	1344,63
4	788,97	1067,11	1102,54	1228,71	1005,89	1205,97	1166,2	1406,94
5	913,11	1107,81	1140,94	1348,5	895,53	1109,31	1060,56	1290,44
6	800,22	1171,77	1132,3	1242,1	910,5	1196,23	1259,56	1226,29
7	923,64	1096,29	1027,98	1235,17	1062,97	1176,24	1076,62	1322,61
8	867,2	1057,42	1004,33	1159,69	980,23	1037,23	1109,6	1439,25
9	806,51	1082,32	1113,97	1155,21	935,24	1148,39	1112,03	1349,89
10	875,46	1202,18	1124,68	1171,53	1017,86	1112,98	1174,22	1310,19

C - PACIENTE 3

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	597,17	626,94	768,12	718,88	560,3	670,09	773,21	811,47
2	650,24	744,64	758,42	638,25	668,37	630,97	723,72	857,51
3	782,45	735,19	697,84	571,06	856,33	693,74	691,79	814,35
4	670,93	548,38	710,09	637,52	826,43	782,3	811,75	843,12
5	633,72	644,51	692,29	588,27	630,27	777,32	722,35	892,19
6	561,23	733,72	675,01	600,07	623,74	737,91	906,83	814,75
7	606,6	635,93	688,11	588,27	682,34	687,32	841,07	792,36
8	577,07	649,18	683,39	578,16	839,45	795,54	779,51	718,08
9	596,29	610,83	681,83	645,33	883,59	762,95	800,85	687
10	669,3	706,63	809,28	601,3	706,29	776,73	744,42	626,01

H - PACIENTE 8

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	479,42	539,01	553,16	568,02	476,74	587,59	672,78	409,1
2	561,14	464,12	504,94	528,49	533,96	598,9	488,72	312,1
3	429,28	461,77	499,03	425,94	625,31	681,08	463,73	556,77
4	429,73	413,82	471,07	449,3	643,69	593,72	407,22	521,59
5	431,7	464	438,55	505,33	660	558,51	488,41	459,08
6	513,65	481,49	494,99	479,51	606,96	582,57	476,58	529,13
7	459,11	425,67	464,82	465,55	507,04	570,53	555,92	561,09
8	511,46	325,12	460,08	430,12	543	620,51	357,05	614,76
9	563,36	431,79	434,03	419,01	496,3	537,52	443,56	494,46
10	466,66	536,9	426,63	440,55	469,67	551,38	475,08	605,79

I - PACIENTE 9

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	552,88	603,59	630,56	553,98	523,95	610,91	775,72	571,22
2	505,84	480,26	492,9	556,94	620,51	711,32	507,95	555,48
3	505,48	567,43	456,98	551,88	615,1	546,49	417,25	655,18
4	595,33	608,39	646,96	600,62	641,22	735,03	714,85	650,01
5	658,76	660,96	656,7	650,12	611,95	720,83	557,14	513,12
6	561,52	551,34	459,92	810,61	639,14	651,64	673,17	673,37
7	625,31	608,35	557,24	590,9	759,13	981,32	525,75	768,27
8	518,61	551,53	438,32	751,18	576,73	819,08	617	792,72
9	565,57	551,32	559,3	889,01	579,24	843,06	428,78	720,66
10	549,06	626,35	573,7	719,6	684,09	716,46	709,56	594,11

J - PACIENTE 10

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	833,92	784,71	738,1	933,6	705,66	690,72	782,81	548,04
2	842,12	754,6	813,91	876,15	764,33	736,84	694,08	623,4
3	756,88	906,64	898,6	880,11	646,7	518,12	660,78	725,38
4	863,64	621,83	895,79	804,33	649,99	614,62	605,21	802,32
5	774,33	801,18	802,09	979,24	738,36	624,74	613,63	676,22
6	783,87	778,02	809,39	925,49	618,02	721,5	751,04	673,46
7	827,17	820,36	883,82	839,4	818,95	636,98	693,94	595,9
8	786,86	896,36	900,79	821,22	749,37	811,77	647,94	655,84
9	719,6	814,77	988,65	906,11	670,09	632,07	620,35	733,81
10	641,94	772,02	976,34	831,44	720,51	922,93	597,41	817,1

TABELA 2 - ESTA TABELA RELACIONA AS 15 MEDIDAS DO DANO TÉRMICO RESIDUAL OBTIDAS EM 3 CAMPOS NO MELHOR NÍVEL DE CORTE ESCOLHIDO NA LÂMINA QUE REPRESENTA O CENTRO DA LESÃO. VALORES EM MICRÔMETROS.

PACIENTE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	25,87	16,71	25,02	9,81	20,28	23,79	10	11,9	16,13	26,43
2	22,94	12,62	14,15	16,01	17,16	25,89	9,93	8,92	19,92	24,48
3	19,43	9,33	18,5	11,9	15,54	23,8	16,59	14,33	18,52	34,26
4	17,8	7,82	14,15	18,47	16,04	27,8	23,67	8	25,61	23,27
5	18,29	13,79	15,9	20,01	22,31	24,98	10	14,95	25,17	24,46
6	14,76	11,74	11,42	14,74	15,08	19,13	20,27	13,67	19,8	24,77
7	23,48	13,74	17,1	11,45	21,43	21,69	16,53	10,29	27,61	14,54
8	18,44	14,01	11,9	11,34	11,74	17,34	23,15	6,6	23,86	18,54
9	13,97	10,6	13,18	16,95	15,65	19,39	18,95	13,97	17,2	21,38
10	14,27	13,9	20,48	19,08	16,13	23	16,31	14,95	32,17	13,36
11	14,13	16,04	11,17	25,31	21,89	18,25	26,02	13,39	23,23	18,93
12	14,11	12,92	17,5	19,8	13,35	11,36	17,48	13,1	13,35	23,06
13	13,1	20,01	18,93	17,77	15,04	21,97	17,05	5,49	21,23	16,28
14	13,67	11,82	22,41	21,14	24,36	18,12	23,32	13,73	23,38	26,59
15	12,77	21,32	17,98	15,54	17,47	17,07	18,02	14,21	24,75	18,9

9.2 – RESULTADOS MORFOMÉTRICOS OBTIDOS COM 2 ER E SUA ÁREA CONTROLE ADJACENTE:

TABELA 3 – ESTA TABELA RELACIONA AS 10 MEDIDAS DA ESPESSURA DA PELE LESADA E DA ESPESSURA DA PELE CONTROLE OBTIDAS EM CADA UM DOS 4 CAMPOS DO MELHOR NÍVEL DE CORTE ESCOLHIDO NA LÂMINA QUE REPRESENTA O CENTRO DA LESÃO E DE SUA ÁREA CONTROLE ADJACENTE. VALORES EM MICRÔMETROS.

A – PACIENTE 1:

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	973,09	906,66	886,43	944,44	1052,03	1039,92	925,93	962,96
2	881,92	984,89	844,88	961,04	1079,05	955,56	1039,79	1017,31
3	832,64	885,93	936,35	1066,5	1029,77	926,93	1002,46	1032,2
4	991,23	1042,38	980,85	909,71	1185,19	888,92	972,41	976,68
5	911,4	853,55	955,6	1005,69	1059,33	881,56	985,69	1101,37
6	882,79	908,1	986,82	869,87	1047,05	953,34	847	948,2
7	881,48	913,33	870,4	906,92	1029,7	1050,32	992,66	977,85
8	863,17	952,37	907,51	999,63	1064,33	1054,36	990,2	1113,6
9	979,69	965,1	956,96	902,46	1042,39	963,16	1012,85	1005,13
10	1006,55	918,31	896,7	957,38	1079,35	859,31	1032,24	1042,04

B - PACIENTE 2

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	1081,49	1185,35	1185,52	1212,7	1468,69	1343,39	1288,14	1277,75
2	1148,15	1237,65	1310,87	1217,84	1373,92	1345,9	1370,46	1256,96
3	1179,45	1245,44	1084,46	1229,69	1355,29	1347,83	1343,70	1291,54
4	1164,01	1139,04	1266,18	1242,39	1451,95	1331,25	1301,46	1243,65
5	1185,35	1155,93	1287,46	1229,66	1355,88	1279,03	1337,11	1330,97
6	1185,55	996,82	1088,03	1242,32	1422,85	1372,85	1299,44	1365,80
7	1228,15	1244,60	1122,58	1187,67	1232,12	1281,48	1369,18	1266,82
8	1181,55	1151,06	1095,59	1180,75	1314,10	1340,82	1303,71	1271,64
9	1178,03	1079,29	1105,04	1155,46	1340,38	1311,12	1316,49	1409,89
10	1223,12	1146,44	1123,63	1178,15	1370,45	1282,53	1288,94	1261,76

C - PACIENTE 3

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	1257,2	1200,12	1218	1209,96	1345,73	1345,77	1355	1269,67
2	1200,12	1087,43	1242,6	1178,45	1365,44	1326,22	1315,64	1165,81
3	1321,44	1024,69	1212,36	1201,99	1370,94	1383,46	1342,15	1313,72
4	1447,08	1230,62	1188,68	1232,39	1335,12	1433,65	1329,43	1331,52
5	1184,11	1223,12	1205,95	1187,61	1330,59	1435,59	1399,92	1287,36
6	1237,83	1060,56	1185,31	1119,36	1274,26	1361,97	1208,03	1299,1
7	1178,28	1064,3	1180,28	1143,32	1348,25	1393,54	1350,78	1306,4
8	1217,92	1091,4	1176,66	1231,23	1385,68	1365,18	1230,82	1183,29
9	1160,55	1096,52	1207,47	1195,1	1345,73	1313,6	1324,56	1345,38
10	1215,37	1123,66	1153,21	1237,25	1254,4	1319,14	1230,85	1289,92

D - PACIENTE 4

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	797,66	765,46	847,27	894,04	794,14	800,01	845,88	829,23
2	756,34	632,4	968,01	802,77	746,17	976,82	900,21	802,87
3	801,1	904,04	973,85	832,15	792,4	923,46	915,11	874,37
4	834,57	864,42	822,25	803,69	835,61	968,81	908,97	837,8
5	693,98	783,27	869,13	767,9	872,18	973,21	990,42	918,12
6	744,01	737,08	869,3	800,09	854,7	977,78	903,43	957,97
7	787,81	682,35	842,49	775,7	902,24	928,55	912,2	878,79
8	795,06	959,85	822,28	760,59	941,02	1029,69	881,32	898,23
9	803,82	709,16	938,28	763,46	885,28	1012,13	1055,73	827,17
10	827,16	886,46	829,86	728,43	975,02	977,77	957,13	905,52

E - PACIENTE 5

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	806,02	799,13	790,86	749,34	1043,14	1064,54	990,23	1036,9
2	837,44	787,5	798,5	777,78	1157,3	1007,55	1185,67	1001,95
3	808,6	714,36	767,7	847,42	1104,5	1025,12	1116,93	1155,18
4	855,42	814,94	889,81	807,44	1089,22	1103,89	1089,51	1071,59
5	795,98	777,27	785,18	719,23	1170,37	1099,3	1094,29	1012,62
6	778,58	785,42	697,28	750,65	1182,72	1079,29	1116,11	997,43
7	827,98	768,58	837,04	713,59	1067,8	1057,72	1064,48	1048,04
8	865,81	800,01	716,46	780,72	1112,43	1116,07	1087,65	1080,53
9	790,19	790,76	761,27	803,41	1029,7	1034,64	1185,39	1061,43
10	826,1	798,28	737,84	813,3	993,58	1022,52	1153,21	1100,49

F - PACIENTE 6

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	690,65	714,1	746,05	831,36	978,16	1097,6	955,56	852,39
2	627,39	699,5	722,67	819,34	1011,52	933,59	963,11	881,35
3	649,62	691,64	698,59	668,74	1045,94	891,38	1002,49	872
4	652,23	667,29	669,25	805,47	978,16	923,48	1012,49	972,09
5	639,28	688,88	724,4	769,58	966,19	868,03	955,59	967,95
6	599,95	726,34	733,94	831,15	991,29	795,3	933,02	965,94
7	655,88	690,16	852,45	792,99	1030,29	874,35	904,27	987,5
8	659,97	560,66	724,06	723,46	1029,43	1051,55	953,11	1022,94
9	618,97	667,53	721,7	778,04	1075	990,12	968,69	975,63
10	701,43	736,5	689,89	757,05	1030,74	913,66	960,6	889,75

G - PACIENTE 7

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	871	1152,99	1192,9	1044,93	1444,62	1570,52	1349,33	1207,97
2	1093,54	1111,11	1120,95	1127,89	1434,24	1432,1	1399,09	1148,66
3	1005,71	1133,33	1156,23	1113,33	1322,12	1459,14	1330,94	1183,08
4	1170,74	1129,58	1220,47	1037,87	1390,3	1520,73	1269,83	1101,3
5	990,17	1153,18	1086,82	1126,14	1392,41	1444,47	1237,15	1129
6	995,07	1003,24	1056,8	1069,48	1385,85	1582,27	1271,61	1177,78
7	970,48	1062,99	1093,92	1035,14	1401,81	1418,45	1316,28	1074,93
8	1130,66	1104,98	1103,1	1155,55	1292,39	1357,59	1219,81	1062,87
9	1006,68	1051,89	1081,66	1013,56	1410,83	1452,87	1313,63	1642,83
10	1084,01	1121,67	1064,26	1138,59	1423,24	1404,28	1227,58	1019,65

H - PACIENTE 8

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	447,89	522,48	465,4	596,54	811,35	632,58	609,55	749,77
2	501,72	518,9	398,56	520,46	818,04	740,74	638,49	695,31
3	521,13	501,45	555,34	514,54	764,33	708,11	692,35	725,13
4	461,63	496,91	585,89	555,95	678	770,37	647,08	671,99
5	464,19	432,55	575,88	509,1	818,81	838,53	600,93	750,47
6	430,82	484,05	406,98	587,82	676,56	795,82	644,18	738,44
7	545,88	445,27	395,44	592,67	742,84	812,56	702,72	711,9
8	425,55	443,13	595,67	585,89	820,05	678,43	686,84	749,35
9	489,04	565,86	481,47	533,33	750,57	842,33	705,16	723,09
10	456,95	554,49	375,28	531,32	712,7	886,58	585,6	855,02

I - PACIENTE 9

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	799,01	831,35	1009,92	937,99	1305,89	1263,08	1248,17	1332,5
2	833,8	888,36	878,76	874,04	1306,22	1261,33	1245,66	993,76
3	838,76	893,31	918,23	880,9	1379,56	1156,92	1264	1258,94
4	868,61	766,74	950,37	960,32	1300,35	1166,38	1317,76	1232,72
5	789,08	903,28	1017,8	746,89	1276,06	1194,05	1246,07	1189,16
6	851,14	786,63	858,79	938,12	1309,81	1200,38	1201,03	1229,01
7	756,92	983,08	955,33	899,25	1308,85	1200,99	1235,98	1220,85
8	806,76	833,83	915,63	895,79	1218,78	1161,42	1268,01	888,55
9	871	915,63	861,05	861,04	1287,05	1219,18	1245,35	1079,47
10	809,02	864,03	957,84	896,06	1354,18	1191,16	1357,25	1205,95

J - PACIENTE 10

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	1496,46	1412,4	1324,81	1315,05	1251,17	1293	1213,2	1310,7
2	1449,82	1359,77	1372,19	1186,84	1243,89	1230,25	1315,32	1178,78
3	1457,69	1352,52	1287,1	1340,74	1273,65	1165,18	1342,24	1158,97
4	1350,15	1365,91	1349,93	1346,63	1352,68	1253,12	1337,39	1181,18
5	1340,25	1354,55	1344,99	1376,52	1243,26	1285,88	1211,1	1226,91
6	1360,76	1324,66	1333,52	1407,82	1248,29	1251,74	1208,6	1191,09
7	1396,65	1330,19	1332,58	1389,63	1211,56	1251,77	1337,92	1211,93
8	1378,35	1351,15	1315,98	1349,91	1285,86	1288,45	1346,02	1156,46
9	1417,07	1401,57	1336,2	1350,88	1263,43	1203,61	1338,21	1325,14
10	1382,64	1407,1	1335,21	1284,37	1248,29	1198,09	1176,2	1397,01

TABELA 4 - ESTA TABELA RELACIONA AS 15 MEDIDAS DO DANO TÉRMICO RESIDUAL OBTIDAS EM 3 CAMPOS NO MELHOR NÍVEL DE CORTE ESCOLHIDO NA LÂMINA QUE REPRESENTA O CENTRO DA LESÃO. VALORES EM MICRÔMETROS.

PACIENTE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	32	37,38	21,34	28,48	23,97	17,58	21,14	25,94	25,8	34,42
2	37,36	40,36	23,2	36,27	17,96	29,01	30,41	32,21	21,29	31,12
3	39,85	35,49	21,84	29,08	35,25	19,03	33,35	28,77	30,54	32,61
4	34,2	22,75	25,18	29,67	21,81	29,2	37,67	33,7	36,61	28,17
5	24,48	25,73	18,31	30,41	26,02	18,98	36,56	40,39	35,83	27,18
6	29,09	16,48	17,32	23,7	24,29	22,26	27,06	42,2	24,37	31,84
7	36,27	16,68	18,93	26,87	25,95	30,34	33,8	12,6	30,88	27,2
8	35,91	24,96	20,48	22,48	22,1	32,17	30,28	10,47	28,84	16,48
9	47,7	20,11	23,86	28,68	35,45	20,89	33,57	17,2	27,73	29,22
10	37,26	16,56	20,41	25,61	21,85	27,34	31,77	25,19	40,47	38,86
11	33,09	38,46	16,61	15,16	21,54	18,27	33,46	19,38	28,57	28,67
12	22,89	34,46	22,83	24,06	28,88	16,28	37,41	26,7	38,54	45,65
13	28,3	43,58	22,51	24,76	25,07	31,19	40,22	20,41	23,44	38,88
14	32	37,91	24,44	27,67	21,8	22,27	37,44	28,65	22,58	30,64
15	37,49	39,85	24,27	28,65	14,48	25,22	39,13	15,53	26,7	35,03

9.3 – RESULTADOS MORFOMÉTRICOS OBTIDOS COM UMA 1 CO₂ E SUA ÁREA CONTROLE ADJACENTE:

TABELA 5 – ESTA TABELA RELACIONA AS 10 MEDIDAS DA ESPESSURA DA PELE LESADA E DA ESPESSURA DA PELE CONTROLE OBTIDAS EM CADA UM DOS 4 CAMPOS DO MELHOR NÍVEL DE CORTE ESCOLHIDO NA LÂMINA QUE REPRESENTA O CENTRO DA LESÃO E DE SUA ÁREA CONTROLE ADJACENTE. VALORES EM MICRÔMETROS.

A – PACIENTE 1:

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	841,67	831,72	758,27	677,63	673,43	700,13	795,08	676,26
2	822,08	834,39	775,63	687,74	660,89	720,53	801,45	730,7
3	840,08	909,08	701,46	686,91	673,56	713,21	825,15	724,3
4	934,58	916,4	717,48	692,06	695,65	704,84	818,87	731,81
5	957,69	866,62	784,66	706,46	641,21	720,43	848,67	693,84
6	991,76	851,84	800,89	646,08	696,08	763,66	849,47	713,7
7	961,21	841,97	723,03	637,88	633,9	785,28	890,35	743,24
8	935,61	1008,26	671,14	688,89	668,4	814,2	781,04	733,66
9	900,53	910,37	748,51	763,24	646,11	698,33	794,05	710,55
10	865,94	876,62	725,21	708,6	673,31	718,56	819,61	718,78

B - PACIENTE 2

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	1183,71	1017,44	1230,76	1223,52	933,05	915,08	952,46	1087,11
2	1183,87	1084,84	1317,62	1189,09	945,41	933,08	965,27	1096,78
3	1208,49	1104,61	1225,81	1208,47	1004,98	1019,78	997,89	982,67
4	1022,5	909,54	1292,83	1153,88	992,68	1007,45	885,85	997,56
5	1149,01	1089,42	1332,52	1183,62	1037,4	957,82	1030,61	1002,47
6	1186,16	1091,98	1305,2	1186,68	1062,03	977,67	975,5	1017,66
7	1049,63	1045,08	1223,68	1043,03	1101,74	930,66	933,02	1008,46
8	920,6	1012,48	1332,53	1045,72	1014,91	905,75	987,79	1084,78
9	1008	1098,32	1301,39	1109,64	997,56	972,9	992,76	1099,9
10	1050,36	1070,04	1258,41	1019,95	1029,82	965,28	986,91	997,54

C - PACIENTE 3

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	743,61	750,42	625,3	674,98	738,26	819,98	1008,92	1032,75
2	830,55	748,93	603,46	709,74	790,94	946,31	773,52	1031,61
3	799,7	680,45	680,18	685,01	773,76	713,51	1086,29	1068,65
4	832,84	736,31	761,8	742,13	749,87	858,33	988,93	936,03
5	791,11	788,73	643,15	678,58	775,72	856,04	950,8	1045,16
6	827,7	766,14	625,62	840,84	740,85	997,06	1003,65	1134,52
7	781,39	713,8	608,61	928,04	779,99	822,97	873,85	1059,24
8	833,46	658,03	603,1	763,96	730,03	936,61	1063,1	1034,98
9	844,92	769,92	719,6	761,8	728,99	954,92	1080,4	920,64
10	744,3	757,16	620,34	757,5	750,05	948,57	1064,29	1000

D - PACIENTE 4

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	479,62	692,84	712,36	817,63	683,35	743,9	834,84	770,73
2	565,78	595,12	671,46	810,45	727,04	752,35	794,57	751,1
3	657,99	675,82	580,83	692,3	782,64	754,57	854,2	799,58
4	565,46	730,6	653,28	744,82	776,76	763,28	836,49	769,62
5	641,89	698,54	769,42	747,95	812,12	672,83	854,57	779,33
6	694,02	647,67	687,36	849,07	658,46	723,31	820,31	824,51
7	649,73	737,97	779,54	729,52	704,54	825,21	745,68	747,81
8	683,15	627,9	712,43	678,3	658,35	842,75	813,6	733,04
9	639,22	627,1	752,43	723,04	730,15	792,78	845,66	774,59
10	651,65	651,31	774,38	769,24	753,08	778,52	863,43	746,1

E - PACIENTE 5

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	830,12	862,19	775,57	719,38	1153,45	1148,15	1001,28	719,6
2	747,3	843,84	832,11	866,59	1158,26	793,98	617,56	811,65
3	673	724,14	866,74	931,96	1029,55	940,91	725,48	953,78
4	807,55	814,79	764,46	839	1173,59	861,36	706,23	984,74
5	792,68	781,63	715,25	888,2	1186,24	806,43	784,95	888,42
6	732,83	733,84	756,92	888,68	1179,72	905,35	759,76	923,63
7	740,01	821,51	778,58	923,15	1212,83	895,19	740,56	965,64
8	821,39	774,2	799,87	884,28	1165,06	944,65	682,67	962,78
9	771,85	797,39	772,01	965,57	1172,51	868,83	748,21	867,39
10	722,59	770,12	662,18	873,79	1255,94	993,65	740,26	888,45

F - PACIENTE 6

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	727,2	647,1	603,29	621,18	760,09	749,95	737,01	1043,97
2	660,11	652,75	605,19	718,83	709,11	794,14	982,63	679,42
3	648,37	706,25	580,16	516,13	764,44	786,19	985,11	794,6
4	613,23	682,49	732,56	794,39	729,56	791,81	884,28	853,68
5	659,22	832,02	531,06	649,65	790,48	794,19	935,18	816,55
6	643,58	727,67	645,46	703,84	779,95	774,475	1068,03	790,85
7	599,29	724,8	563,47	540,99	702,39	752,45	868,99	724,33
8	772,55	772,05	604,81	725,23	806,76	709,68	863,63	769,48
9	763,73	773,75	529,24	593,55	725,52	786,79	886,93	896,76
10	757,13	777,4	733,22	617,87	739,32	672,58	938,84	742,72

G - PACIENTE 7

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	813,24	936,22	1037,22	915,84	1107,09	1153,59	1231,01	918,91
2	861,54	1136,48	945,67	941,5	1087,25	1209,25	995,85	935,87
3	1004,89	1176,76	925,6	963,4	1124,39	1238,95	944,21	1011,45
4	898,53	1027,72	866,13	977,77	1087,66	1265,51	880,47	1011,42
5	848,86	1112,82	890,87	835,07	1099,43	1229	939,62	887,77
6	804,28	1045,61	936,32	945,95	1254,63	1119,32	948,73	923,15
7	864,21	1111,93	931,31	863,53	1107,06	1203,29	932,72	883,72
8	840,31	1058,74	1038,52	890,84	1082,29	1199,43	870,74	951,53
9	794,13	1074,45	930,34	868,54	1075,58	1182,28	1018,57	1009,23
10	876,05	1042,53	903,79	918,38	1261,58	1248,69	937,76	1004,02

H - PACIENTE 8

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	494,59	571,34	573,22	775,02	746,99	798,39	485,9	642,69
2	516,14	468,35	692,6	513,21	743,76	682,12	549,27	436,75
3	447,42	491,51	638,03	512,8	751,85	792,4	633,41	457,14
4	461,56	517,2	578,33	496,87	771,03	788,16	897,64	428,81
5	483	494,3	660,27	467,26	795,61	776,99	656,77	502,84
6	434,95	600,51	659,38	302,3	822,09	816,34	646,49	525,56
7	336,45	574,1	590,56	499,14	818,89	709,69	581,6	518,98
8	494,59	574,4	650,12	539,92	868,44	837,56	576,03	574,5
9	449,72	573,39	638,66	500,13	774,98	849,85	628,41	526,91
10	525,12	531,48	660,05	491,64	709,49	868,79	627,84	446,75

I - PACIENTE 9

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	681,47	789,97	670,1	638,29	991,83	841,19	833,74	646,11
2	613,72	750,2	674,37	685,4	982,03	803,69	826,9	787,03
3	643,43	682,21	686,28	758,81	1000,09	829,73	908,75	785,53
4	609,3	645,56	645,1	710,99	928,02	742,03	785,68	747,67
5	653,12	664,53	647,86	676,17	998,39	772,03	694,68	768,2
6	627,79	804,67	720,66	676,48	928,05	861,26	852,67	744,07
7	634,14	697,52	670,34	634,11	900,9	875,95	741,52	691,42
8	697,05	728,98	636,98	794,17	999,87	821,64	682,01	677,55
9	708,6	701,53	673,47	775,92	854,36	796,62	778,76	735,31
10	713,4	686,16	690,34	783,97	867,32	804	758,13	725,93

J - PACIENTE 10

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	731,95	738,45	882,65	839,63	829,31	809,78	636,38	931,53
2	623,33	735,8	778,76	868,71	731,3	786,37	759,64	860,34
3	838,82	623,93	748,37	874,83	722,32	806,75	827,13	860,09
4	656,72	725,92	718,84	766,68	826,54	729,68	795,34	842,37
5	669,44	695,22	661,3	792,13	678,37	748,38	831,44	918,5
6	590,99	727,11	829,27	828,91	740,1	804,94	813,04	833,81
7	640,33	789,76	787,36	840,75	707,61	749,41	862,1	798,1
8	668,64	886,69	798,28	862,81	676,61	718,21	868,95	735,44
9	679,66	754,08	744,3	861,55	752,15	739,57	816,75	836,84
10	742,65	770,06	691,23	840,63	677,6	753,18	886,02	804,53

TABELA 6 - ESTA TABELA RELACIONA AS 15 MEDIDAS DO DANO TÉRMICO RESIDUAL OBTIDAS EM 3 CAMPOS NO MELHOR NÍVEL DE CORTE ESCOLHIDO NA LÂMINA QUE REPRESENTA O CENTRO DA LESÃO. VALORES EM MICRÔMETROS.

PACIENTE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	37,45	28,17	9,7	17,16	28,67	34,54	39,68	23,38	31,34	42,23
2	34,95	28,49	23,34	25,43	24,26	25,96	35,7	25,58	26,48	29,02
3	29,03	19,9	20,48	18,93	22,27	30,82	42,56	14,15	35,08	31,08
4	25,24	31,85	20,39	22,35	22,01	32,38	31,73	25,45	31,97	43,75
5	34,63	34,03	11,17	18,73	27,25	33,17	38,83	26,42	30,65	40,74
6	24,8	21,8	19,56	17,9	24,34	30,56	32,65	29,2	16,53	36,39
7	24,77	24,87	15,1	33,22	25,74	28,7	33,18	28,01	16,02	36,27
8	33,99	19,9	15,24	28,16	23,76	36,04	36,4	22,66	21,97	35,35
9	27,18	17,96	25,17	34,23	31,73	33,08	42,65	24,31	34,27	31,44
10	43,2	8,03	20,01	34,1	15,65	33,66	41,27	27,8	24,87	42,74
11	22,51	15,6	26,43	30,89	24,98	28,55	45,64	22,58	27,63	47,36
12	21,85	40,29	28,22	29,32	19,41	25,72	50,49	20,32	28,37	41,12
13	25,47	38,35	25,74	21,81	31,08	29,34	48,58	22,89	24,39	39,44
14	33,67	36,48	25,98	31,73	25,24	13,7	59,46	20,48	24,6	30,48
15	27,67	34,01	20,75	30,39	27,47	26,91	51,95	28,27	26,42	33,91

9.4 – RESULTADOS MORFOMÉTRICOS OBTIDOS COM DUAS 2 CO₂ E SUA ÁREA CONTROLE ADJACENTE:

TABELA 7 – ESTA TABELA RELACIONA AS 10 MEDIDAS DA ESPESSURA DA PELE LESADA E DA ESPESSURA DA PELE CONTROLE OBTIDAS EM CADA UM DOS 4 CAMPOS DO MELHOR NÍVEL DE CORTE ESCOLHIDO NA LÂMINA QUE REPRESENTA O CENTRO DA LESÃO E DE SUA ÁREA CONTROLE ADJACENTE. VALORES EM MICRÔMETROS.

A – PACIENTE 1:

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	741,94	712,19	786,61	736,97	742,08	813,96	990,07	1069,49
2	727,06	741,95	821,35	732,11	875,94	789,11	923,41	980,26
3	741,94	744,57	850,29	831,26	873,57	833,78	933,16	970,22
4	858,62	766,76	724,72	744,45	925,57	821,4	910,67	1064,51
5	791,95	828,84	751,96	776,73	856,11	811,45	910,7	982,64
6	754,38	804,06	734,64	741,93	995,04	819,44	920,59	1059,62
7	781,7	744,56	812,15	766,75	771,72	836,36	975,21	970,33
8	704,82	846,28	828,89	729,52	873,53	813,93	985,12	1062,04
9	741,95	749,44	846,15	826,3	863,53	828,78	915,88	1027,37
10	707,41	821,43	670,14	734,52	791,58	841,2	980,17	1032,26

B - PACIENTE 2 (*)

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	-	-	-	-	-	-	-	-
2	-	-	-	-	-	-	-	-
3	-	-	-	-	-	-	-	-
4	-	-	-	-	-	-	-	-
5	-	-	-	-	-	-	-	-
6	-	-	-	-	-	-	-	-
7	-	-	-	-	-	-	-	-
8	-	-	-	-	-	-	-	-
9	-	-	-	-	-	-	-	-
10	-	-	-	-	-	-	-	-

*dados não medidos por ausência da hipoderme na amostra

C - PACIENTE 3

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	1193,61	1218,48	1130,01	733,37	1016,34	1171,53	1041,62	1039,75
2	1258,12	1188,58	1069,47	715,63	1075,55	1125,4	1080,61	1069,62
3	1196,12	1211,12	852,28	751,74	1228,44	899,25	1084,68	1096,74
4	1198,55	1161,5	1049,77	811,02	1159,73	955,96	1114,6	1054,66
5	1205,95	1072,1	1034,88	683,64	1092,06	954,22	1141,03	1082,7
6	1268,69	988,49	1027,3	754,4	1127,85	1137,2	1110,66	1146,53
7	1169,32	1198,67	1044,67	755,37	936,91	1002,55	1126,02	1146,53
8	1196,04	1233,89	1039,34	756,38	952,05	954,75	1042,68	1075,26
9	1211,56	1139,02	1052,18	727,2	951,53	1027,67	996,71	1142,99
10	1208,52	1111,7	1101,87	815,01	1098,81	1185,1	1030,35	117,51

D - PACIENTE 4

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	908,4	739,55	750,57	747,89	883,43	858,91	1037,46	888,36
2	905,87	699,75	773,67	747,39	883,07	997,96	864,42	826,6
3	645,23	757,75	792,6	601,5	912,78	895,28	808,34	903,39
4	697,42	769,24	784,62	694,72	893,42	895,8	828,84	852,99
5	665,05	796,83	760,8	698,15	885,94	883,4	861,47	942,57
6	665,38	774,2	804,31	779,47	888,68	1072,03	893,52	943,79
7	695,07	722,29	800,41	709,16	866,29	789,09	875,96	856,27
8	682,4	824,45	748,08	762,59	900,77	821,43	875,53	938,38
9	709,78	776,67	759,67	787,02	883,65	1052,4	953,17	916,34
10	679,97	801,58	805,47	715,36	833,75	920,04	933,95	920,84

E - PACIENTE 5

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	791,05	734,33	898,47	853,39	956,88	1017,89	1104,9	1077,38
2	771,9	812,98	860,1	914,07	929,94	1042,96	1050,84	960,83
3	682,54	855,34	866,53	833,04	875	1060,7	1132,69	1051,46
4	710,65	750,57	849,81	781,55	843,85	944,36	1151,51	1074,87
5	779,29	768,94	784,01	847,34	889,99	877,11	1126,49	1001,51
6	692,59	755,68	898,67	749,01	929,96	965,38	1183,29	1034,84
7	751,87	752,58	872,65	852,53	979,98	1120,26	1031,36	923,13
8	724,67	714,06	863,52	823,05	873,25	1111,7	1014,2	948,59
9	893,86	729,43	837,75	858,56	1042,71	1065,11	1046,77	1037,69
10	771,85	766,01	929,24	877,84	1031,23	1126,28	1153,99	953,89

F - PACIENTE 6

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	749,56	780,66	722,83	771,92	940,2	795,05	976,97	926,07
2	733,63	869,86	746,69	764,72	880,96	782,37	1007,75	855,62
3	722,81	829,48	889,46	757,23	826,43	777,64	1038	853,74
4	788,56	824,54	789,22	849,23	935,6	848,04	787,3	881,98
5	709,68	884,42	878,42	825,2	898,93	743,9	1039,7	839,39
6	842,01	814,94	834,26	723,19	905,66	936,78	848,86	739,99
7	867,27	814,53	744,83	834,28	868,49	977,05	832,76	787,52
8	753,63	781,45	834,47	828,79	935,01	993,45	914,31	822,42
9	770,7	860,04	752,45	802,18	960,83	826,38	971,62	841,17
10	788,35	825,48	786,91	751,36	787,45	884,16	963,59	888,35

G - PACIENTE 7

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	900,32	915,93	1047,1	1058,69	1375,33	1345,65	1151,99	1202,17
2	903,8	1042,52	1007,24	1232,78	1308,62	1180,69	1303,33	1200,23
3	896,93	995,34	1056,66	1182,61	1397,92	1211,49	1297,91	1097,33
4	949,5	1017,96	1100,86	1121,12	1321,55	1150,81	1270,51	1147,17
5	933,9	976,61	1086,87	1212	1263,03	1123,61	1300,34	1153,37
6	885,19	1007,97	1080,36	1260,1	1236,22	1106,85	1226,23	1164,11
7	920,64	1026,87	1129,05	1162,48	1223,63	1155,77	1285,42	1113,5
8	959,38	1030,5	986,81	1168,42	1297,78	1171,35	1320,1	1030,86
9	817,42	1044,36	1067,17	890,15	1275,97	1205,17	1352,46	1111,75
10	883,33	1061,95	1140,61	1243,45	1273,7	1143,5	1311,02	1119,97

H - PACIENTE 8

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	515,76	490,81	557,12	643,26	486,56	525,97	564,21	551,94
2	526,16	505,81	551,67	598,77	617,72	522,88	592,55	570,26
3	541,76	468,87	580,26	524,84	438,47	543,67	569,55	597,28
4	735,47	567,37	567,07	692,25	506,86	555,7	609,94	663,99
5	506,69	537,15	608,13	592,85	481,08	539,68	570,01	644,07
6	498,28	661,3	627,46	491,51	570,91	564,36	558	714,12
7	535,22	569,39	582,26	555,3	541,76	521,94	537,09	572,47
8	543,94	617,18	536,66	513,98	534,14	561,09	695,4	567,81
9	576,27	641,26	594,13	551,55	483,91	539,14	606,37	502,56
10	354,87	591,38	652,03	661,17	408,27	467,05	513	501,98

I - PACIENTE 9

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	813,32	818,47	998,13	988,32	1188,35	879,4	1244,48	1273,1
2	849,23	987,65	1033,02	1059,9	1230,54	1281,49	1271,72	955,15
3	813	879,35	937,79	1063,99	1032,44	1237,23	1253,11	936,66
4	933	963,67	987,38	1033,97	834,19	1279,08	1255,82	1065,31
5	672,15	842,77	1095,91	970,84	727,11	1169,64	1209,9	1119,34
6	805,91	955,65	1089,96	995,03	923,48	1217,86	1169,05	1042,19
7	930,25	898,88	1006,31	1130,08	1087,98	1243,99	1102,74	1033,68
8	777,62	1017,1	1026,4	1046,81	834,24	1190,67	1109,12	907,1
9	739,95	901,26	976,37	1117,6	963,92	1279,16	1216,76	996,14
10	866,66	999,98	1020,04	1116,04	956,16	1195,96	1176,72	1128,57

J - PACINTE 10

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	1159,61	1059,78	1141,07	1065,91	1053,27	1297,68	1104,35	1067
2	1144,13	1014,76	1150,83	1181,47	1041,7	1103,7	1155,28	1339,96
3	1113,85	1108,51	1154,14	1200,79	1214,41	1133,27	1098,13	1362,3
4	1053,91	1124,95	1190,76	1268,67	1228,58	1116,16	1168,94	1297,76
5	1044,78	1070,93	1017,38	1117,12	1014,18	1250,07	1231,33	1302,81
6	1023,56	1061,31	1111,67	1072,92	1271,2	1101,07	1198,6	1349,89
7	1129,64	1153,73	1196,19	1059,79	1124,11	1096,9	1171,22	1315,32
8	1209,83	1093,57	1201,3	969,79	1138,14	1250,63	1192,68	1367,35
9	1280,76	1064,93	1146,88	1067,26	1268,7	1178,97	1255,88	1315,89
10	1243,1	1063,19	1010,3	1089,5	1275,93	1007,45	1234,05	1288,45

TABELA 8 - ESTA TABELA RELACIONA AS 15 MEDIDAS DO DANO TÉRMICO RESIDUAL OBTIDAS EM 3 CAMPOS NO MELHOR NÍVEL DE CORTE ESCOLHIDO NA LÂMINA QUE REPRESENTA O CENTRO DA LESÃO. VALORES EM MICRÔMETROS

PACINTE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	45,56	65,73	59,02	75,72	90,61	69,88	76,54	93	91,79	85,37
2	54,72	84,3	58,7	69,41	90,34	76,19	84,11	88,84	87,08	109,03
3	46,75	109,03	47,14	72,31	100,75	69,7	85,98	89,12	86,98	108,24
4	50,39	109,1	44,39	79,42	106,46	70,12	94,98	91,18	99,29	80,27
5	62,54	88,33	70,93	68,39	88,77	70,79	68,57	83,51	85,88	118,91
6	56,27	90,74	73,36	66,99	82,86	90,42	57,06	102,89	79,64	92,57
7	51,85	90,82	67,08	54,37	78,72	82,52	53,83	70,73	81,1	91,28
8	56,46	91,94	58,26	78,67	100,4	90,87	80,76	79,78	73,78	102,15
9	56,36	82,77	56,45	72,03	95,34	86,81	52,08	71,42	74,66	103,18
10	51,3	97,07	70,13	61,78	85,22	97,92	62,63	73,51	74,25	97,34
11	57,64	70,54	69,7	68,13	96,02	76,71	67,88	81,84	106,19	86,44
12	41,87	71,41	73,35	72,88	74,09	86,86	89,22	83,41	96,82	91,49
13	53,52	88,65	54,79	80,65	87,6	83,41	67,3	84	97,98	95,56
14	47,38	75,31	67,38	78,16	76,9	65,67	84,45	67,26	94,19	106,59
15	50,03	93,61	69,42	79,34	94,44	74,5	60,97	89,08	105,26	97,08

9.5 – RESULTADOS MORFOMÉTRICOS OBTIDOS COM 1 CO₂ + 1 ER E SUA ÁREA CONTROLE ADJACENTE:

TABELA 9 – ESTA TABELA RELACIONA AS 10 MEDIDAS DA ESPESSURA DA PELE LESADA E DA ESPESSURA DA PELE CONTROLE OBTIDAS EM CADA UM DOS 4 CAMPOS DO MELHOR NÍVEL DE CORTE ESCOLHIDO NA LÂMINA QUE REPRESENTA O CENTRO DA LESÃO E DE SUA ÁREA CONTROLE ADJACENTE. VALORES EM MICRÔMETROS.

A – PACIENTE 1:

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	746,5	788,57	785,39	680,48	787,48	853,19	957,76	854,49
2	825,79	764,28	725,12	600,62	773,64	871,32	898,38	812,38
3	756,24	837,55	715,93	774,541	842,68	859,52	724,91	813,39
4	743,3	755,38	717,99	803,97	957,69	828,87	826,93	1039
5	651,83	712,5	799,11	910,72	818,3	814,44	858,58	873,59
6	762,67	787,73	794,26	733,69	824,55	895,9	814,65	615,79
7	733,03	773,84	774,4	824,51	694,78	895,32	812,75	814,7
8	707,18	963,59	910,86	905,52	769,42	886,53	831,71	754,46
9	769,81	889,36	955,88	883,37	913,42	876,28	813,14	924,01
10	799,4	741,95	956,3	555,74	741,5	905,61	754,08	838,36

B - PACIENTE 2(*)

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	-	-	-	-	-	-	-	-
2	-	-	-	-	-	-	-	-
3	-	-	-	-	-	-	-	-
4	-	-	-	-	-	-	-	-
5	-	-	-	-	-	-	-	-
6	-	-	-	-	-	-	-	-
7	-	-	-	-	-	-	-	-
8	-	-	-	-	-	-	-	-
9	-	-	-	-	-	-	-	-
10	-	-	-	-	-	-	-	-

*dados não medidos por falta de hipoderme na amostra

C - PACIENTE 3

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	953,68	890,82	1039,07	733,79	817,88	858,26	938,01	937,31
2	1072,44	995,34	858,04	764,26	876,05	813,91	815,03	895,93
3	1072,1	873,06	852,59	893,64	789,88	956,37	917,16	919,91
4	1090,69	932,75	830,06	993,56	839,42	851,17	971,61	783,37
5	986,48	960,75	767,42	873,44	791,62	849,47	1100,17	1091,44
6	992,53	915,75	780,16	911	811,5	806,7	916,21	950,25
7	972,7	1020,04	847,83	761,88	858,52	896,39	941	962,36
8	962,83	986,36	889,72	844,03	858,69	722,29	877	920,25
9	1000,07	968,27	879,76	1035,12	910,13	744,52	958,23	915,34
10	1050,12	888,88	1000,95	853,74	817,88	858,26	938,01	937,31

D - PACIENTE 4

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	737,24	630,44	611,27	545,87	759,99	783,13	652,41	781,07
2	632,75	747,23	725,22	618,46	886,56	692,91	731,67	734
3	635,24	688,2	804,31	762,27	770,76	783,49	760,8	796,56
4	779,22	642,68	707,96	674,95	657,57	816,92	802,76	701,36
5	776,32	563,29	699,38	638,41	697,27	704,65	807,96	948,04
6	640,58	587,34	696,01	593,3	919,95	712,92	649,94	744,42
7	644,13	583,18	593,92	625,78	868,64	746,45	859,98	839,93
8	717,77	632	714,98	648,02	833,82	736,14	714,38	827
9	638,83	618,35	825,74	528,55	900,9	656,73	762,41	793,31
10	685,08	729,63	995,8	647,66	858	858,3	750,38	742,36

E - PACIENTE 5

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	898,28	965,287	725,33	1024,46	851,46	870,56	972,4	1108,93
2	889,1	825,11	779,22	892,5	840,06	1093,82	1084,91	1035,4
3	871,92	903,17	913,12	709,56	833,09	1048,91	1031,51	804,88
4	846,16	898	754,39	928,28	891,15	1114,45	1065,24	917,83
5	749,01	904,68	821,64	910,62	955,57	944,45	1001,87	1072,07
6	742,95	848,88	971,25	899,51	1046,09	1008,8	1116,97	1083,58
7	862,85	896,14	954,01	935,55	844,54	949,8	1173,35	1030,387
8	901,24	710,67	875,35	913,21	870,96	838,73	1136,66	942
9	732,46	908,39	980,26	928,79	892,75	900,19	1039,72	930,37
10	1006,8	776,26	808,46	972,09	876,4	799,95	1096,82	1052,66

F - PACIENTE 6

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	824,6	880,5	836,03	656	562,01	359,87	689,33	818,86
2	785,66	831,27	594,28	611,87	584,28	494,84	787,36	794,8
3	799,64	870,31	534,14	592,25	581,14	526,55	784,26	822,5
4	815,56	872,93	611,27	591,9	473,13	565,19	764,56	807,06
5	797,77	828,95	626,74	640,04	549,33	441,71	836,87	655,99
6	837,52	837	541,67	598,09	587,52	593,68	819,87	597,64
7	844,49	855,96	585,15	570,4	566,04	736,28	812,37	806,37
8	773,66	855,45	634,5	621,06	576,92	568,26	777,83	864,69
9	779,08	895,03	567,63	633,14	597,52	516,96	809,6	780,12
10	779,65	966,56	625,78	610,83	598,09	416,94	779,04	711,26

G - PACIENTE 7

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	1021,44	955,3	813,95	861,09	1092,72	1060,43	1389,44	1098,42
2	1012,72	801,24	714,67	1051,31	1029,31	1077,2	1210,45	1040,66
3	1056,39	774,34	851,41	764,36	1213,51	1052,15	1261,12	1086,65
4	1129,35	795,86	948,24	873,53	1030,61	1389,66	1321,91	1069,6
5	1052,13	842,56	899,14	1044,85	1034,12	1350,1	1197,1	1038,05
6	1086,81	916,38	914,78	873,73	1085,59	1307,47	1359,94	1052,3
7	1060,08	912,96	819,31	990,08	1015,77	1387,2	1293,33	1223,79
8	1075,01	876,32	903,23	1062,97	1077,01	1062,22	1211,45	1301,72
9	1050,09	895,67	727,08	1047,17	1215,88	1079,4	1338,22	1189,91
10	1017,87	813,69	890,08	764,34	1118,55	1116,09	1501,39	1063,91

H - PACIENTE 8

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	365,06	362,26	354,87	402,26	562,57	608,12	534,17	468,63
2	375,21	331,89	389,7	340,09	449,46	527,1	426,91	654,13
3	439,77	353,04	372,61	345,35	477,87	602,63	660,45	678,31
4	456,63	398,83	404,58	427,18	459,11	631,85	655,55	689,89
5	384,81	397,86	387,22	457,14	414,03	622,82	469,63	652,83
6	365,3	362,57	387,6	365,06	558,38	516,54	617,4	596,28
7	394,73	399,63	362,58	360,65	501,24	580,69	603,93	655,38
8	377,24	345,61	409,43	338,05	612,9	625,33	553,9	564,26
9	331,36	364,51	370,13	362,56	616,36	495,98	625,9	586,24
10	375,51	379,54	374,72	420,71	605,58	632,52	481,39	638,66

I - PACIENTE 9

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	732,72	752	815,4	674,67	866,44	915,64	889,78	977
2	613,4	665,57	608,55	704,35	940,45	907,33	1040,06	882,92
3	677,42	710,2	605,45	727,76	914,44	901,98	958,02	846,76
4	632,63	670,73	505,15	863,45	854,46	985,46	1066,04	1034,88
5	511,26	737,47	585,87	729,53	852,86	977,88	986,12	931,47
6	602,97	749,58	570,74	717	870,34	958	955,38	802,46
7	655,08	672,47	612,84	735,43	898,93	913,36	1046,65	820,67
8	627,91	724,67	507,1	782,08	888,38	947,78	994,54	937,77
9	659,08	717,19	521,83	836,36	931,36	1002,74	973,97	947,94
10	625,31	712,28	570,63	745,76	844,93	964,98	1090,82	894,18

J - PACIENTE 10

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	771,81	704,73	795,23	712,19	986,26	1014,99	957,82	975,19
2	738,05	771,3	692,52	719,16	1082,5	894,13	997,75	807,31
3	661,24	781,33	689,86	673,01	902,44	948,05	1254,94	1084,37
4	770,29	760,37	677,42	699,69	926,95	957,68	1136,86	997,56
5	742,46	710,67	690,04	682,38	1107,8	974,52	1181,45	1042,25
6	744,48	759,76	720,83	729,54	1041,42	940,65	1124,4	893,3
7	762,95	771,66	685,08	675,74	1054,59	885,98	1158,93	896,25
8	759,5	737,59	690,83	680,81	1087,32	911	1119,38	965,76
9	715,74	842,8	700,1	722,06	1025,03	856,2	1136,52	925,89
10	803,98	825,78	679,61	717,49	1038,92	914,63	833,92	863,53

TABELA 10 - ESTA TABELA RELACIONA AS 15 MEDIDAS DO DANO TÉRMICO RESIDUAL OBTIDAS EM 3 CAMPOS NO MELHOR NÍVEL DE CORTE ESCOLHIDO NA LÂMINA QUE REPRESENTA O CENTRO DA LESÃO. VALORES EM MICRÔMETROS.

PACIENTE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	20,27	18,12	26,18	20,96	18,22	16,13	33,15	22,83	20,59	20,32
2	14,85	24,14	19,76	28,22	18,58	21,23	32,36	18,6	21,14	16,95
3	22,81	22,48	20,01	17,47	25,02	21,44	34,6	27,74	23,93	29,32
4	18,54	14,2	17,1	23,91	26,91	33,31	27,22	18,06	19,99	23,5
5	16,51	16,6	17,04	26,8	22,01	19,42	27,46	26,25	20,26	20,27
6	16,73	15,52	20,2	19,76	23,72	12,7	31,92	22,27	21,09	21,7
7	22,82	18,19	30,11	19,71	17,57	21,49	20,73	21,85	26,69	17,98
8	14,43	16,88	15,6	31,13	18,19	22,83	18,29	20,37	19,03	21,95
9	20,48	29,38	18,95	24,29	25,73	22,58	23,3	23,23	26,37	23,9
10	25,06	19,12	19,92	24,87	23,59	28,2	27,59	19,99	19,52	28,17
11	15,56	16,28	14,6	16,47	17,23	18,6	27,11	23,9	26,31	23,48
12	18,19	24,34	22,39	25,47	11	18,93	29,65	26,53	23,67	26,07
13	18,98	19,9	22,94	32,17	21,8	15,08	28,27	17,5	22,89	24,75
14	32,08	34,65	22,37	29,61	17,59	16,51	30,18	18,93	24,41	18,9
15	20,28	40,39	26,28	25,61	26,12	19,9	28,65	18,93	25,32	19,27

9.6 – RESULTADOS MORFOMÉTRICOS OBTIDOS COM 1 CO₂ + 2 ER E SUA ÁREA CONTROLE ADJACENTE:

TABELA 11 – ESTA TABELA RELACIONA AS 10 MEDIDAS DA ESPESSURA DA PELE LESADA E DA ESPESSURA DA PELE CONTROLE OBTIDAS EM CADA UM DOS 4 CAMPOS DO MELHOR NÍVEL DE CORTE ESCOLHIDO NA LÂMINA QUE REPRESENTA O CENTRO DA LESÃO E DE SUA ÁREA CONTROLE ADJACENTE. VALORES EM MICRÔMETROS.

A – PACIENTE 1:

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	865,51	1059,16	1124,27	1215,48	1151,49	1292,39	1327,01	1328,41
2	959,4	1051,15	1328,36	1053,04	1105,76	1355,45	1179,23	1334,39
3	951,38	1129	1160,91	992,28	1134,56	1405,12	1233,06	1289,93
4	902,72	1082,11	1356,31	968,09	1555,28	1348,59	1350,38	1258,41
5	963,94	1147,22	1194,16	1125,78	1178,69	1305,59	1213,97	1200,59
6	944	1192,5	1207,19	995,66	1210,49	1370,94	1239,88	1246,22
7	1059,37	1283,44	1219,52	1239,05	1172,41	1428,13	1302,6	1213,56
8	959,35	1160,8	1205,46	1056,16	1153,48	1350,05	1007,21	1275,16
9	963,81	1101,71	1201,13	934,73	1252,49	1334,7	1323,26	1239,08
10	937,4	1085,24	1058,35	1181	1199,39	1379,45	1306,26	1273,56

B - PACIENTE 2

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	1037,82	1142,45	1190,48	1138,65	1362,4	1359,82	1369,48	1396,82
2	111,97	1264,06	1130,87	1128,68	1369,73	1317	1409,55	1267,46
3	1042,71	1093,05	1160,6	1089,96	1422,52	1347,52	1333,14	1254,23
4	990,63	1255,6	1091,91	1137,08	1364,56	1372,94	1330,07	1432,3
5	1058,44	1190,1	1148,89	1158,33	1418,21	1364,35	1400,86	1304,55
6	1005,51	1135,88	1084,32	1116,3	1311,38	1405,11	1307,2	1267,62
7	1112,48	1267,46	1104,49	1023,41	1369,56	1379,78	1442,62	1417,67
8	936,66	1286,13	1208,56	1081,93	1382,84	1347,35	1437,79	1226,53
9	1087,63	1124,34	1112,88	1058,48	1342,4	1396,13	1335,83	1264,19
10	1041,9	1055,67	1084,42	1199,75	1228,47	1370,16	1359,94	1337,5

C - PACIENTE 3

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	1180,58	1117,16	1213,21	999,35	1440,43	1248,82	1410,52	1422,98
2	1208,64	1186,82	1158,75	1141,24	1292,91	1355,05	1254,63	1406,72
3	1164,67	1153,48	1110,89	1066,43	1293,69	1405,34	1426,59	1273,36
4	1176,25	1216,11	1160,95	1044,32	1310,51	1458,25	1329,61	1231,41
5	1168,4	1110,84	1138,29	1026,01	1338,98	1410,83	1336,36	1394,28
6	1098,81	1209,38	1118,84	1048,68	1387,1	1413,24	1225,38	1437,78
7	1295,1	1199,06	1038,69	1083,09	1409,64	1423,48	1381,94	1401,91
8	1180,15	1257,96	1161,61	1111,44	1393,67	1449,62	1406,99	1493,59
9	1174,36	1275,93	1064,67	1068,95	1068,45	1452,81	1268,23	1456,51
10	1132,12	1148,32	1078,46	992,82	1317,72	1267,59	1227,69	1503,57

D - PACIENTE 4

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	1123,3	1054,66	940,73	1085,14	1337,5	1290,33	1516,13	1256,21
2	999,58	1100,74	849,12	883,75	1373,01	1415,96	1345,01	1215,63
3	769,23	1075,35	878,12	822,2	1365,2	1393	1469,15	1409,55
4	850,9	744,72	778,14	861,03	1432	1402,95	1335,32	1362,3
5	831,21	1070,67	886,39	923,29	1439,34	1353,23	1323,42	1353,17
6	1031,49	776,35	1010,31	789,72	1404,1	1367,18	1404,47	1415,62
7	875,93	999,52	836,35	802,56	1227,37	1446,21	1360,53	1331,97
8	948,82	1043,76	1130,01	919,9	1238,63	1375,01	1445,27	1422,18
9	1018,14	1175	1010,78	913,81	1315,05	1392,55	1402,72	1337,44
10	991,19	973,51	956,16	995,35	1322,03	1438,96	1479,75	1330,31

E - PACIENTE 5

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	1092,28	1106,84	947,43	868,22	1194,5	1246,38	1167,52	1215,88
2	1084,76	976,72	882,34	833,18	1139,47	1225,34	1271,69	1280,68
3	1135,56	1037,28	824,9	890,65	1134,65	1196,19	1164,94	1188,93
4	1104,51	860,56	796,92	885,19	1217,72	1134,99	1266,68	1191,99
5	1153,19	889,99	864,19	738,14	1213,71	1346,28	1225,7	1226,66
6	1110,15	845,76	782,92	953,39	1190,76	1272,58	1082,5	1215,14
7	1134,93	878,68	808,89	994,23	1229,35	1104,39	1223,43	1438,56
8	1222,4	964,62	856,15	915,75	1161,04	1238,75	1086,87	1187,59
9	1204,64	972,35	840,93	1033,37	1298	1291,79	1207,3	1255,94
10	1031,67	950,31	891,53	1034,95	1265	1079,34	1147,68	1194,85

F - PACIENTE 6

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	712,37	773,15	743,39	716,41	968,66	952,93	1002,46	967,65
2	689,23	713,4	729,04	602,03	1007,47	960,5	1049,49	972,86
3	665,57	761,68	804,45	701,25	1005,25	987,47	1105,55	961,01
4	734,89	771,89	655,09	844,97	959,26	1050,47	1004,64	1003,7
5	635,64	686,69	854,59	760,14	948	908,27	1101,94	1062,53
6	704,78	695,65	649,43	748,98	990,45	992,93	986,48	895,39
7	754,34	712,31	695,4	672,68	960,61	933,27	948,14	921,07
8	744,12	770,43	605,67	742,68	975,64	1088,91	1064,51	958,69
9	709,3	856,33	719,38	853,88	995,11	1099,3	1622,24	1065,53
10	898,66	633,55	720,2	791,92	1037,32	974,68	1856,11	943,25

G - PACIENTE 7

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	1216,95	1116,3	1106,19	1159,42	1167,3	1321,92	1303,1	1305,6
2	1228,18	1347,12	1177,51	1264,06	1355,35	1146,72	1279,87	1365
3	1236,15	1177,51	1147,37	1221,31	1421,44	1247,98	1155,64	1319,06
4	1209,7	1171,09	1238,63	1183,43	1339,35	1036,88	1279,48	1145,5
5	1356,28	1141,17	1078,35	1180,7	1457,86	1394,18	1194,22	1270,58
6	1302,09	1237,35	1172,37	1213,65	1073,75	1248,99	1235,8	1270,68
7	1197,13	1219,05	1238,22	1317,91	1418,91	1323,14	1241,33	1309,4
8	1207,27	1277,21	1010,27	1334,38	1322,13	1212,63	1320,06	1302,32
9	1158,64	1180,22	1182,64	1234,42	1431,1	1269,65	1296,3	1382,25
10	1235,14	1097,33	1151,78	1217,4	1446,63	1320,81	1383,21	1320,16

H - PACIENTE 8

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	622,47	731,84	778,32	550,37	786,01	948,14	776,87	781,7
2	682,47	744,48	708,04	526,1	872,52	909,63	7410,65	624,27
3	623,75	576,07	705,19	528,48	857,67	973,2	710,65	705,68
4	772,8	874,49	712,88	516,54	765,51	838	729,41	657,78
5	718,05	749,38	518,49	434,69	977,9	768,78	695,68	768,15
6	670,34	677,51	541,03	576,19	964,14	903,43	808,45	754,741
7	615,56	693,31	534,62	512,54	914,14	762,47	796,91	771,52
8	409,49	665,97	513,11	433,16	992,52	787,32	727,64	773
9	651,07	903,34	572,69	398,48	973,42	864,16	696,41	744,51
10	696,38	849,24	593,02	497,34	871,63	729,28	798,67	715,13

I - PACIENTE 9

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	616,1	568,32	794,04	724,27	801,03	742,35	1167,71	980,6
2	676,58	650,16	857,66	793,14	770,95	794,1	1080,41	896,81
3	616,66	752,19	707,2	854,96	873,01	893,14	1910,5	873,38
4	630,38	634,94	709,68	851,17	833,85	868,39	967,24	1085,94
5	697,38	508,69	896,06	889,25	770,65	856,1	1082,36	864,62
6	724,49	654,88	833,56	694,38	848,69	789,65	1015,81	1086,19
7	582,62	620,36	859,59	815,26	836,93	947,15	1028,01	839,26
8	694,1	720,47	791,07	725,52	749,89	850,26	1113,93	1097,8
9	711,58	710,02	834,41	717,84	842,8	934,05	941,18	1069,59
10	595,66	657,43	739,32	770,55	835,85	861,09	1033,14	1053,13

J - PACIENTE 10

MEDIDAS	ÁREA LESADA				ÁREA CONTROLE			
	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4	CAMP 1	CAMP 2	CAMP 3	CAMP 4
1	946,91	931,32	1047,64	822,97	1268,61	1161,47	1203,04	1298,51
2	926,72	989,2	1052,21	681,62	1255,93	1342,32	1223,6	1213,6
3	902,78	993,75	1005,11	688,04	1276,27	1228,28	958,96	1251,6
4	947	921,58	1052,25	590,81	1267,55	1350,6	1176,18	1251,65
5	875,56	923,57	1052,03	613,08	1341,64	1352,64	1357,49	1232,64
6	935,93	956,8	997,53	752,06	1413,34	1141,44	1054,7	1168,9
7	1035,54	955,33	783,05	754,68	1222,65	1159,54	1084,98	1126,94
8	892,55	1052,62	737,64	895,95	1322,56	1220,08	1268,94	1284,7
9	929,22	1022,57	641,91	729,43	1178,82	1170,79	1326,7	1203,05
10	1040,48	930,7	1069,62	968,68	1399,8	1213,29	1230,79	1133,6

TABELA 12 - ESTA TABELA RELACIONA AS 15 MEDIDAS DO DANO TÉRMICO RESIDUAL OBTIDAS EM 3 CAMPOS NO MELHOR NÍVEL DE CORTE ESCOLHIDO NA LÂMINA QUE REPRESENTA O CENTRO DA LESÃO. VALORES EM MICRÔMETROS.

PACIENTE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	28,36	30,87	28,78	13,42	48,74	60,39	21,23	27,59	16,13	18,98
2	20,59	23,71	21,01	25,73	39,42	43,33	17,47	23,64	17,1	29,13
3	29,61	20,6	21,44	17,96	36,9	55,84	24,75	22,6	14,07	21,49
4	23,74	22,39	22,37	23,86	35,97	40,93	22,35	17,17	11,66	27,17
5	22,82	27,32	21,97	28,01	49,91	53,42	26,73	23,2	11,74	18,47
6	24,14	29,65	15,56	19,95	38,1	42,5	18,44	15,65	14,15	18,68
7	25,18	29,75	17,15	25,8	31,77	46,12	19,9	21,32	12,25	35,19
8	33,96	30,55	31,94	25,26	26,23	44,58	20,41	29,38	22,64	36,54
9	31,58	18,02	17,71	31,2	30,4	50,03	16,02	26,05	21,29	41,19
10	32,35	26,5	21,49	20,41	25,8	45,14	17,71	26,5	17,74	35,96
11	28,37	20,64	22,27	27,22	19,47	30,24	25,28	12,7	26,77	38,23
12	21,45	32,15	21,7	21,38	31,32	23,72	19,9	20,25	26,71	24,92
13	29,8	26,57	15,17	28,19	21,38	27,97	24,39	23,78	20,87	33,58
14	26,52	24,34	12,01	21,73	31,64	38,24	19,9	17,36	16,78	19,9
15	29,74	19,55	17,21	22,58	21,38	29,48	21,01	24,44	17,21	26,75