

LASERS NA MEDICINA ESTÉTICA: ESTADO DA ARTE

LASERS IN AESTHETIC MEDICINE: STATE OF THE ART

DOI [10.5281/zenodo.10425884](https://doi.org/10.5281/zenodo.10425884)

PH.D. DÉBORA APARECIDA OLIVEIRA MODENA¹; MS. ALINE PEDRO DE MELO YAMAMOTO²; MS. THAÍS BRUNA FERREIRA DA SILVA³

¹Departamento de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, de_modena@yahoo.com.br

Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil.

²Instituto Nikola Tesla, Campinas, Brasil. fisioyama@gmail.com

³Faculdades Metropolitanas Unidas, São Paulo, Brasil. thaisbme@gmail.com

RESUMO

Os progressos na tecnologia a laser avançaram de maneira notável ao longo da última década, permitindo a eficaz abordagem de diversas disfunções cutâneas e defeitos congênitos, tais como lesões vasculares, pigmentadas, tatuagens, cicatrizes e pelos indesejados. O interesse crescente na terapia de laser é evidente tanto entre pacientes, quanto profissionais da medicina estética, impulsionado pela facilidade relativa de melhora de muitas dessas lesões, aliada a uma baixa incidência de eventos adversos. A evolução contínua na tecnologia e nas técnicas a laser tem proporcionado uma ampliação significativa do arsenal disponível para os profissionais, resultando em melhorias substanciais na eficácia e segurança do tratamento. Nesta revisão, são detalhados os sistemas de laser atualmente disponíveis com aplicações cutâneas, destacando principalmente os recentes avanços e modificações na tecnologia a laser que ampliaram consideravelmente as opções terapêuticas e otimizaram os resultados clínicos globais.

Palavras-Chave: Lasers; Fototermólise; Seletiva; Laser ablativo; Laser não ablativo.

ABSTRACT

Advancements in laser technology have progressed significantly over the past decade, enabling the effective treatment of various skin disorders and congenital defects, including vascular and pigmented lesions, tattoos, scars, and unwanted hair. The growing interest in laser therapy is evident among both patients and aesthetic medicine professionals, driven by the relative ease of addressing many of these conditions, coupled with a low incidence of adverse events. The ongoing evolution in laser technology and techniques has substantially expanded the available arsenal for professionals, resulting in significant improvements in treatment efficacy and safety. This review details the currently available laser systems with cutaneous applications, focusing particularly on recent advances and modifications in laser technology that have greatly expanded therapeutic options and optimized overall clinical outcomes.

Keywords: Lasers; Photothermolysis; Selective Photothermolysis; Ablative Laser; Non-ablative Laser.

Introdução

O termo "laser" constitui-se como um acrônimo para "amplificação de luz pela emissão estimulada de radiação". Apesar do primeiro laser ter sido concebido por Maiman em 1959, utilizando um cristal de rubi para gerar luz com comprimento de onda de 694 nm, o conceito de emissão estimulada de luz foi inicialmente proposto por Einstein em 1917. Einstein postulou que um fóton de energia eletromagnética poderia estimular a emissão de outro fóton idêntico proveniente de átomos ou moléculas em um estado excitado.

No ano de 1963, o Dr. Leon Goldman inovou ao empregar lasers em aplicações cutâneas, destacando o tratamento com laser de rubi para diversas patologias cutâneas.³⁻⁵ O progresso subsequente envolveu o desenvolvimento dos lasers de argônio e dióxido de carbono (CO₂), que se tornaram foco de pesquisas na área de laser cutâneo ao longo das duas décadas subsequentes.⁶ O laser de argônio, emitindo luz azul esverdeada de 488/514 nm, foi primariamente utilizado no tratamento de marcas de nascença vasculares benignas.

Embora tenha demonstrado eficácia na atenuação da maioria das manchas de vinho do porto e hemangiomas, observou-se uma taxa inaceitavelmente alta de formação de cicatrizes hipertróficas.

Por sua vez, o laser de CO₂, ao emitir luz infravermelha a 10.600 nm, foi empregado na vaporização de tecidos e destruição de diversas lesões epidérmicas e dérmicas.⁹ No entanto, lamentavelmente, o laser de CO₂ de onda contínua (CW) apresentou elevadas taxas de cicatrizes hipertróficas e alterações pigmentares, resultado da exposição prolongada do tecido à energia do laser, ocasionando lesão térmica excessiva na pele.

A revolução na aplicação cutânea a laser ocorreu na década de 1980, com a introdução da teoria da seleção fototermólise por Anderson e Parrish.¹²

Essa teoria delinea a destruição específica de um alvo na pele com o mínimo de calor indesejado e dano. Ao longo da última década, um entendimento mais profundo da complexa interação entre laser e tecido, aliado a avanços extensivos na tecnologia laser, refinou a aplicação cutânea a laser a ponto de ser agora considerada uma abordagem de primeira linha para muitas doenças cutâneas congênitas e adquiridas.

À medida que a tecnologia a laser avança rapidamente, esta revisão busca fornecer uma visão abrangente desses progressos. O objetivo principal é capacitar os leitores a identificar tipos de lasers na medicina estética, listar suas indicações clínicas e compreender os possíveis efeitos colaterais. Esta revisão visa ser uma fonte essencial para profissionais e interessados na área, destacando o papel crucial da tecnologia a laser na evolução contínua da medicina estética.

Metodologia

Trata-se de uma revisão bibliográfica conduzida de agosto a dezembro de 2023, com base em plataformas como Lilacs, Medline, PubMed e SciELO. Devido à amplitude do tema, optou-se por uma busca sem a utilização de descritores controlados, visando abranger uma maior quantidade de referências dentro de critérios predefinidos.

A pesquisa abordou o uso do laser de alta potência, seus princípios, classificações, indicações de uso, assim como seus mecanismos de ação e efeitos fisiológicos no tratamento de disfunções cutâneas adquiridas ou congênitas. Foram incluídos artigos originais indexados que discutiam a influência do laser em sua

aplicação cutânea, publicados em inglês entre 2005 e 2023, abrangendo abordagens experimentais e observacionais.

Após uma cuidadosa triagem dos títulos, autores e resumos para evitar duplicações, avaliou-se a disponibilidade de acesso completo e relevância do conteúdo. Os artigos selecionados foram submetidos à revisão por pares de especialistas na área investigada.

Posteriormente, cada estudo foi analisado de forma crítica, registrando conceitos, classificação do uso do laser na área pré-definida, mecanismos de ação, efeitos fisiológicos, culminando em uma análise narrativa entre os achados com discussão teórica.

Resultados e Discussão

Princípios do laser

A eficácia terapêutica da energia laser fundamenta-se nas propriedades singulares da luz laser e nas complexas interações entre o laser e o tecido.¹³⁻¹⁶ A luz laser é *monocromática*, apresentando um comprimento de onda único determinado pelo meio do laser (sólido, líquido, gás) na cavidade óptica. Nesse contexto, a luz laser exibe absorção específica por alvos cutâneos, como melanina, hemoglobina ou tinta de tatuagem, em determinados comprimentos de onda.

A *coerência*, outra propriedade essencial, refere-se à capacidade da luz laser de viajar em fase, tanto no tempo quanto no espaço. Por fim, a *colimação* da luz laser indica a emissão de um feixe estreito e intenso, paralelo em sua propagação por longas distâncias, permitindo a focalização precisa em pequenas áreas para a destruição seletiva do tecido.

Ao interagir com a pele, a luz laser pode ser absorvida, refletida, transmitida ou dispersa. A lei de Grotthus-Draper, primeira lei da fotobiologia, estipula que apenas a luz absorvida pelo tecido gera efeitos clínicos, enquanto a luz transmitida ou refletida é ineficaz. A energia absorvida é expressa em joules por centímetro quadrado e designada como densidade de energia ou fluência. A absorção varia conforme o cromóforo presente na pele, como água, melanina, hemoglobina (cromóforos endógenos) e tinta de tatuagem (cromóforo exógeno).

Após a absorção da energia do laser pela pele, ocorrem três efeitos fundamentais: fototérmico, fotoquímico e fotomecânico. Os efeitos fototérmicos resultam da conversão da energia absorvida em calor, levando à destruição do alvo. Os efeitos fotoquímicos derivam das reações nativas ou relacionadas a fotossensibilizadores, enquanto os efeitos fotomecânicos envolvem a destruição do tecido absorvente devido à rápida expansão térmica.

A profundidade de penetração da energia do laser na pele depende da absorção e dispersão, sendo a dispersão maior na derme devido à presença de fibras de colágeno. A dispersão é inversamente proporcional ao comprimento de onda da luz incidente, e a penetração aumenta com o comprimento de onda até a região do infravermelho médio. Contudo, comprimentos de onda na faixa do infravermelho médio e superior penetram superficialmente devido à alta absorção pela água, sendo utilizados para resurfacing ablativo da pele.

A compreensão aprimorada das interações laser-tecido advém da teoria da fototermólise seletiva de Anderson e Parrish. Essa teoria propõe a destruição controlada de uma lesão direcionada, minimizando danos térmicos ao tecido normal circundante. A seleção apropriada do comprimento de onda, a duração do pulso e a fluência do laser são essenciais para alcançar a fototermólise seletiva, adaptando-se aos requisitos específicos de aplicações cutâneas para maximizar a destruição do alvo com mínimo dano térmico.

Diversos tipos de lasers são empregados no tratamento cutâneo a laser, cada um com características distintas. Lasers contínuos (CW), como o CO₂, podem resultar em lesão tecidual não seletiva devido a longos períodos de exposição. Por outro lado, lasers quase contínuos, como o *titanil-fosfato de potássio* (KTP), emitem feixes em segmentos curtos, interrompendo a emissão de energia laser constante. Sistemas pulsados emitem luz laser de alta energia em períodos ultracurtos.

Em intervenções com durações de pulso relativamente longas, com períodos entre cada pulso na faixa de 0,1 a 1 segundo, os sistemas de laser podem ser classificados como de *pulso longo* (LP). Exemplos incluem o *laser de corante pulsado* (PDL), cujas durações de pulso variam de 450s a 40 milissegundos, e os lasers pulsados curtos (5-100 ns), como os *lasers comutados* (QS) de rubi, alexandrita ou

neodímio (Nd): ítrio-alumínio-granada (YAG). Os lasers QS incorporam janelas ópticas que possibilitam a liberação de energia em rajadas de alta energia, alcançando potências de até 10^9 W.

O termo "superpulsado" é específico para lasers de CO₂ modificados para produzir pulsos muito curtos de maneira repetitiva, visando reduzir o calor adjacente ao tecido vaporizado. Sistemas pulsados e quase contínuos (em contraste com sistemas contínuos) são mais adequados para a cirurgia cutânea a laser, fundamentando-se nos princípios da fototermólise seletiva, pois os tempos de relaxamento térmico dos cromóforos cutâneos são bastante curtos.

Tipos de Lasers

Não ablativos

Os sistemas de laser não ablativos representam uma tendência emergente na medicina estética, visando tratar rugas e cicatrizes com mínima morbidade e tempo de recuperação. Estes sistemas emitem luz na porção infravermelha do espectro eletromagnético (1000-1500nm), permitindo uma penetração mais profunda no tecido devido à fraca absorção pelo tecido superficial contendo água. O resurfacing a laser não ablativo induz a remodelação do colágeno, criando uma ferida dérmica sem comprometer a epiderme, com dispositivos de resfriamento simultâneos para preservação epidérmica.

Embora os lasers não ablativos ainda não alcancem resultados equiparáveis aos sistemas ablativos, demonstram eficácia na melhoria de cicatrizes atróficas leves a moderadas e rugas, praticamente sem causar feridas. Este método é especialmente indicado para pacientes com patologias cutâneas leves, ou aqueles que buscam alternativas menos dispendiosas e invasivas em comparação ao resurfacing a laser ablativo.

Estudos clínicos destacam a eficácia do PDL de 585 e 595nm na redução de rugas faciais leves, com efeitos colaterais mínimos, como edema leve, púrpura e hiperpigmentação transitória. O mecanismo exato pelo qual o PDL melhora as rugas não é totalmente compreendido, sendo proposta a ativação de fibroblastos por mediadores de luz laser liberados por células endoteliais vasculares danificadas.

Sistemas infravermelhos, como o laser Nd:YAG de 1064 nm, Nd:YAG de 1320nm, laser de diodo de 1450nm e laser Erbium Glass de 1540nm, são empregados para remodelação dérmica não ablativa. Cada um apresenta vantagens específicas, como profundidade de penetração e absorção de melanina. Resultados clínicos variam, mas a abordagem não ablativa têm demonstrado melhorias significativas em rugas faciais e cicatrizes atróficas, com efeitos colaterais leves.

A remodelação cutânea com laser não ablativo está em estágio inicial, e embora vários sistemas mostrem melhorias em rugas e cicatrizes atróficas, ainda não alcançaram os resultados observados com tratamentos ablativos. Com avanços tecnológicos contínuos e a vantagem da recuperação mínima, a remodelação dérmica não ablativa permanece uma opção de tratamento atrativa para pacientes em busca de rejuvenescimento não invasivo.

Ablativos

O resurfacing cutâneo a laser tem evidenciado um notável crescimento na cirurgia estética na última década, com lasers de CO₂ e *Erbium:YAG* (Er:YAG) de alta energia, pulsados e escaneados sendo amplamente utilizados desde meados da década de 1990. Esses sistemas foram eficazes no tratamento de diversas condições cutâneas, como fotodano severo, rugas e cicatrizes atróficas.

As versões anteriores de lasers CO₂, entretanto, apresentavam desafios de deposição excessiva de calor e formação de carvão na pele. O desenvolvimento subsequente de lasers de alta energia, pulsados e escaneados permitiu a remoção controlada de camadas de pele com densidades de energia mais altas e durações de pulso ultracurtas.

Esses novos sistemas conseguiram realizar a ablação de tecidos com necrose coagulativa limitada em estruturas não intencionais. Devido à sua flexibilidade e baixo perfil de efeitos colaterais, os lasers CO₂ de alta energia, pulsados e escaneados tornaram-se o padrão ouro para o rejuvenescimento facial. A ablação epidérmica promovida pelo laser CO₂ resulta em melhorias dramáticas na aparência clínica e histológica da pele facial, embora o pós-operatório envolva morbidade significativa.

O laser Er:YAG de pulso curto de 2.940nm foi desenvolvido posteriormente, buscando emular benefícios do laser CO2 com menos efeitos colaterais e morbidade. Este laser demonstrou melhorar a pele facial fotodanificada e cicatrizes faciais atróficas com efeitos colaterais menos intensos e tempos de recuperação mais rápidos. As técnicas mais recentes, como o resurfacing com laser CO2 de passagem única e o uso de laser Er:YAG modulado, oferecem melhorias modestas com menor morbidade pós-operatória.

Embora o resurfacing cutâneo a laser represente um avanço significativo no tratamento de lesões cutâneas faciais, com resultados clínicos notáveis quando aplicado corretamente, a recuperação prolongada e os efeitos colaterais associados aos lasers ablativos de CO2 e Er:YAG continuam a ser considerações importantes.

Lasers e suas Indicações terapêuticas

Lasers vasculares

Os sistemas de laser específicos para vasos visam a oxihemoglobina intravascular para destruir lesões vasculares congênitas e adquiridas. Os picos primários de absorção da oxihemoglobina (418, 542 e 577nm) estão na faixa visível do espectro eletromagnético. Diversos lasers, como *argônio*, KTP, PDL e Nd:YAG, foram utilizados para tratar essas lesões. O laser de argônio, embora tenha sido usado no passado, não é mais comum devido ao risco de cicatrizes e despigmentação.

Sistemas quase-CW, como argônio e KTP, são usados para tratar telangiectasias, mas sua natureza quase contínua pode resultar em mais cicatrizes do que os lasers pulsados. O laser KTP (532 nm) tem sido eficaz em telangiectasias faciais, com menos efeitos colaterais que o PDL, embora possa ter limitações de penetração tecidual.

O PDL foi desenvolvido para fototermólise seletiva, sendo eficaz para várias lesões vasculares, com tratamento seguro em tons de pele mais escuros. PDLs mais recentes com comprimentos de onda mais longos têm resultados promissores, enquanto a luz intensa pulsada (IPL) é utilizada para tratar diversas lesões vasculares, com filtros para personalizar a penetração dérmica.

O tratamento das veias das pernas com laser tem apresentado desafios. PDLs mais longos mostraram eficácia, enquanto lasers Nd:YAG com durações de pulso estendidas e sistemas IPL foram explorados. A escleroterapia permanece como tratamento preferencial, mas o laser pode ser considerado em casos específicos. O avanço tecnológico continua a melhorar a eficácia e segurança desses procedimentos.

Cicatrizes hipertróficas, quelóides e estrias

As cicatrizes hipertróficas e quelóides, resultantes de respostas anormais à lesão cutânea, são caracterizadas por um excesso de colágeno. Os queloides estendem-se além dos limites da lesão original e não regridem, enquanto as cicatrizes hipertróficas são elevadas, limitadas à área original da lesão e tendem a regredir espontaneamente. Essas cicatrizes são desafiadoras de tratar, com alta taxa de recorrência após métodos convencionais, como excisão cirúrgica e terapia intralesional.

Avanços na tecnologia laser, especialmente o Laser Pulsado Diodo (LPD) de 585 nm, demonstraram melhorias notáveis nas características das cicatrizes hipertróficas e quelóides. A vaporização a laser com sistemas contínuos anteriores mostrou altas taxas de recorrência e efeitos colaterais indesejáveis.

No entanto, estudos recentes utilizando LPD têm apresentado melhorias significativas na textura, eritema, flexibilidade e volume da cicatriz. O mecanismo exato pelo qual o LPD alcançou esses resultados clínicos não está totalmente esclarecido, com várias hipóteses, incluindo efeitos da histamina, diminuição da atividade celular devido à hipóxia induzida por laser e colagenólise por estimulação de citocinas. O LPD tornou-se um tratamento preferencial para cicatrizes hipertróficas e quelóides devido ao seu baixo perfil de efeitos colaterais.

Estrias distensas, caracterizadas por faixas lineares na pele, representam outro desafio de tratamento. O LPD, inicialmente usado para reduzir o eritema vascular nas cicatrizes, demonstrou melhorar a aparência da superfície da pele e aumentar a elastina dérmica em estrias eritematosas iniciais. No entanto, a eficácia em estrias

maduras ainda é discutida. A utilização de LPDs não ablativos com comprimentos de onda no infravermelho médio pode ser uma opção futura para o tratamento de estrias.

Em resumo, a terapia a laser, especialmente o LPD, mostra promessa no tratamento de cicatrizes hipertróficas, quelóides e estrias, proporcionando melhorias notáveis com baixo risco de efeitos colaterais. O avanço contínuo na tecnologia laser pode abrir novas possibilidades para o tratamento dessas condições cutâneas.

Pigmentos

Os sistemas de laser de alta energia específicos para melanina, como os lasers QS, têm se mostrado eficazes na redução ou erradicação bem-sucedida de diversas lesões pigmentadas, tanto epidérmicas quanto dérmicas, incluindo tatuagens, com risco mínimo de efeitos indesejáveis. Estas lesões englobam condições como lentigos solares, efélides, máculas café-com-leite, queratoses seborreicas, nevos melanocíticos, nevos azuis, nevos de Ota/Ito, hiperpigmentação infraorbital, hiperpigmentação induzida por drogas, nevos de Becker, bem como tatuagens amadoras, profissionais e traumáticas.

Os princípios da fototermólise seletiva, baseados nos trabalhos de Anderson e Parrish, fundamentam a ação dos lasers QS. Estes substituíram os lasers contínuos anteriores devido à capacidade de induzir calor nas melanossomas, com disseminação limitada de necrose coagulativa. Embora a melanina tenha ampla absorção, a eficácia do tratamento diminui com o aumento do comprimento de onda da luz. Sistemas de laser com comprimentos de onda mais longos são sugeridos para lesões com pigmento dérmico mais profundo.

As lesões pigmentadas benignas resultam geralmente da deposição excessiva de melanina nos melanossomas, enquanto as tatuagens envolvem partículas de tinta implantadas na derme. Diversos lasers, incluindo QS Nd:YAG, rubi, alexandrita, PDL, diodo e CO₂, têm sido empregados para tratar essas condições, considerando-se as características absorptivas individuais das cores da tinta.

A escolha do laser depende do espectro de absorção das cores presentes na tatuagem. Pigmentos pretos respondem bem a lasers de rubi, alexandrita ou QS Nd:YAG. Tintas azuis e verdes são direcionadas por lasers de rubi ou alexandrita,

enquanto tintas vermelhas, laranjas e amarelas são tratadas eficazmente por lasers QS Nd:YAG ou PDL.

Os resultados cosméticos da remoção de tatuagens são mais previsíveis e seguros com lasers QS, reduzindo o risco de cicatrizes e complicações adversas. É importante considerar o tipo de tinta e a profundidade da pigmentação ao escolher o laser apropriado. A biópsia é recomendada para lesões pigmentadas com características atípicas antes do tratamento a laser, sendo crucial um acompanhamento a longo prazo para avaliar possíveis recorrências ou transformações malignas. Em geral, a remoção de lesões pigmentadas e tatuagens por meio de lasers QS oferece resultados estéticos satisfatórios com baixo risco de efeitos adversos.

Fotodepilação

O crescimento excessivo de pelos em determinadas áreas, muitas vezes indesejável esteticamente, pode ser atribuído a diversas causas, desde fatores hereditários e condições endócrinas até terapias medicamentosas exógenas. Métodos temporários de remoção, como barbear, pinça, depilação e depilatórios químicos, podem ser parcialmente eficazes, mas frequentemente causam irritação. Até recentemente, a eletrólise era o único método para remoção duradoura de pelos, no entanto, está associada ao crescimento recorrente e riscos de cicatrizes e despigmentação.

A introdução de sistemas a laser para remoção de pelos, aprovados pela FDA desde 1996, representou avanços significativos. Lasers e fontes de luz pulsada intensa (IPL) com comprimentos de onda na faixa do vermelho e infravermelho próximo têm sido empregados para direcionar a melanina nas hastes capilares, no epitélio do folículo piloso e na matriz fortemente pigmentada. Esses sistemas visam proporcionar uma redução segura e a longo prazo do crescimento capilar.

Além do comprimento de onda, a duração do pulso é um parâmetro crucial para a eficácia da fotodepilação. Interações fototérmicas são otimizadas quando a duração do pulso é ajustada para ser menor ou igual ao tempo de relaxamento térmico

do folículo capilar. Sistemas de resfriamento ativo da pele são essenciais para minimizar danos epidérmicos indesejados e desconforto durante o tratamento.

A melanina folicular é o principal alvo para a fotodepilação, mas sua presença na epiderme representa um desafio, exigindo medidas de resfriamento eficazes. A teoria estendida da fototermólise seletiva sugere que durações de pulso maiores que o tempo de relaxamento do folículo podem ser apropriadas para obter redução permanente do cabelo.

Diferentes sistemas a laser, como o LP Ruby, LP Alexandrita, laser de diodo e laser Nd:YAG, bem como fontes IPL, foram aprovados pela FDA para redução de pelos, apresentando eficácia variável em diferentes tipos de pele e tons de pelos. Resultados clínicos indicam reduções significativas do crescimento capilar, embora possíveis efeitos colaterais, como bolhas, crostas e despigmentação transitória, possam ocorrer. O manejo conservador é recomendado para pacientes com fototipos de pele mais escuros.

Seguridade dos lasers

A complexidade da segurança no uso de sistemas de laser cutâneos aumentou com a proliferação desses dispositivos para procedimentos terapêuticos. A preservação da segurança do paciente e da equipe operacional durante a exposição ao laser é de importância crucial. Embora muitos lasers sejam agora empregados em ambientes ambulatoriais e salas cirúrgicas de menor escala, a adesão a rigorosas normas de segurança é fundamental para prevenir complicações graves.

Diversas considerações de segurança abordam questões como inflamabilidade, proteção ocular, riscos elétricos, gestão do feixe de luz laser, agentes infecciosos e controle de acesso à sala de laser. Incidentes de incêndios acidentais representam uma complicação potencial, especialmente em ambientes com presença de oxigênio circulante, podendo levar à ignição de materiais cirúrgicos. Medidas preventivas incluem a minimização do oxigênio, o uso de cortinas ou panos umedecidos durante o procedimento e a manutenção de áreas expostas com pêlos

úmidos. Além disso, os lasers devem ser colocados em modo de espera quando não estiverem em uso para evitar disparos inadvertidos.

A proteção ocular é imperativa para pacientes e profissionais operacionais durante qualquer procedimento a laser, pois mesmo uma exposição mínima da retina à luz laser pode resultar em perda visual permanente. Todos os membros da equipe devem utilizar óculos de proteção adequados que filtram comprimentos de onda específicos, dependendo do laser utilizado. O uso de óculos de proteção também é essencial para a proteção ocular dos pacientes, especialmente durante procedimentos próximos aos olhos ou não faciais.

Os riscos elétricos podem ser reduzidos através da dedicação de tomadas elétricas específicas para cada laser e evitando o uso de cabos de extensão. Para conter partículas e vapores em aerossol durante o tratamento, é essencial empregar um sistema de evacuação de fumaça com filtros e tubos limpos, sendo particularmente crucial em procedimentos como a ablação de tatuagens e ressurgimento da pele com lasers CO₂ ou Er:YAG, nos quais a geração significativa de fumaça e respingos de tecido dissecado é comum.

Efeitos adversos e complicações

Os efeitos colaterais e complicações associados à terapia cutânea com laser demandam uma avaliação cuidadosa do risco individual de cada paciente, destacando a importância da consulta prévia e aconselhamento. Um cuidado pós-procedimento eficaz é igualmente crucial, abrangendo histórico médico, medicamentos, alergias, cicatrizes anormais, exposição solar, condições alérgicas, surtos de herpes simplex, distúrbios imunológicos e procedimentos cosméticos prévios na área afetada.

O tratamento com PDL para condições como manchas vinho do porto, hemangiomas, telangiectasias e ectasias vasculares pode causar púrpura temporária, requerendo precaução para evitar complicações como vesiculação, crostas, hiperpigmentação ou hipopigmentação e cicatrizes. Avanços nos sistemas PDL, com pulsos prolongados e resfriamento epidérmico, reduziram a incidência de púrpura,

permitindo tratamentos mais seguros em tons de pele mais escuros. Outros sistemas de laser vascular, como KTP, geralmente causam eritema e crostas finas.

A irradiação com laser QS em lesões pigmentadas pode levar a alterações pigmentares transitórias, sendo o efeito colateral mais comum, com duração de vários meses. Lesões pigmentadas desafiadoras, como máculas café com leite e nevos de Becker, apresentam maior risco de recorrência. Complicações relacionadas ao tratamento de tatuagens com laser incluem alterações pigmentares, cicatrizes, escurecimento de tatuagens cosméticas ou reações alérgicas aos pigmentos.

Complicações da epilação assistida a laser com lasers LP são geralmente leves e transitórias, com reações adversas comuns sendo dor, eritema e edema perifolicular. O uso de LP Laser Nd:YAG (1064 nm) reduz complicações em peles mais escuras.

Em resurfacing cutâneo a laser ablativo, embora as taxas de complicações sejam relativamente baixas, diversos efeitos colaterais podem ocorrer, desde leves e temporários até graves e permanentes. Efeitos como eritema, edema, acne, dermatite de contato e prurido são comuns, enquanto infecções e alterações pigmentares podem ser tratadas com medicamentos tópicos ou orais. Complicações mais graves, como cicatrizes hipertróficas e ectrópio, são raras com técnica de aplicação adequada e cuidados pré- terapêuticos aplicados.

Conclusões

Os lasers transformaram a medicina estética, permitindo tratamentos seguros para diversas condições cutâneas. Embora disponíveis há mais de quatro décadas, sua aceitação generalizada na medicina é recente. A evolução constante da terapia a laser, com foco em tecnologias como lasers não ablativos, promete avanços significativos. Desde marcas de nascença até rejuvenescimento facial, os lasers continuam a oferecer soluções inovadoras, com melhorias contínuas nos sistemas existentes. O futuro da terapia a laser é promissor, impulsionado por pesquisas e desenvolvimentos em andamento.

Referências

MAIMAN, T. **Stimulated optical radiation in ruby.** Nature, v. 187, p. 493-494, 1960

EINSTEIN, A. **Zur Quantentheorie der Strahlung.** Physikalische Zeitschrift, v. 18, p. 121-128, 1917.

GOLDMAN, L.; BLANEY, D. J.; KINDEL, D. J.; KINDEL, D. J. Jr.; FRANKE, E. K. **Effect of the laser beam on the skin: preliminary report.** Journal of Investigative Dermatology, v. 40, p. 121-122, 1963.

GOLDMAN, L.; BLANEY, D. J.; KINDEL, D. J.; KINDEL, D. J. Jr.; FRANKE, E. K. **Pathology of the effect of the laser beam on the skin.** Nature, v. 197, p. 912-914, 1963..

GOLDMAN, L.; ROCKWELL, R. J.; MEYER, R.; OTTEN, R. Investigative studies with the laser in the treatment of basal cell epitheliomas. Southern Medical Journal, v. 61, p. 735-742, 1968..

ARNDT, K. A.; NOE, J. M. **Lasers in dermatology.** Archives of Dermatology, v. 118, p. 293-295, 1982.

NOE, J. M.; BARSKY, S. H.; GEER, D. E.; ROSEN, S. **Port wine stains and the response of argon laser therapy: successful treatment and the predictive role of color, age, and biopsy.** Plastic and Reconstructive Surgery, v. 65, p. 130-139, 1980.

APFELBERG, D. B.; MASER, M. R.; LASH, H.; RIVERS, J. L. **Progress report on the extended clinical use of the argon laser for cutaneous lesions.** Lasers in Surgery and Medicine, v. 1, p. 71-83, 1980..

LABANDTER, H.; KAPLAN, I. **Experience with a "continuous" laser in the treatment of suitable cutaneous conditions: preliminary report.** Journal of Dermatologic Surgery and Oncology, v. 3, p. 527-530, 1977.

HAINA, D.; LANDTHALER, M.; BRAUN-FALCO, O.; WAIDELICH, W. **Comparison of the maximum coagulation depth in human skin for different types of medical lasers.** Lasers in Surgery and Medicine, v. 7, p. 355-362, 1987.

LANZAFAME, R. J.; NAIM, J. O.; ROGERS, D. W.; HINSHAW, J. R. **Comparisons of continuous-wave, chop wave, and superpulsed laser wounds.** Lasers in Surgery and Medicine, v. 8, p. 119-124, 1988.

ANDERSON, R. R.; PARRISH, J. A. **Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation.** Science, v. 220, p. 524-527, 1983..

ANDERSON, R. R.; PARRISH, J. A. **The optics of human skin**. Journal of Investigative Dermatology, v. 77, p. 13-19, 1981.

HRUZA, G. J.; GERONEMUS, R. G.; DOVER, J. S.; ARNDT, K. A. **Lasers in dermatology-1993**. Archives of Dermatology, v. 129, p. 1026-1035, 1993..

ANDERSON, R. R. **Laser-tissue interactions in dermatology**. In: ARNDT, K. A.; DOVER, J. S.; OLBRICHT, S. M. (Eds.). **Lasers in cutaneous and aesthetic surgery**. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997. p. 25-51..

STRATIGOS, A. J.; DOVER, J. S. **Overview of lasers and their properties**. Dermatologic Therapy, v. 13, p. 2-16, 2000.

BJERRING, P.; CLEMENT, M.; HEICKENDORFF, L.; EGERIST, H.; KEIRMAN, M. **Selective non-ablative wrinkle reduction by laser**. Journal of Cutaneous Laser Therapy, v. 2, p. 9-15, 2000.

ROSTAN, E.; BOWES, L. E.; IYER, S.; FITZPATRICK, R. E. **A double-blind, side-by-side comparison study of low fluence long pulse dye laser to coolant treatment for wrinkling of the cheeks**. Journal of Cosmetic and Laser Therapy, v. 3, p. 129-136, 2001.

GOLDBERG, D. J.; WHITWORTH, J. **Laser skin resurfacing with the Q-switched Nd:YAG laser**. Dermatologic Surgery, v. 23, p. 903-906, 1997.

GOLDBERG, D. J.; METZLER, C. **Skin resurfacing utilizing a low-fluence Nd:YAG laser**. Journal of Cutaneous Laser Therapy, v. 1, p. 23-27, 1999.

GOLDBERG, D. J.; SILAPUNT, S. **Histologic evaluation of a Q-switched Nd:YAG laser in the nonablative treatment of wrinkles**. Dermatologic Surgery, v. 27, p. 744-746, 2001.

MENAKER, G. M.; WRONE, D. A.; WILLIAMS, R. M.; MOY, R. L. **Treatment of facial rhytids with a nonablative laser: a clinical and histologic study**. Dermatologic Surgery, v. 25, p. 440-444, 1999.

KELLY, K. M.; NELSON, J. S.; LASK, G. P.; GERONEMUS, R. G.; BERNSTEIN, L. J. **Cryogen spray cooling in combination with nonablative laser treatment of facial rhytides**. Archives of Dermatology, v. 135, p. 691-694, 1999.

GOLDBERG, D. J. **Nonablative subsurface remodeling: clinical and histologic evaluation of a 1320nm Nd:YAG laser**. Journal of Cutaneous Laser Therapy, v. 1, p. 153-157, 1999.

GOLDBERG, D. J. **Full-face nonablative dermal remodeling with a 1320nm Nd:YAG laser**. Dermatologic Surgery, v. 26, p. 915-918, 2000.

TRELLES, M. A.; ALLONES, I.; LUNA, R. **Facial rejuvenation with a nonablative 1320nm Nd:YAG laser: a preliminary clinical and histologic evaluation.** Dermatologic Surgery, v. 27, p. 111-116, 2001.

LEVY, J. L.; TRELLES, M.; LAGARDE, J. M.; BORREL, M. T.; MORDON, S. **Treatment of wrinkles with the nonablative 1320-nm Nd:YAG laser.** Annals of Plastic Surgery, v. 47, p. 482-488, 2001.

FATEMI, A.; WEISS, M. A.; WEISS, R. A. **Short-term histologic effects of nonablative resurfacing: results with a dynamically cooled millisecond-domain 1320nm Nd:YAG laser.** Dermatologic Surgery, v. 28, p. 172-176, 2002.

GOLDBERG, D. J.; ROGACHEFSKY, A. S.; SILAPUNT, S. **Nonablative laser treatment of facial rhytides: a comparison of 1450nm diode laser treatment with dynamic cooling as opposed to treatment with dynamic cooling alone.** Lasers in Surgery and Medicine, v. 30, p. 79-81, 2002.

TANZI, E. L.; WILLIAMS, C. M.; ALSTER, T. S. **Treatment of facial rhytides with a nonablative 1450 nm diode laser: a controlled clinical and histologic study.** Dermatologic Surgery, v. 29, p. 124-128, 2003.

ALSTER, T. S. **Cutaneous resurfacing with CO2 and erbium:YAG lasers: preoperative, intraoperative, and postoperative considerations.** Plastic and Reconstructive Surgery, v. 103, p. 619-632, 1999.

LASK, G.; KELLER, G.; LOWE, N.; GORMLEY, D. **Laser skin resurfacing with the SilkTouch flash scanner for facial rhytides.** Dermatologic Surgery, v. 21, p. 1021-1024, 1995.

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.** Dermatologic Surgery, v. 21, p. 940-946, 1995.

ALSTER, T. S.; GARG, S. **Treatment of facial rhytides with a high-energy pulsed carbon dioxide laser.** Plastic and Reconstructive Surgery, v. 98, p. 791-794, 1996.

ALSTER, T. S.; WEST, T. B. **Resurfacing of atrophic facial acne scars with a high-energy, pulsed carbon dioxide laser.** Dermatologic Surgery, v. 22, p. 151-155, 1996.

FITZPATRICK, R. E.; GOLDMAN, M. P.; SATUR, N. M.; TOPE, W. D. **Pulsed carbon dioxide laser resurfacing of photoaged facial skin.** Archives of Dermatology, v. 132, p. 395-402, 1996.

HRUZA, G. J.; DOVER, J. S. **Laser skin resurfacing**. Archives of Dermatology, v. 132, p. 451-455, 1996.

KAUFMANN, R.; HIBST, R. **Pulsed erbium:YAG laser ablation in cutaneous surgery**. Lasers in Surgery and Medicine, v. 19, p. 324-330, 1996.

HOHENLEUTNER, V.; HOHENLEUTNER, S.; LANDTHALER, M. **Fast and effective skin ablation with an Er:YAG laser: determination of ablation rates and thermal damage zones**. Lasers in Surgery and Medicine, v. 20, p. 242-247, 1997.

TEIKEMEIER, G.; GOLDBERG, D. J. **Skin resurfacing with the erbium: YAG laser**. Dermatologic Surgery, v. 23, p. 685-687, 1997.

KAUFMAN, A. J. **Treatment of elastosis perforans serpiginosa with the flashlamp pulsed dye laser**. Dermatologic Surgery, v. 26, p. 1060-1062, 2000

SCHONERMARK, M. P.; SCHMIDT, C.; RAULIN, C. **Treatment of sebaceous gland hyperplasia with the pulsed dye laser**. Lasers in Surgery and Medicine, v. 21, p. 313-316, 1997.

GONZALEZ, S.; WHITE, W. M.; RAJADHYAKSHA, M.; ANDERSON, R. R.; GONZALEZ, E. **Confocal imaging of sebaceous gland hyperplasia in vivo to assess efficacy and mechanism of pulse dye laser treatment**. Lasers in Surgery and Medicine, v. 25, p. 8-12, 1999.

HUGHES, P. S. H. **Treatment of molluscum contagiosum with the 585-nm pulsed dye laser**. Dermatologic Surgery, v. 24, p. 229-230, 1998..

NEHAL, K. S.; SARNOFF, D. S.; GOTKIN, R. H.; FRIEDMAN-KIEN, A. **Pulsed dye laser treatment of molluscum contagiosum in a patient with acquired immunodeficiency syndrome**. Dermatologic Surgery, v. 24, p. 533-535, 1998.

BERNSTEIN, E. F. **Treatment of a resistant port-wine stain with the 1.5 msec pulsed duration, tunable, pulsed dye laser**. Dermatologic Surgery, v. 26, p. 1007-1009, 2000.

HULSBERGEN-HENNING, J. P.; ROSKAM, Y.; VAN GEMERT, M. J. **Treatment of keloids and hypertrophic scars with an argon laser**. Lasers in Surgery and Medicine, v. 6, p. 72-77, 1986.

SHERMAN, R.; ROSENFELD, H. **Experience with the Nd:YAG laser in the treatment of keloid scars**. Annals of Plastic Surgery, v. 21, p. 231-235, 1988..

STERN, J. C.; LUCENTE, F. E. **Carbon dioxide laser excision of earlobe keloids: a prospective study and critical analysis of existing data**. Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery, v. 115, p. 1107-1111, 1989.

ALSTER, T. S.; KURBAN, A. K.; GROVE, G. L.; GROVE, M. J.; TAN, O. T. **Alteration of argon laser-induced scars by the pulsed dye laser.** Lasers in Surgery and Medicine, v. 13, p. 368-373, 1993..

ALSTER, T. S.; LEWIS, A. B.; ROSENBAACH, A. **Laser scar revision: comparison of CO2 laser vaporization with and without simultaneous pulsed dye laser.** Dermatologic Surgery, v. 24, p. 1299-1302, 1998.

ALSTER, T. S.; MCMEEKIN, T. O. **Improvement of facial acne scars by the 585nm flashlamp-pumped pulsed dye laser.** Journal of the American Academy of Dermatology, v. 35, p. 79-81, 1996

DIERICKX, C.; GOLDMAN, M. P.; FITZPATRICK, R. E. **Laser treatment of erythematous/hypertrophic and pigmented scars in 26 patients.** Plastic and Reconstructive Surgery, v. 95, p. 84-90, 1995..

MANUSKIATTI, W.; FITZPATRICK, R. E.; GOLDMAN, M. P. **Energy density and numbers of treatment affect response of keloidal and hypertrophic sternotomy scars to the 585-nm flashlamp-pumped pulsed-dye laser.** Journal of the American Academy of Dermatology, v. 45, p. 557-565, 2001.

GREKIN, R. C.; SHELTON, R. M.; GEISSE, J. K.; FRIEDEN, I. **510-nm pigmented lesion dye laser: its characteristics and clinical uses.** Journal of Dermatologic Surgery and Oncology, v. 19, p. 380-387, 1993.

FITZPATRICK, R. E.; GOLDMAN, M. P.; RUIZ-ESPARZA, J. **Laser treatment of benign pigmented epidermal lesions using a 300 nanosecond pulse and 510nm wavelength.** Journal of Dermatologic Surgery and Oncology, v. 18, p. 341-347, 1993..

ALSTER, T. S. **Complete elimination of large café-au-lait birthmark by the 510-nm pulsed dye laser.** Plastic and Reconstructive Surgery, v. 96, p. 1660-1664, 1995

ALSTER, T. S.; WILLIAMS, C. M. **Café-au-lait macule in type V skin: successful treatment with a 510-nm pulsed dye laser.** Journal of the American Academy of Dermatology, v. 33, p. 1042-1043, 1995.

GOLDMAN, L.; ROCKWELL, R. J.; MEYER, R.; OTTEN, R.; WILSON, R. G.; KITZMILLER, K. W. **Laser treatment of tattoos: a preliminary survey of three years clinical experience.** Journal of the American Medical Association (JAMA), v. 201, p. 163-166, 1967..

GOLDBERG, D. J. **Laser cooling.** Journal of Cutaneous Laser Therapy, v. 3, p. 28-29, 2001..

VAN GEMERT, M. J. C.; WELCH, A. J. **Time constraints in thermal laser medicine.** Lasers in Surgery and Medicine, v. 9, p. 405-421, 1989..

MANSTEIN, D.; DIERICKX, C. C.; KOH, W.; ANDERSON, R. R. **Effects of very long pulses on human hair follicles [abstract].** Lasers in Surgery and Medicine, Supplement 12, 2000, p. 85.

ALTSHULER, G. B.; ANDERSON, R. R.; MANSTEIN, D.; ZENZIC, H. H.; SMIRNOV, M. Z. **Extended theory of selective photothermolysis.** Lasers in Surgery and Medicine, v. 29, p. 416-432, 2001.

BATTLE, E.; SUTHAMJARIYA, K.; ALORA, B.; PALLI, K.; ANDERSON, R. R. **Very long-pulsed diode laser for hair removal on all skin types [abstract].** Lasers in Surgery and Medicine, Supplement 12, 2000, p. 85

ROGACHEFSKY, A. S.; SILAPUNT, S.; GOLDBERG, D. J. **Evaluation of a new super-long-pulsed 810 nm diode laser for the removal of unwanted hair: the concept of thermal damage time.** Dermatologic Surgery, v. 28, p. 410-414, 2002.

GROSSMAN, M. C.; DIERICKX, C.; FARINELLI, W.; FLOTTE, T.; ANDERSON, R. R. **Damage to hair follicles by normal mode ruby laser pulses.** Journal of the American Academy of Dermatology, v. 35, p. 889-894, 1996.

DIERICKX, C. C.; GROSSMAN, M. C.; FARINELLI, W. A.; ANDERSON, R. R. **Permanent hair removal by normal-mode ruby laser.** Archives of Dermatology, v. 134, p. 837-844, 1998.

EPSTEIN, R. H.; BROMMETT, R. R. Jr.; LASK, G. P. **Incendiary potential of the flash-lamp pumped 585nm tunable dye laser.** Anesthesia & Analgesia, v. 71, p. 171-175, 1990.

FRETZIN, S.; BEESON, W. H.; HANKE, C. W. **Ignition potential of the 585nm pulsed-dye laser: review of the literature and safety recommendations.** Dermatologic Surgery, v. 22, p. 699-701, 1996.

FADER, D. J.; RATNER, D. **Principles of CO₂/erbium laser safety.** Dermatologic Surgery, v. 26, p. 235-239, 2000.

RUSSELL, S. H.; DINEHART, S. M.; DAVIS, I.; FLOCK, S. T. **Efficacy of corneal eye shields in protecting patients' eyes from laser irradiation.** Dermatologic Surgery, v. 22, p. 613-616, 1996.