



Miguel Trindade Catela

Licenciatura em Ciências de Engenharia Biomédica

**Desenvolvimento de um laser solar para
aplicações médicas**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Júri:

Presidente: Doutora Carla Maria Quintão Pereira, Professora Auxiliar da
Universidade Nova de Lisboa - Faculdade de Ciências e Tecnologia;

Vogais: Doutor Dawei Liang, Professor Auxiliar da Universidade Nova de
Lisboa - Faculdade de Ciências e Tecnologia, orientador;

Doutor Pedro Manuel Cardoso Vieira, Professor Auxiliar da
Universidade Nova de Lisboa - Faculdade de Ciências e Tecnologia,
arguente.

Desenvolvimento de um laser solar para aplicações médicas

Copyright © Miguel Trindade Catela, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

“There is a single light of science, and to brighten anywhere is to be brighten everywhere”

Isaac Asimov

Em primeiro lugar, agradeço ao meu orientador, Professor Dawei Liang por ter atendido à minha vontade de aplicar a tecnologia laser solar à Engenharia Biomédica, por se mostrar sempre disponível, com novas ideias, soluções engenhosas, motivação e um bom senso de humor, que muito ajudou neste percurso.

Agradeço também aos colegas de laboratório. Ao Bruno, por partilhar experiência e não só. À Cláudia, por toda ajuda na montagem do protótipo e no alinhamento do helióstato. Ao Dário, pela dedicação em tirar-me inúmeras dúvidas no *software* Zemax e pela companhia no laboratório em diversas tardes em que todos estavam no forno. À Joana, conterrânea alentejana, pelo esclarecimento de todas as dúvidas teóricas e pela grande ajuda nos ensaios práticos nas amostras. Em geral a todos pela simpatia, interesse e bom acolhimento neste laboratório, bem disposto em todos os momentos.

Agradeço à minha família, em especial à minha Mãe por ter apostado em mim e feito o esforço de me dar as ferramentas para a construção do meu futuro.

Agradeço a todos os meus amigos da Residência Universitária Fraústo da Silva, irmãos que entraram na minha vida estes 5 anos e que espero ter sempre presente, nem que seja as grossas memórias que vivemos. Ao Raul, conterrâneo e colega desde muito cedo, pela sua amizade, ajuda e companhia nesta caminhada. Aos restantes colegas de curso, e em especial aos que me deram casa durante o Verão quando precisei ficar a terminar a construção das peças.

Ao Estado Português pelo programa de serviço de ação social que me permitiu estudar sem despesa de habitação ou propinas. Bem como à Câmara Municipal de Vila Viçosa, uma das únicas com um plano de apoio com bolsas de ação social baseadas no aproveitamento do aluno, uma aposta no futuro dos jovens do município.

RESUMO

A cirurgia solar refere-se ao uso de luz solar concentrada para induzir transformações nos tecidos biológicos obtidas com sistemas laser cirúrgicos, com um custo significativamente menor. Porém, a diversidade de comprimentos de onda característicos da radiação solar à superfície terrestre não promove uma interação seletiva com o tecido, contrariamente às técnicas com radiação laser.

A radiação solar concentrada pode ser utilizada também para produção de um feixe laser com densidades de potência semelhantes às utilizadas pelos lasers cirúrgicos. Neste projeto, foi desenvolvido um protótipo laser solar *end-pump* com meio ativo Nd:YAG (1at.% Nd³⁺). Este mostrou-se funcional sendo capaz de produzir até 22 W de potência laser com 1064 nm de comprimento de onda.

De forma a comparar o efeito em termos de espectro da radiação solar concentrada e radiação laser produzida pelo protótipo no tecido biológico, realizaram-se testes em amostras de peito de frango com semelhante distribuição de energia, divergência e área irradiada. Para tal, foram desenvolvidos 2 sistemas homogeneizadores de baixo custo e grande adaptabilidade. Estes mostram-se funcionais, verificando-se uniformização na área afetada em todas as amostras.

Os resultados mostram efeitos diferentes para a exposição à radiação laser e solar. Verificando-se menor absorção na superfície e maior penetração, sem carbonização, para a radiação laser. A tecnologia laser solar pode então conferir maior diversidade de tratamentos à cirurgia solar, mantendo um custo reduzido.

Desta forma, o presente trabalho consiste num avanço no sentido de democratização de tecnologias médicas modernas, com possibilidade de tratamento de patologias comuns em países com economias precárias.

Palavras-chave: Cirurgia Solar, Laser Solar, Homogeneizador de Baixo Custo, Testes em Amostras *ex vivo*.

Solar surgery refers to using highly concentrated sunlight to generate certain biological tissue transformations, typically achieved with surgical lasers with a low-cost budget. However, the diversity of characteristic wavelengths of surface solar radiation does not promote a selective interaction with the tissue, contrary to the techniques with monochromatic radiation.

Concentrated solar radiation can also be used to produce laser power with densities similar to those used by surgical lasers. In this project it was developed an end-pump solar laser system with active medium Nd: YAG (1at. % Nd³⁺) able to produce up to 22 W of laser power with a 1064 nm monochromatic wavelength.

To compare the spectrum effect of the concentrated solar radiation and the prototype laser in the biological tissue tests were performed on chicken breast with similar energy distribution, divergence and irradiation area. This was achieved through low cost homogenizers systems with great adaptability developed in this project. These proven to be functional, achieving uniformity in all trials.

The results show different effects for irradiation with laser and solar radiation. Laser presents lower absorption at the surface and greater penetration without carbonization of the sample. Consequently, solar laser technology can allow greater diversity of treatments to solar surgery, maintaining a low cost.

This study is a step towards modern medical technologies democratization, making it possible to treat common diseases in countries with poor economies.

Keywords: Solar Surgery, Solar Laser, Low-Cost Beam Homogenizer, *ex vivo* Trials

ÍNDICE

| | |
|----------------------------------------------------|-------------|
| Lista de Figuras | xvii |
| Lista de Tabelas | xxi |
| | |
| 1. Introdução | 1 |
| 1.1 Contextualização | 1 |
| 1.2 Objetivo..... | 2 |
| 1.3 Aplicação | 2 |
| | |
| 2. Estado de arte | 5 |
| 2.1 Breve história do laser | 5 |
| 2.2 Laser Solar | 6 |
| 2.3 Cirurgia solar | 7 |
| | |
| 3. Conceitos teóricos | 11 |
| 3.1 Luz solar | 11 |
| 3.2 Concentrador parabólico..... | 13 |
| 3.3 Laser | 14 |
| 3.3.1 Amplificação ótica..... | 15 |
| 3.3.2 Cavidade de ressonância..... | 16 |
| 3.3.3 Modos de ressonância..... | 16 |
| 3.3.4 Laser de estado sólido..... | 18 |
| 3.3.5 Eficiência de um laser de estado sólido..... | 20 |
| 3.4 Transmissão | 22 |
| 3.5 Interação com os tecidos..... | 22 |

| | |
|-----------------------------------------------------------|-----------|
| 4. Desenvolvimento do sistema laser solar | 27 |
| 4.1 Descrição do sistema ótico | 27 |
| 4.2 Simulação do sistema ótico | 30 |
| 4.2.1 Ferramentas de simulação utilizadas | 30 |
| 4.2.2 Fonte | 31 |
| 4.2.3 Espelho parabólico | 33 |
| 4.2.4 Meio ativo | 37 |
| 4.2.5 Lente | 40 |
| 4.2.6 Cavidade de bombeamento | 43 |
| 4.2.7 Posicionamento da cabeça laser | 46 |
| 4.2.8 Cavidade de ressonância | 47 |
| 4.2.9 Eficiência do sistema | 50 |
| 4.3 Construção do protótipo | 53 |
| 4.3.1 Preparação da lente | 53 |
| 4.3.2 Adaptação da cavidade de bombeamento | 54 |
| 4.3.3 Alinhamento | 55 |
| 4.4 Teste | 57 |
| 4.4.1 Potência | 57 |
| 4.4.2 Divergência | 58 |
| | |
| 5. Desenvolvimento do sistema ótico homogeneizador | 61 |
| 5.1 Descrição do sistema | 61 |
| 5.1.1 Homogeneizador solar | 61 |
| 5.1.2 Homogeneizador laser | 62 |
| 5.2 Simulação e otimização | 64 |
| 5.2.1 Concentração da radiação solar | 64 |
| 5.2.2 Feixe laser | 65 |
| 5.2.3 Lente para concentração do feixe laser | 66 |
| 5.2.4 Refletores | 68 |
| 5.2.5 Dispersão do efeito de homogeneização | 70 |
| 5.3 Construção | 71 |
| 5.3.1 Lente | 71 |
| 5.3.2 Guia refletora | 73 |

| | | |
|-----------|-------------------------------------------------------------|------------|
| 5.4 | Teste | 76 |
| 5.4.1 | Homogeneizador laser..... | 76 |
| 5.4.2 | Homogeneizador solar | 77 |
| 6. | Radiação solar concentrada <i>versus</i> laser solar | 79 |
| 6.1 | Introdução ao estudo | 79 |
| 6.2 | Preparação do Material | 80 |
| 6.3 | Testes nas amostras de peito de frango..... | 82 |
| 6.4 | Análise de resultados..... | 84 |
| 6.5 | Comparação com outros trabalhos | 87 |
| 7. | Conclusão | 89 |
| 7.1 | Objetivos cumpridos..... | 89 |
| 7.2 | Limitações..... | 90 |
| 7.3 | Trabalho futuro..... | 91 |
| | Bibliografia | 93 |
| | Anexo I | 99 |
| | Anexo II | 101 |
| | Anexo III | 103 |
| | Anexo IV | 105 |
| | Anexo V | 107 |
| | Anexo VI | 109 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 2.1: Ilustração do esquema de concentração da radiação solar utilizado nos estudos de Gordon (adaptado de [27]). | 7 |
| Figura 2.2: Ensaio prático realizado pela equipa de Gordon (adaptado de [26]). | 8 |
| Figura 2.3: Amostra de carne de frango depois de irradiada por radiação solar concentrada distribuída por uma fibra ótica com 1 mm de diâmetro (adaptado de [26]). | 8 |
| Figura 2.4: Sistema de separação do espectro solar desenvolvido por Nídia Baptista (adaptado de [16]). | 10 |
| Figura 2.5: Amostras de tecido coagulado após 60 segundos de exposição a radiação solar concentrada com 30 W de potência (adaptado de [16]). | 10 |
| | |
| Figura 3.1: Representação esquemática do semiângulo de incidência solar máximo à superfície terrestre. | 11 |
| Figura 3.2: Espectro de emissão da radiação solar no topo da atmosfera (amarelo), ao nível do mar (vermelho) e do corpo negro a 5250°C (adaptado de [16]). | 12 |
| Figura 3.3: Representação esquemática da reflexão num ponto de uma superfície refletora parabólica (adaptado de [60]). | 13 |
| Figura 3.4: Representação esquemática dos fenómenos de emissão espontânea (a) e emissão estimulada (b) (adaptado de [12]). | 15 |
| Figura 3.5: Representação esquemática de uma cavidade de ressonância com 2 espelhos. | 16 |
| Figura 3.6: Distribuição de intensidade para diversos modos de ressonância TEM _{em} (a). Perfil de intensidade no modo TEM ₀₀ (b) (adaptado de [66]). | 17 |
| Figura 3.7: Divergência de um feixe no modo fundamental TEM ₀₀ (a) e com diferente modo de ressonância (b). | 18 |
| Figura 3.8: Diagrama de níveis de energia do cristal Nd: YAG (adaptado de [14]). | 19 |
| Figura 3.9: Ilustração de um sistema laser de estado sólido | 20 |
| Figura 3.10: Ilustração do princípio de transmissão em uma guia de onda. (adaptado de [70]). | 22 |
| Figura 3.11: Ilustração de diferentes fenómenos que ocorrem quando um raio interage com um meio. (adaptado de [71]). | 23 |
| Figura 3.12: Espectro de absorção dos constituintes que mais contribuem (adaptado de [72]). | 23 |
| Figura 3.13: Esquema dos diferentes tipos de interação no tecido em função da irradiância do feixe e o tempo de exposição (adaptado de [50]). | 25 |
| Figura 3.14: Ilustração do efeito no tecido resultante de interações térmicas: coagulação (a), vaporização (b). | 26 |

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 4.1: Sistema helióstato-espelho parabólico da FCT-UNL, (a) espelho parabólico, (b) helióstato..... | 27 |
| Figura 4.2: Esquemática do protótipo desenvolvido..... | 29 |
| Figura 4.3: Protótipo cabeça laser montado neste trabalho..... | 30 |
| Figura 4.4: Visualização da fonte programada no software Zemax..... | 31 |
| Figura 4.5: Visualização do espelho parabólico programado em Zemax..... | 34 |
| Figura 4.6: Irradiância (W/cm^2) em função da posição (mm) no eixo X do plano do detector colocado no foco do espelho parabólico..... | 36 |
| Figura 4.7: Irradiância ($W/cm^2/sr$) em função do ângulo de incidência no plano do detector ($^\circ$). | 37 |
| Figura 4.8: Vista lateral (a) e frontal (b) do sistema composto pelo detector e pelo cristal..... | 38 |
| Figura 4.9: Lente convergente programada no software Zemax..... | 40 |
| Figura 4.10: Irradiância (W/cm^2) em função da posição (mm) no eixo x do plano do detector colocado no foco da lente..... | 41 |
| Figura 4.11: Irradiância ($W/cm^2/sr$) em função do ângulo de incidência no plano do detector ($^\circ$). | 41 |
| Figura 4.12: Comparação de 2 esquemas idênticos com lente otimizada por simulação e com uma lente do laboratório..... | 42 |
| Figura 4.13: Comparação da lente disponível do laboratório e a sua representação no Zemax. | 43 |
| Figura 4.14: Comparação de 2 esquemas idênticos. Um com uma cavidade obtida por otimização dos parâmetros no Zemax (a), e outra disponível no laboratório (b)..... | 45 |
| Figura 4.15: Variação na potência absorvida pelo cristal em função da distância da cabeça laser ao espelho parabólico (L_1)..... | 46 |
| Figura 4.16: Esquema do sistema simulado no software Zemax..... | 47 |
| Figura 4.17: Distribuição de energia ao longo do cristal (W/mm^3)..... | 47 |
| Figura 4.18: Distribuição de calor (W/mm^3) e temperatura (K) ao longo do cristal (W/mm^3) obtido através do software Lascad..... | 48 |
| Figura 4.19: Cavidade de ressonância simulada através do software Lascad..... | 48 |
| Figura 4.20: Potência laser (W) em função da refletividade do acoplador de saída..... | 49 |
| Figura 4.21: Potência laser (W) em função da potência absorvida pelo cristal (W)..... | 49 |
| Figura 4.22: Variação na potência laser na saída em função da potência solar coletada (W)..... | 52 |
| Figura 4.23: Comparação da lente antes (esquerda) e depois (direita) do processo de polimento. | 53 |
| Figura 4.24: Peças constituintes da cabeça laser..... | 54 |
| Figura 4.25: Ilustração da montagem da cabeça laser..... | 55 |
| Figura 4.26: Furos para alinhamento..... | 56 |
| Figura 4.27: Ilustração do posicionamento do acoplador de saída..... | 56 |
| Figura 4.28: Equipamento para alinhamento do sistema..... | 57 |
| Figura 4.29: Protótipo do sistema laser solar em funcionamento..... | 58 |
| Figura 4.30: Ilustração do ensaio para medir a divergência de feixe laser..... | 59 |
| Figura 4.31: Mancha induzida no material alvo pelo feixe laser..... | 59 |

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 5.1: Ilustração do sistema homogeneizador solar desenvolvido. | 62 |
| Figura 5.2: Ilustração do sistema homogeneizador laser desenvolvido..... | 63 |
| Figura 5.3: Irradiância (W/cm/sr) em função do ângulo de incidência no plano do detetor ($^{\circ}$) para a radiação solar focada pela lente utilizada. | 64 |
| Figura 5.4: Irradiância (W/cm) em função da posição x do plano do detetor ($^{\circ}$) para a radiação solar focada pela lente utilizada. | 65 |
| Figura 5.5: Distribuição de irradiância (W/cm ²) em função da posição (mm) no eixo x do plano do detetor. | 65 |
| Figura 5.6: Irradiância (W/cm/sr) em função do ângulo de incidência no plano do detetor ($^{\circ}$), para a radiação laser focada pela lente utilizada. | 67 |
| Figura 5.7: Irradiância (W/cm) em função da posição x do plano do detetor ($^{\circ}$) para a radiação laser focada pela lente utilizada. | 67 |
| Figura 5.8: Distribuição de potência no plano do detetor para diferentes comprimentos de refletor solar e laser..... | 68 |
| Figura 5.9: Distribuição de potência na saída dos refletores solar e laser..... | 70 |
| Figura 5.10: Distribuição de potência a 5 e 10 mm da saída do refletor solar..... | 71 |
| Figura 5.11: Processo de polimento de uma superfície esférica numa das faces de um tubo de sílica fundida..... | 72 |
| Figura 5.12: Lente de sílica fundida no fim do processo de polimento. | 72 |
| Figura 5.13: Ilustração da montagem do cone refletor. Entrada do refletor (a) e lateral (b). | 73 |
| Figura 5.14: Bases e respetiva placa refletora para ambos os refletores solar e laser.. | 74 |
| Figura 5.15: Processo de colagem das bases já com a superfície refletora..... | 75 |
| Figura 5.16: Ilustração do método de fixação da lente no refletor laser..... | 75 |
| Figura 5.17: Homogeneizador laser e feixe laser vermelho de baixa potência alinhados. | 76 |
| Figura 5.18: Comparação da radiação laser na entrada do homogeneizador (a) e a 1 mm da sua saída (b). | 76 |
| Figura 5.19: Lente concentradora e guia refletora solar alinhados. | 77 |
| Figura 5.20: Efeito da radiação solar concentrada pela lente (a), e na saída da guia refletora solar (b), num alvo preto. | 77 |
| | |
| Figura 6.1: Ilustração da montagem do ensaio prático para radiação solar concentrada (a) e para o feixe laser emitido (b) com amostra de peito de frango. | 80 |
| Figura 6.2: Sistemas homogeneizadores laser (a) e solar (b) montados no laboratório com uma amostra colocada na saída de cada guia refletora. | 81 |
| Figura 6.3: Efeitos da exposição ao feixe laser sem homogeneização (a), e na saída do sistema homogeneizador (b), durante diversos intervalos T_e | 82 |
| Figura 6.4: Efeitos da exposição a radiação solar concentrada, sem homogeneização (a), e na saída do sistema homogeneizador (b), durante diversos intervalos T_e | 83 |
| Figura 6.5: Janelas de visualização do software ImageJ no processo de medição da área afetada e espessura de volume afetado ao centro. | 85 |
| | |
| Figura 7.1: Ilustração do protótipo miniaturizado proposto a desenvolver..... | 92 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 3.1: Propriedades físicas e óticas do cristal YAG dopado com 1% de Nd ³⁺ (adaptado de [10]). | 19 |
| Tabela 4.1: Dimensões e posições dos diversos componentes do sistema. | 28 |
| Tabela 4.2: Variação do tempo de simulação e da potência absorvida por um detetor de um sistema ótico em que a única varável é o número de raios. | 32 |
| Tabela 4.3: Comparação entre a potência detetada e a potência esperada no foco | 34 |
| Tabela 4.4: Parâmetros para cálculo do diâmetro da mancha focal (D_{mf}) e semiângulo máximo de incidência no plano da mancha (β). | 35 |
| Tabela 4.5: Comparação da energia incidente no plano da mancha focal numa área igual ao seu diâmetro calculado (D_{mf}) ou significativamente maior. | 36 |
| Tabela 4.6: Influência do diâmetro do cristal na Potência absorvida pelo cristal (W) e potência do feixe laser emitido, calculada através do software Lascad. | 39 |
| Tabela 4.7: Influência do comprimento do cristal na Potência absorvida pelo cristal (W) e potência do feixe laser emitido, calculada através do software Lascad. | 39 |
| Tabela 4.8: Comparação em termos de energia absorvida em um detetor de volume num cristal para um esquema com uma lente otimizada por simulações e outro semelhante disponível no laboratório. | 42 |
| Tabela 4.9: Comparação de 2 esquemas idênticos. Um com uma cavidade obtida por otimização dos parâmetros no Zemax, e outra disponível no laboratório. | 45 |
| Tabela 4.10: Cálculo de divergência do feixe emitido. | 60 |
| Tabela 5.1: Dimensões do sistema homogeneizador solar. | 62 |
| Tabela 5.2: Dimensões do sistema homogeneizador solar. | 63 |
| Tabela 5.3: Ângulo máximo na saída da lente em função da sua distância à origem do feixe. | 66 |
| Tabela 5.4: Atenuação sofrida em ambos os refletores, em função do seu comprimento. | 69 |
| Tabela 5.5: Otimização da largura dos refletores. | 69 |
| Tabela 6.1: Área afetada (A_a) e espessura (δ_a) de volume afetado em função do tempo de exposição para os diferentes tipos de radiação ensaiados. | 86 |

1.1 Contextualização

O Sol é uma fonte inesgotável de energia. Segundo a USEIA (*United States Energy Information Administration*), a potência da radiação solar que chega ao planeta Terra em apenas uma hora poderia satisfazer todas as necessidades da Humanidade durante um ano. No entanto, atualmente a energia solar fornece menos de 0.1% da energia elétrica mundialmente utilizada [1]. Apesar do seu uso à superfície da Terra ser limitado pelas condições climáticas, a radiação solar apresenta-se como uma alternativa sem custos para alimentação de um sistema LASER (acrônimo em inglês para *light amplification by stimulated emission of radiation*) com possibilidade de atingir um elevado brilho e intensidade [2]–[11]. Estes sistemas são especialmente interessantes quando outras formas de energia são escassas, tendo grande aplicabilidade em ambiente espacial, nomeadamente, em comunicações e na remoção de detritos, comumente denominados *space junk*. Na Terra, o elevado preço de alimentação de laser com alta potência torna difícil a sua aquisição, em especial em países ditos em desenvolvimento que se encontram privados das mais recentes técnicas médicas que fazem uso de potentes sistemas laser. O aproveitamento da radiação solar para este fim resultaria, então, em uma aproximação da medicina moderna em países que, embora apresentem orçamentos reduzidos, têm uma exposição solar elevada.

1.2 Objetivo

Este trabalho propõe desenvolver um protótipo de um laser solar para aplicações médicas, utilizando um espelho parabólico com a função de concentrar a radiação solar para interação com um meio ativo e, assim, produzir um feixe monocromático, colimado e coerente, características associadas a um feixe laser [12]. Atualmente, é através da utilização de meio ativo com base no cristal de Nd:YAG que se obtém sistemas laser solar com melhores eficiências [13]. Assim, este foi utilizado no projeto tendo em consideração também a sua disponibilidade, baixo custo quando comparado com outros cristais comumente utilizados e elevada condutividade térmica [14]. A luz laser produzida pelo protótipo apresenta um comprimento de onda de 1064 nm, fracamente absorvido pela maioria dos tecidos biológicos [15] conseguindo penetrar profundamente. A elevada densidade de potência associada causa foto vaporização dos tecidos irradiados e coagulação das áreas adjacentes, prevenindo assim riscos de sangramento [16]. No protótipo proposto a desenvolver, a penetração, e o grau de vaporização e coagulação nos tecidos são controlados, pela densidade de potência e pelo tempo de exposição. Os sistemas homogeneizadores desenvolvidos modelam a distribuição de potência e divergência da radiação. Maiores áreas de tratamento necessitam uma maior área da irradiação com uma distribuição de potência uniforme. Enquanto que, por exemplo para os sistemas cirúrgicos, com uma área de contacto bastante reduzida, é importante garantir que o feixe é colimado e que o seu pico de irradiância atinge o tecido. O feixe pode ser distribuído por fibra ótica até ao ambiente clínico.

1.3 Aplicação

Apenas alimentado por radiação solar, um sistema capaz de produzir um feixe laser de alta potência com comprimento de onda de 1064 nm, característico do cristal Nd: YAG, poderia ser utilizado nas diversas técnicas médicas que intervêm através de sistemas laser com as mesmas características, mas com um custo bastante inferior. Desta forma, o presente protótipo pode representar uma mais valia no tratamento das verrugas causadas pelo vírus do papiloma humano (VPH), que consiste na infeção viral do sistema reprodutor mais comum no

mundo, e está na origem do cancro do colo do útero, o segundo mais comum nos países em desenvolvimento, sem acesso a vacinação [17]. Este vírus propaga-se através do contato com as verrugas que surgem tanto nos genitais como em qualquer zona da superfície cutânea. Como tratamento existem diversos métodos [18], a maior parte baseados na aplicação cutânea de medicamentos durante um longo período e que dependem da colaboração do paciente [19]. A crioterapia, embora apresente resultados imediatos, pode não conseguir destruir a verruga a profundidade suficiente para impedir reaparecimentos [20], [21]. A eliminação através de tratamento com laser Nd:YAG apresenta bons resultados graças à capacidade de a radiação penetrar nos tecidos e eliminar os vasos sanguíneos que alimentam as verrugas [19], [22], [23]. De forma a utilizar o feixe produzido pelo protótipo no tratamento desta patologia, há que garantir que a radiação se distribui uniformemente pela área irradiada. Assim, foi também desenvolvido um sistema ótico homogeneizador, que aumenta a divergência da radiação laser e, através de múltiplas reflexões numa guia de onda [24], origina uma saída com distribuição de potência homogénea no plano irradiado. Este foi comparado com outro sistema homogeneizador, também desenvolvido neste projeto, mas que utiliza radiação solar concentrada, tal como nos diversos estudos de Gordon [25]–[30], principal precursor da cirurgia solar. Estes sistemas homogeneizadores conferem à radiação laser e solar iguais condições: direção e distribuição de energia no plano irradiado, sendo possível evidenciar o efeito diferenciador da radiação laser solar com comprimento de onda 1064 nm.

2.1 Breve história do laser

Em 1917, Einstein apresentou o conceito de emissão estimulada e estabeleceu a base para o desenvolvimento do conceito laser e, antes ainda, do seu precursor o MASER (acrônimo em inglês para *microwave amplification by stimulated emission of radiation*). Este foi criado em 1954 por Charles Townes na primeira experiência em que se utilizou o conceito de emissão estimulada [31]. Em 1958, Townes e Arthur Schawlow compreenderam como o fenômeno poderia ser estendido ao longo da faixa espectral, desenvolveram o conceito teórico de laser, que se baseia no mesmo princípio do maser, mas aplicado à radiação visível [32]. Em 1960, Theodore Maiman, desenvolveu o primeiro laser funcional [33], um sistema que utiliza como meio ativo o cristal de rubi e gera um feixe com comprimento de onda na gama do vermelho. No entanto, a disponibilidade, relativo baixo custo e boas propriedades térmicas e mecânicas fazem do Nd:YAG uma escolha comum para a investigação neste tipo de sistema e, assim, em 1964, foi desenvolvido o primeiro laser com este cristal como meio ativo [34]. Desde então mais de 55 000 patentes foram atribuídas, apenas nos EUA, envolvendo esta tecnologia. A primeira aplicação adotada em larga escala foi a leitura por códigos de barra em 1974, mas hoje em dia as aplicações são inúmeras, desde na indústria, comunicações, tecnologia aeroespacial e medicina. Em 1962, Goldman, um dermatologista, descobriu que poderia remover tatuagens utilizando um laser com um comprimento de onda na gama de absorção da tinta. Esta foi a primeira aplicação da tecnologia laser à medicina. Goldman continuou os estudos nesta área tendo avanços significativos no tratamento do melanoma [35].

A aplicação na medicina de um sistema laser com Nd: YAG como meio ativo surgiu na década de 80 com estudos em neurocirurgia [36], tendo depois se expandindo para a oftalmologia [37] e oncologia [38]. Desde então outros grupos de trabalho seguiram em vários campos médicos, em particular, urologia [39], cardiologia [40] e medicina dentária [41]. No tratamento das verrugas causadas pelo VPH, o laser de Nd: YAG provou segurança e eficácia [19], [23], sendo aplicado no tratamento de verrugas mais profundas onde outras técnicas não impedem o seu reaparecimento [18], [20].

2.2 Laser Solar

A utilização de energia solar para produção de um feixe laser foi conseguida em 1966 por Young [42]. O esquema utilizado consistia em um telescópio de Cassegrain [43] adaptado de forma a concentrar luz solar em um meio ativo de Nd:YAG, a potência conseguida foi cerca 1 Watt. Desde então a performance de sistemas laser que utilizam radiação solar como fonte de energia tem sido melhorada [44]–[47]. A Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa (FCT-UNL) tem contribuído para esta área, D. Liang et al. conseguiram avanços em brilho [3], [4] e na eficiência [5], [6], tendo, em 2018, atingido o record de eficiência para um sistema laser solar [9], com uma eficiência de coleção de 32.5 W/m^2 e *slope efficiency* de 6.7 %. Nesse sistema o meio ativo consiste no cristal de Nd:YAG dopado, também, com crómio (Cr^{3+}), que possui uma gama de absorção na região visível do espectro eletromagnético, aumentando a correlação entre os espectros de absorção do meio ativo e de emissão solar à superfície terrestre [13].

As aplicações são inúmeras, desde em comunicação no espaço, produção de hidrogénio [48], e em medicina no âmbito da cirurgia solar [27].

2.3 Cirurgia solar

Introduzida por Gordon et al. [25]–[30], a cirurgia solar promete produzir as mesmas alterações no tecido biológico que a cirurgia convencional a laser distribuído por fibra ótica [25] e pode fornecer uma alternativa menos dispendiosa a esse método [49].

Nos seus esquemas (figura 2.1), a radiação solar é concentrada por um espelho parabólico, com 200 mm de diâmetro e distância focal de 120 mm, no interior de uma fibra ótica com 1 mm de diâmetro e comprimento máximo de 20 m, sendo capaz de transmitir um fluxo máximo de 40 W/mm^2 de radiação solar concentrada [25].

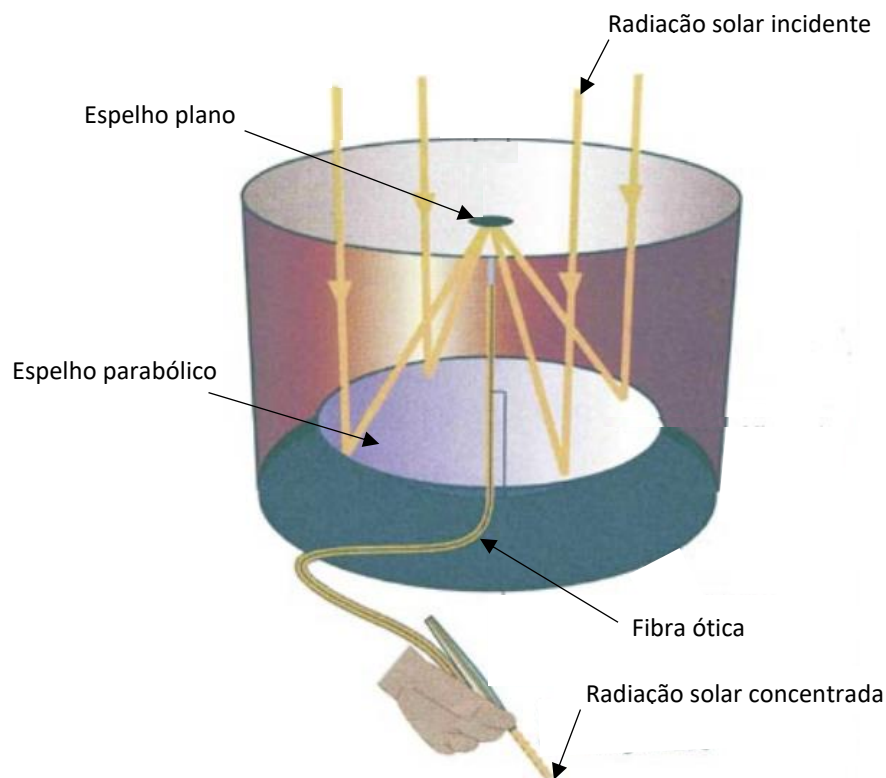


Figura 2.1: Ilustração do esquema de concentração da radiação solar utilizado nos estudos de Gordon (adaptado de [27]).

Na figura 2.2 apresenta-se um dos diversos ensaios práticos em amostras de peito de frango sem pele realizados pela equipa de Gordon [26]. Com a amostra colocada na saída da fibra ótica e uma potência irradiada de cerca de 5 W foi obtida uma área circular de tecido coagulado com diâmetro que se expande 0.5 mm/s , verificando-se carbonização aos 4 segundos de exposição.

A libertação de vapor que se observa na figura 2.2 é uma evidência do início do processo de carbonização do tecido. Na figura 2.3 observa-se o efeito no tecido da aplicação da radiação em contato com o tecido ($H=0$) e com a amostra afastada 1 mm ($H=1$) e 2 mm ($H=2$) para o tempo de exposição em segundos.

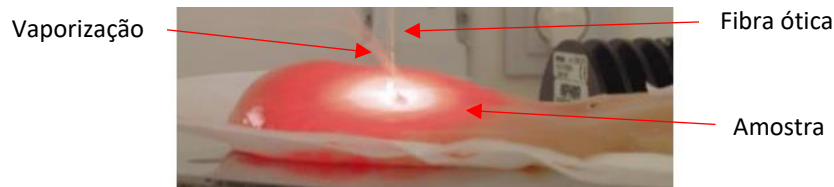


Figura 2.2: Ensaio prático realizado pela equipa de Gordon (adaptado de [26]).

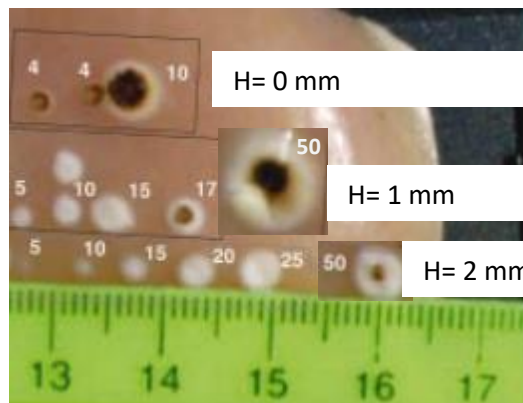


Figura 2.3: Amostra de carne de frango depois de irradiada por radiação solar concentrada distribuída por uma fibra ótica com 1 mm de diâmetro. Note a indicação do tempo de exposição em segundos junto a cada mancha na amostra, e que a divisão mais pequena no instrumento de medição apresentado corresponde a 1 mm (adaptado de [26]).

Note os efeitos visíveis da interação da radiação solar com o tecido biológico. A branco pode observar-se a área de tecido coagulada devido ao desnaturamento das proteínas, enquanto que a área carbonizada surge a preto, nesta o tecido encontra-se desidratado como consequência do processo de vaporização [50]. Para os ensaios com a amostra afastada 1 e 2 mm da saída da fibra ótica, a radiação provoca coagulação no tecido, sendo visível sinais de carbonização a partir de 17 e 50 segundos de exposição, respetivamente. Por outro lado, para os ensaios em contato com a amostra a carbonização dá-se nos segundos iniciais de exposição. Tal acontece devido ao elevado semiângulo máximo de divergência da radiação solar concentrada, cerca de 40° [25], que dispersam a energia da radiação numa maior área diminuindo a irradiância no

tecido [26]. Gordon concluiu que a luz solar concentrada constitui uma alternativa aos sistemas laser mais comuns em medicina, apresentando densidades de potência semelhantes e um espectro de emissão que permite interação com os tecidos, com um custo económico significativamente mais baixo [27]. Tais trabalhos constituem um importante passo para o desenvolvimento e possível aplicação desta tecnologia que promete democratizar os mais avançados tratamentos laser [28], [29].

No entanto, a radiação solar não é colimada nem coerente pelo que não pode ser utilizada nas diversas técnicas onde essas características são fundamentais [51]. Também não favorece uma interação com o tecido seletiva, uma vez que o espectro solar à superfície terrestre abrange um grande intervalo de comprimentos de onda (desde 250 nm a 2500nm [26]). A penetração ótica no tecido biológico pode ser corretamente aproximada à transmissão de radiação em meios difusos [52], [53]. Assim, Gordon calculou que um feixe laser, com comprimento de onda 1064 nm, como o emitido pelo protótipo desenvolvido neste trabalho, sendo fracamente absorvido pelos principais constituintes dos tecidos, tem possibilidade de atingir o triplo da penetração[27]. A tecnologia laser é o avanço necessário para conferir maior diversidade à cirurgia solar.

Na FCT-UNL foram também exploradas as aplicações da radiação solar concentrada nos tecidos biológicos [16], [54], bem como a focagem de radiação laser no tecido para fotocoagulação [55]. Nídia Baptista [16] desenvolveu um sistema que concentra a radiação com uma lente de Fresnel e aproveita a aberração cromática, típica deste tipo de lente, para obter a separação de cores através de um espelho plano com um grande orifício elíptico central (figura 2,4). A radiação solar com comprimento de onda acima de 600 nm é refletida para uma guia de onda em sílica fundida, enquanto que a restante é direcionada para outra guia. Ambas apresentam secção quadrada com largura de 15 mm e transmitem a radiação até uma amostra de frango sem pele colocada a 1 mm da sua saída. Como se observa na figura 2.5, Nídia Baptista obteve uma área de coagulação uniforme no tecido com largura de 15 mm em ambos os casos, no entanto para comprimentos de onda acima de 600 nm obteve-se maior penetração no tecido.

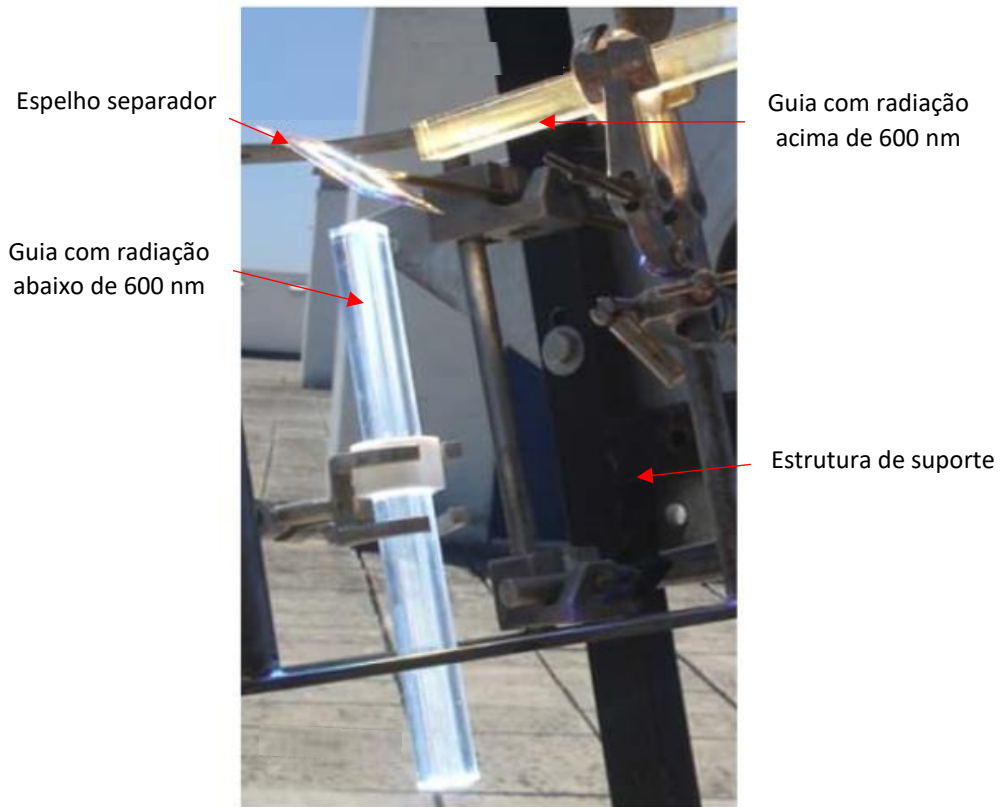


Figura 2.4: Sistema de separação do espectro solar desenvolvido por Nídia Baptista (adaptado de [16]).



Figura 2.5: Amostras de tecido coagulado após 60 segundos de exposição a radiação solar concentrada com 30 W de potência. A lesão à esquerda foi realizada com radiação com comprimento de onda abaixo dos 600 nm, enquanto que na à direita foi utilizado o espectro acima dos 600 nm (adaptado de [16]).

Este ensaio constitui uma prova da influência do comprimento de onda da radiação solar incidente na interação com o tecido biológico, em destaque na sua capacidade penetrativa.

CONCEITOS TEÓRICOS

3.1 Luz solar

Neste projeto é utilizada radiação proveniente do Sol, um recurso com baixo custo de exploração, não poluente e praticamente inesgotável, podendo ser utilizado na produção de energia elétrica, mas também, como é o caso neste trabalho, como fonte de bombeamento para um sistema laser [56].

O Sol é uma fonte luminosa de grandes dimensões, com cerca de 695 mil km de raio (R_{Sol}) [57]. Comparando este valor com a distância a que se encontra da Terra, não é possível considerar o Sol como uma fonte radial pontual.

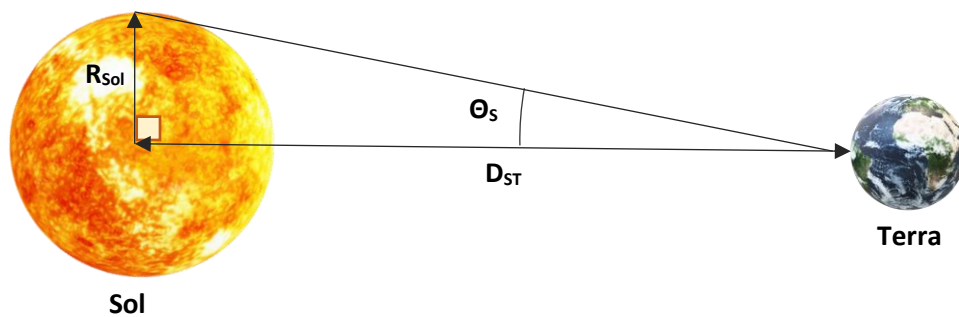


Figura 3.1: Representação esquemática do semiângulo de incidência solar máximo à superfície terrestre.

O semiângulo de incidência solar máximo (θ_s) encontra-se ilustrado na figura 3.1, e pode ser calculado pela equação 3.1:

$$\theta_s = \tan^{-1} \frac{R_{Sol}}{D_{ST}} \quad \text{Equação 3.1}$$

Depois de percorrer cerca de 150 milhões de quilómetros (D_{ST}), em média, 1367 W/m^2 de radiação solar atingem o sistema terrestre sendo que cerca de 29% é refletido para o espaço, pela atmosfera e por outras superfícies, outros 23% são absorvidos por gases atmosféricos como o ozono (O_3), oxigénio (O_2), vapor de água (H_2O), entre outros. Os restantes 48% são absorvidos pela superfície terrestre [58]. Os espectros da luz solar no topo da atmosfera, ao nível do mar e de um corpo negro, similar ao Sol, à temperatura de 5523 K (5250°C) são apresentados na figura 3.2.

Note-se a absorção de radiação pelos gases atmosféricos, sendo que ao nível do mar a radiação solar consiste maioritariamente em radiação visível e infravermelho, apresentando uma significativa potência nestas gamas do espectro.

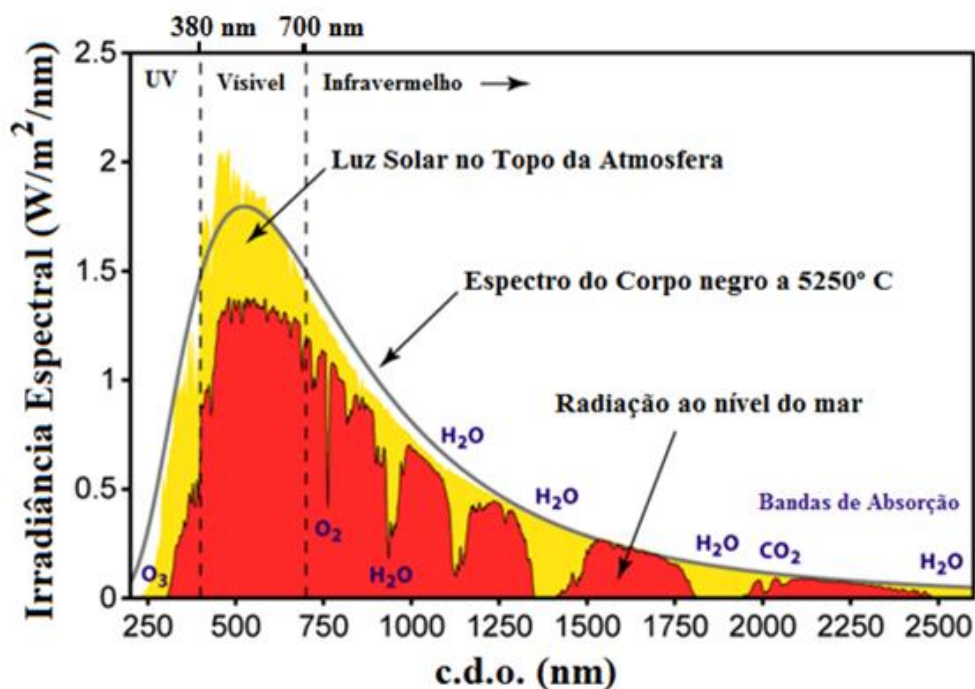


Figura 3.2: Espectro de emissão da radiação solar no topo da atmosfera (amarelo), ao nível do mar (vermelho) e do corpo negro a 5250°C (adaptado de [16]).

É assim de destacar, as seguintes desvantagens desta fonte de energia:

Fonte não pontual – devido às enormes dimensões da fonte (Sol) esta não pode ser considerada pontual não sendo, assim, a radiação paralela ao eixo do concentrador a ser utilizado;

Não regular – como referido anteriormente, a luz solar sofre reflexões e absorções durante o seu percurso através da atmosfera, dependendo o seu espetro à superfície das concentrações de gases e das condições climatéricas.

3.2 Concentrador parabólico

Um concentrador é qualquer objeto utilizado para aumentar o fluxo de raios numa zona do espaço, existindo diversas conformações possíveis com o uso de superfícies refletoras e lentes [59]. É assim difícil descrever de forma geral o funcionamento de concentradores, será descrito o funcionamento do concentrador utilizado neste trabalho – espelho parabólico.

Um espelho parabólico, neste caso côncavo ou convergente, forma uma imagem tridimensional, com distribuição Gaussiana, distribuída ao longo de uma área denominada mancha focal [60].

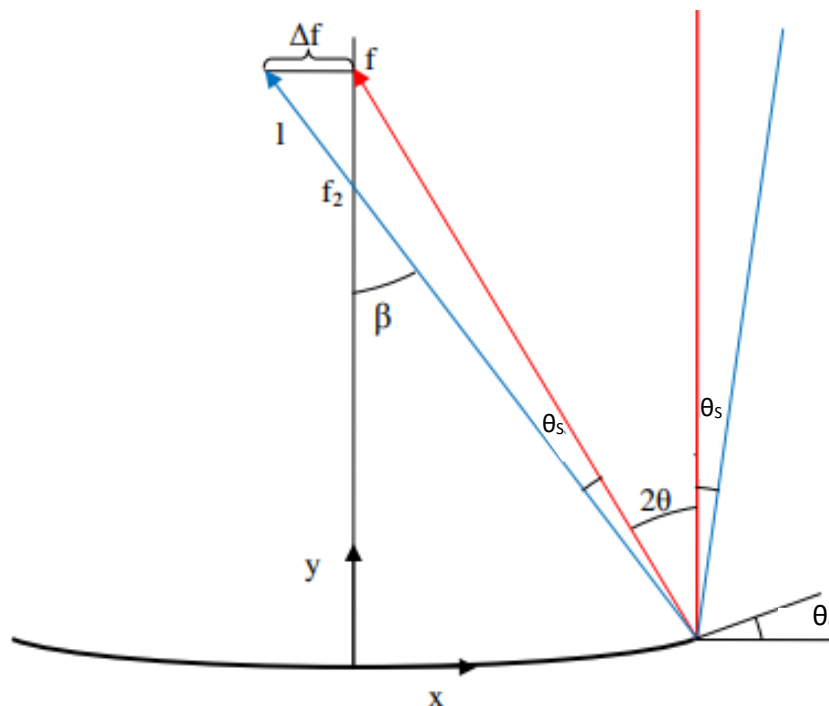


Figura 3.3: Representação esquemática da reflexão num ponto de uma superfície refletora parabólica. Verifica-se que diferenças no ângulo de entrada conduzem a diferentes diâmetros de mancha focal (adaptado de [60]).

Quando um raio (vermelho) atinge a superfície de um espelho deste tipo sofre reflexão e cruza-se com o eixo vertical da parábola no foco (f), o ângulo

refletido é o dobro do ângulo de inclinação entre a superfície do espelho e a direção horizontal (θ_e), tal encontra-se esquematizado na figura 3.3. Se um raio (azul) incidir no mesmo ponto, mas com um ângulo diferente (θ_s), este irá cruzar o eixo vertical da parábola, mas no ponto (f_2) e assim atingirá o plano focal a uma distância Δf do foco. Assim, o diâmetro focal (D_{mf}) é calculado pela equação 3.2, em metros:

$$D_{mf} = 2((f - y) \tan \beta - x) \quad \text{Equação 3.2}$$

Em que β representa o ângulo entre o eixo vertical da parábola e o raio refletido num ponto x, y da circunferência com raio igual à máxima abertura do espelho [60]. E pode ser expresso pela equação 3.3.

$$\beta = 2\theta_e + \theta_s \quad \text{Equação 3.3}$$

3.3 Laser

O termo laser é um acrónimo Inglês para *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, e tal como o nome indica trata-se de um sistema de amplificação da luz tirando proveito do princípio físico da emissão estimulada [61].

Este processo permite obter um feixe de luz que pode ser caracterizado como [61]:

Monocromático – propriedades inerentes ao meio ativo dotam o feixe de luz de uma gama de comprimentos de onda muito estreita considerando-se assim monocromático;

Colimado – devido à geometria da cavidade de ressonância, nomeadamente, à disposição dos espelhos, a luz sofre múltiplas reflexões até se encontrar com a direção necessária para abandonar a referida cavidade;

Coerente – o fenômeno de emissão estimulada garante coerência espacial e temporal em direção, fase e frequência.

De forma a melhor compreender o conceito de laser será apresentando em seguida alguns conceitos teóricos importantes para a formação de um feixe de luz com as características anteriormente apresentadas.

3.3.1 Amplificação ótica

Segundo o modelo quântico, os sistemas atômicos existem apenas em estados discretos de energia. Ou seja, a energia está quantizada e assim sendo as transições de um estado de energia (E_n) para o seguinte (E_{n-1}) podem ocorrer apenas quando existe absorção de um fóton, ou no caso inverso, emissão deste [12]. No equilíbrio térmico, a estatística de Boltzmann [62] prevê, que dos diversos estados discretos aquele que se encontra mais densamente povoado é o de menor energia. É, no entanto, possível inverter a população dos estados, através de uma fonte externa, como os raios solares, cuja a energia a corresponda à diferença entre dois níveis de energia desse sistema atômico. Se um nível de energia superior já se encontrar povoado, os fótons que incidem interagem com as partículas nesse estado de energia superior provocando a emissão de um fóton adicional. Cada um possui a frequência e fase do fóton que estimulou, primeiramente, a emissão resultando assim em uma amplificação da onda eletromagnética que, à frequência apropriada, interagiu com o sistema [63]. Na figura 3.4 estão esquematizados os fenômenos de emissão espontânea (a) e estimulada (b).

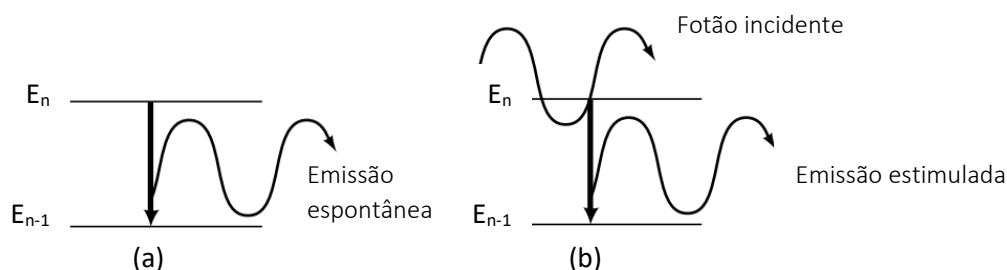


Figura 3.4: Representação esquemática dos fenômenos de emissão espontânea (a) e emissão estimulada (b) (adaptado de [12]).

3.3.2 Cavity de ressonância

Para que o fenómeno de amplificação se mantenha é necessário garantir que exista continuamente interações entre os fótons emitidos e as partículas, e que a taxa de absorção de fótons seja inferior à de emissão. Tal consegue-se devido à cavity de ressonância. Esta estrutura é constituída por 2 ou mais espelhos dispostos de uma forma específica em relação ao meio ativo. Cada espelho é parametrizado por ângulo, distância e curvatura de forma a proporcionar um retorno parcial da energia emitida pelo meio ativo para o seu interior múltiplas vezes, intensificando o processo de emissão estimulada. Também a refletividade é um parâmetro importante para obtenção de um feixe laser [64]. De forma a que grande parte dos fótons sejam de novo refletidos a refletividade deve ser elevada, no entanto, um dos espelhos é apenas parcialmente refletor permitindo a saída de um feixe colimado. Na figura 3.5 está esquematizado um exemplo de cavity de ressonância com 2 espelhos.

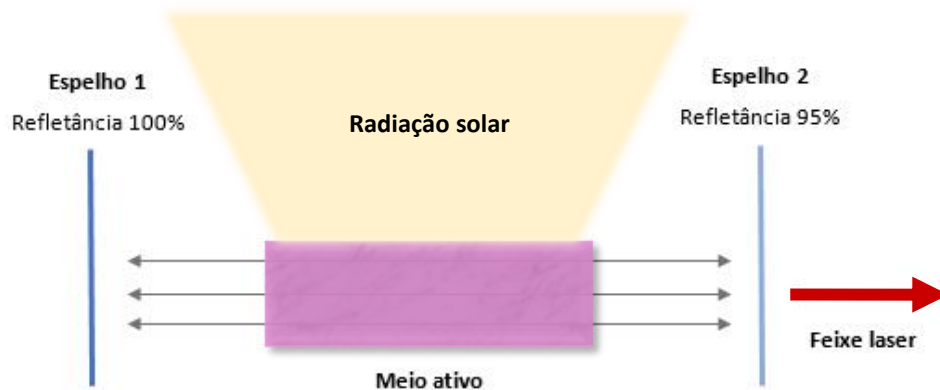


Figura 3.5: Representação esquemática de uma cavity de ressonância com 2 espelhos.

3.3.3 Modos de ressonância

A distribuição da luz na cavity de ressonância é regida por campos elétricos e magnéticos com origem no carácter eletromagnético da radiação [65]. Considera-se, assim, a variação do campo eletromagnético perpendicular e ao do eixo da cavity ressonante e, uma vez que apenas são permitidas certas conformações devido ao carácter discreto das frequências da radiação, constituem-se diversos modos de distribuição chamados modos de ressonância.

Se considerarmos apenas variação do campo elétrico perpendicular ao eixo da cavidade de ressonância, as configurações possíveis denominam-se modos de TEM_{nm} , (*transverse electromagnetic waves*) em coordenadas cartesianas, sendo n e m 2 inteiros com a indicação do número de linhas modais que interseam o eixo x e y , respetivamente. Através destes é possível inferir sobre a densidade de potência, divergência e dimensões do feixe laser produzido.

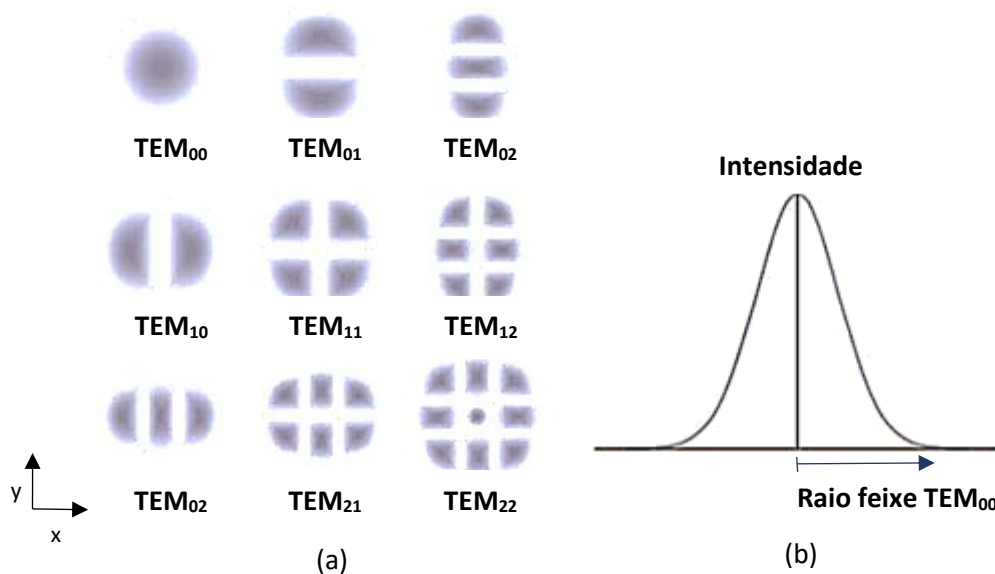


Figura 3.6: Distribuição de intensidade para diversos modos de ressonância TEM_{em} (a). Perfil de intensidade no modo TEM_{00} (b) (adaptado de [66]).

Na figura 3.6 (a) são apresentados alguns modos de ressonância TEM_{nm} . Cada um deles irá influenciar de diferente forma o perfil espacial de irradiância do feixe laser num meio [65]. Destaca-se o modo TEM_{00} , denominado também de modo-único ou fundamental. Este apresenta uma distribuição Gaussiana com se apresenta na figura 3.6 (b), dependendo o raio do feixe e a curvatura de parâmetros associados à cavidade de ressonância. No entanto, um perfil gaussiano não implica um feixe de qualidade em modo TEM_{00} , uma vez que da sobreposição das distribuições de intensidade de diferentes modos poderá resultar também um perfil aparentemente gaussiano [67], porém o modo TEM_{00} é o que origina um feixe com menor raio e menor divergência [68]. Pode se observar na figura 3.7 a diferença na divergência entre um feixe no modo fundamental TEM_{00} (a) e com diferente modo (b).

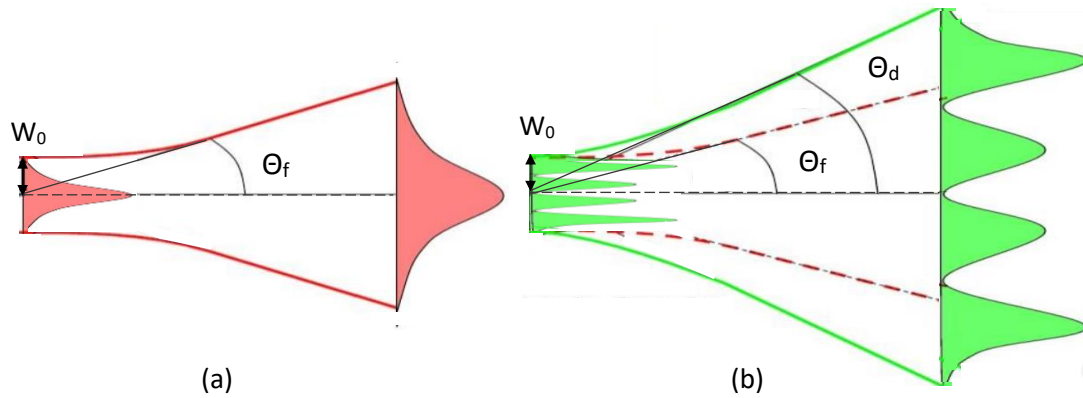


Figura 3.7: Divergência de um feixe no modo fundamental TEM_{00} (a) e com diferente modo de ressonância (b).

O semiângulo de divergência no modo fundamental (θ_f) é dado pela equação 3.4, em radianos, e corresponde ao mínimo valor de divergência que um feixe, com raio mínimo w_0 e comprimento de onda λ , apresenta [2].

$$\theta_f = \frac{\lambda}{\pi w_0} \quad \text{Equação 3.4}$$

$$\theta_d = M^2 \theta_f \quad \text{Equação 3.5}$$

Surge então o fator M^2 como uma medida da divergência do feixe laser. Este parâmetro adimensional, de uma forma geral, calcula o número de vezes que o semiângulo de divergência de um feixe (θ_d) é maior que no caso de um perfil gaussiano ideal (θ_f), sendo assim uma medida da qualidade de um feixe laser [2]. Para um valor de M^2 próximo de 1, o feixe apresenta boa qualidade, quanto maior o valor pior será a qualidade do feixe.

3.3.4 Laser de estado sólido

Sistemas de estado sólido utilizam como meio ativo matrizes de vidro ou materiais cristalinos com adição de dopante, geralmente Terras Raras, e permitem uma alta densidade energética. A utilização de Nd: YAG (acrônimo em inglês para *neodymium-doped yttrium aluminium garnet*) é bastante comum devido

às suas propriedades óticas, mecânicas e térmicas. A estrutura do cristal YAG é estável em toda a sua fase sólida, apresenta uma elevada dureza e estreita largura de linha fluorescente possibilitando assim uma alta taxa de amplificação. A utilização de Nd^{3+} como dopante possibilita a conservação da carga uma vez que substitui o equivalente ião Y^{3+} [14]. Na tabela 3.1 são apresentadas propriedades físicas do cristal YAG dopado com 1% de Nd^{3+} .

Tabela 3.1: Propriedades físicas e óticas do cristal YAG dopado com 1% de Nd^{3+} (adaptado de [14]).

| | |
|--------------------------------|-------------------------------------------------|
| Fórmula Química | Nd: $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$ |
| Estrutura | Cúbica |
| Ponto de Fusão | 1970°C |
| Dureza | 8.5 (em Mohs) |
| Densidade | 4.56 g/cm ³ |
| Tensão de rutura | $1.3\text{-}2.6 \times 10^6$ Kg/cm ² |
| Módulo de elasticidade | 3×10^6 kg/cm ² |
| Tempo de vida de fluorescência | 230 μs |
| Índice de refração | 1.82 |

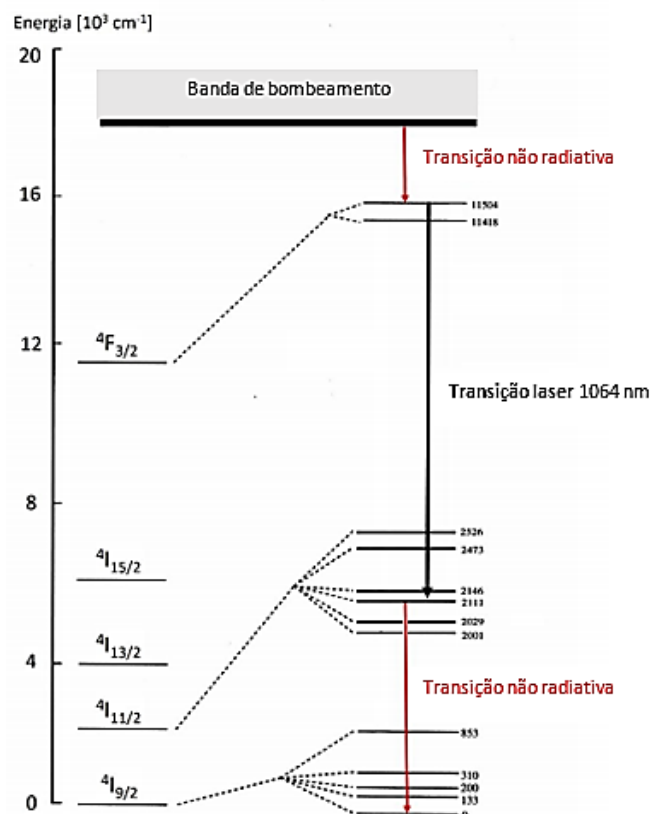


Figura 3.8: Diagrama de níveis de energia do cristal Nd: YAG (adaptado de [14]).

Num sistema com apenas 2 níveis de energia, os fenômenos de absorção e emissão ocorrem à mesma taxa, tornando impossível produzir inversão de população e gerar amplificação ótica. Por esse motivo escolhem-se materiais que apresentam 3 ou 4 níveis de energia [14]. Apresenta-se na figura 3.8 o diagrama de níveis de energia do laser de Nd: YAG que é um sistema de 4 níveis. Verifica-se que a transição laser apresenta um comprimento de onda de 1064 nm ocorrendo na transição entre os níveis ${}^4F_{3/2}$ e o ${}^4I_{11/2}$.

Uma vez que a eficiência do bombeamento do meio ativo depende da relação dos espectros de absorção do meio e de emissão da fonte estes devem apresentar uma boa correlação. Os espectros de absorção do Nd: YAG e de emissão solar à superfície terrestre apresentam uma correlação de 16%. [45]. No entanto, o Nd:YAG é o meio ativo mais utilizado em sistemas de estado sólido pois, uma vez que possui um sistema de 4 níveis de energia, a emissão pode ocorrer a uma potência de bombeamento mais baixa, relativamente a outros cristais como o rubi [14].

3.3.5 Eficiência de um laser de estado sólido

A eficiência geral de um sistema laser depende da eficiência dos diversos componentes desse sistema [69]. Assim, apresenta-se ilustrado na figura 3.9 um exemplo de um sistema, de meio ativo sólido, com os componentes necessários para emitir um feixe laser.

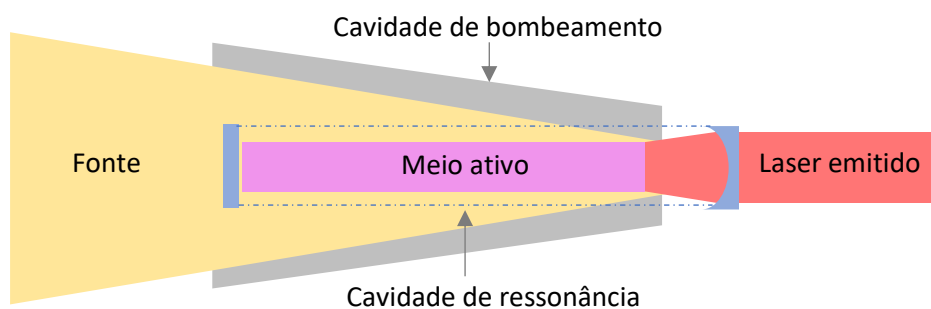


Figura 3.9: Ilustração de um sistema laser de estado sólido

De seguida são apresentadas as diversas eficiências associadas a cada componente:

Eficiência da fonte – A radiação atinge o meio ativo, no entanto, apenas será considerada útil a radiação com emissão na banda de absorção desse meio [69]. Assim define-se como eficiência da fonte (η_p) a fração de energia da radiação incidente no meio ativo com comprimento de onda na sua banda de absorção.

Eficiência de transferência – A energia que é transferida para o meio ativo depende da distribuição de potência e divergência da radiação incidente, bem como das características, como reflexão e refração, dos componentes óticos que constituem a cavidade de bombeamento. Surge então o conceito de eficiência de transferência (η_T), como a razão entre a energia transferida para o meio ativo e a energia incidente com comprimento de onda na banda de absorção.

Eficiência de absorção – A absorção da energia transferida depende de características físicas e geométricas do meio ativo. Assim, define-se eficiência de absorção (η_A) como a razão entre a potência absorvida pelo meio e a potência para ele transferida.

Eficiência do nível superior – A razão entre a potência emitida na transição laser e a potência absorvida pelo meio ativo define-se como eficiência do nível superior (η_s). Esta é o produto de 2 fatores, a eficiência quântica (η_Q), que representa a razão entre o número de fótons com contribuição para a emissão laser e o número de fótons bombeados, dependendo das perdas energéticas não radiativas, e o fator de Stokes (η_s), que representa o rácio de energia emitida por um fóton na transição laser e a energia de um fóton bombeado para o meio [69].

Eficiência de sobreposição – Características da cavidade de ressonância influenciam a distribuição dos modos de ressonância [69]. A eficiência de sobreposição (η_B), sendo definida como a razão entre o volume dos modos de ressonância e o volume bombeado no material ativo, é uma medida da sobreposição espacial entre os modos de ressonância e a distribuição da energia absorvida pelo meio.

Eficiência de extração – A fração da energia disponível no nível superior de energia que se verifica no feixe de saída define-se como eficiência de extração (η_E), depende de parâmetros óticos e geométricos da cavidade de ressonância [68].

3.4 Transmissão

Sendo constituídas por material dielétrico, as guias de onda transmitem feixes luminosos em uma direção paralela ao seu eixo. A transmissão da onda ao longo da guia depende também da sua geometria e da estrutura do material [70]. No entanto, segundo a Lei de Snell-Descartes (equação 3.6), o ângulo de incidência (θ_i) relaciona-se com o ângulo de transmissão (θ_t) através dos índices de refração dos meios envolvidos (n_1, n_2). Na figura 3.10 está ilustrado o princípio de transmissão em uma guia de onda.

$$n_1 \sin \theta_i = n_2 \sin \theta_t \quad \text{Equação 3.6}$$

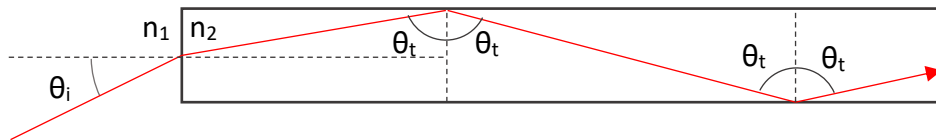


Figura 3.10: Ilustração do princípio de transmissão em uma guia de onda. (adaptado de [70]).

Durante a transmissão do feixe na guia, fenômenos de absorção e dispersão inerentes ao material e suas impurezas causam atenuação [70]. Define-se então a atenuação do sinal (α) como a razão entre as potências de saída (P_s) e entrada (P_e) de uma guia com l de comprimento e calcula-se pela equação 3.7:

$$\alpha = \frac{P_s}{P_e} \quad \text{Equação 3.7}$$

3.5 Interação com os tecidos

O feixe laser ao interagir com o tecido biológico irá transferir energia ao sistema através de uma série de mecanismos que se encontram esquematizados na figura 3.11.

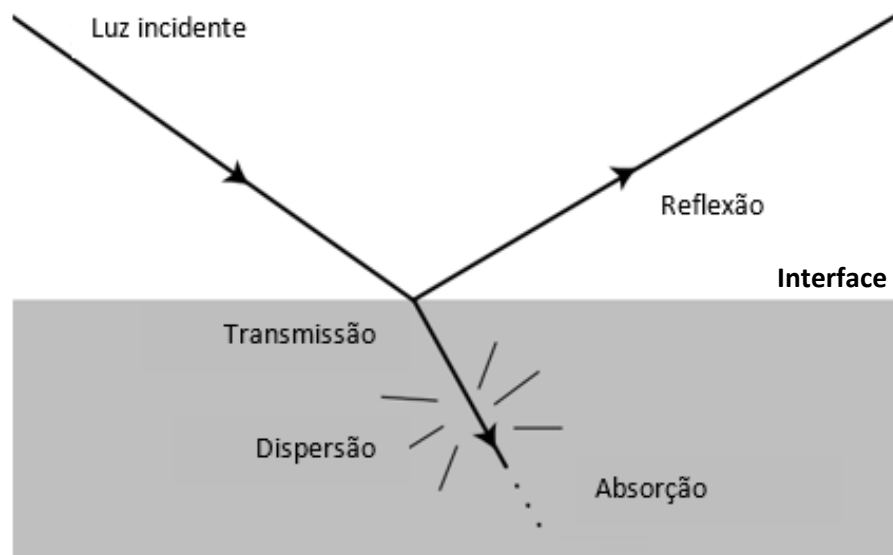


Figura 3.11: Ilustração de diferentes fenômenos que ocorrem quando um raio interage com um meio. Adaptado de [71].

Parte do feixe será refletido, dependendo da refletividade da interface, outra parte será transmitida ao longo do material de acordo com o seu espectro de transmissão podendo sofrer dispersões. A absorção, sendo o mecanismo pelo qual se deposita energia no tecido [71], tem grande relevância neste trabalho. Apresenta-se na figura 3.12 o espectro de absorção de diversos componentes do tecido. Destaca-se a oxí-hemoglobina (HbO_2), a desoxi-hemoglobina (Hb), a melanina e a água (H_2O) como os constituintes que mais contribuem para a deposição de energia nos tecidos [15].

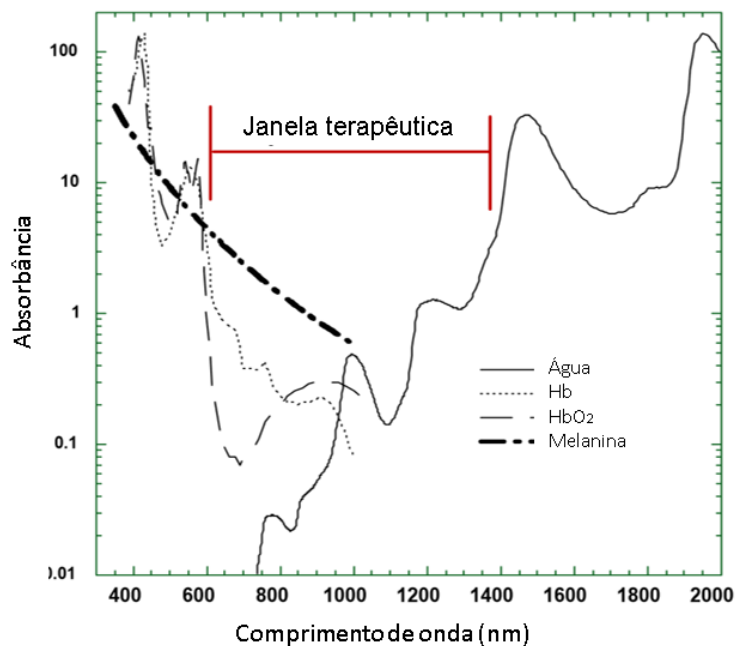


Figura 3.12: Espectro de absorção dos constituintes que mais contribuem (adaptado de [72]).

A absorção controla a penetração da luz nos tecidos. Note-se na figura 3.12 que para um comprimento de onda de radiação incidente aproximadamente entre 650 nm e 1300 nm a absorção é fraca na generalidade dos tecidos permitindo uma maior penetração da luz [15].

Além de características do material, a interação da luz com os tecidos depende de 2 grandezas: irradiância (I) e fluência (F). A primeira (equação 3.8) expressa a potência do feixe laser (P) por unidade de área irradiada (A) sendo geralmente denominada, densidade de potência. A fluência (equação 3.9) expressa a energia depositada (E) no sistema por unidade de área irradiada (A).

$$I = \frac{P}{A} \quad (W/cm^2) \quad \text{Equação 3.8}$$

$$F = \frac{E}{A} \quad (J/cm^2) \quad \text{Equação 3.9}$$

$$F = I \times T_e \quad (J/cm^2) \quad \text{Equação 3.10}$$

As 2 grandezas podem ser relacionadas através da expressão 3.10, em que T_e representa o tempo de exposição, em segundos, a um feixe com irradiância I .

Excluindo as variações de comportamento devido ao comprimento de onda da radiação incidente, os efeitos provocados nos tecidos diferem consoante os valores de irradiância e fluência [71]. Apresentam-se na figura 3.14 diversos mecanismos de interação entre o feixe laser e o tecido biológico. Note-se que a interação do feixe com o tecido em função da irradiação e do tempo de exposição divide-se em 5 tipos [50]: interação fotoquímica, interação térmica, fotoablação, ablação induzida por plasma e fotodisrupção

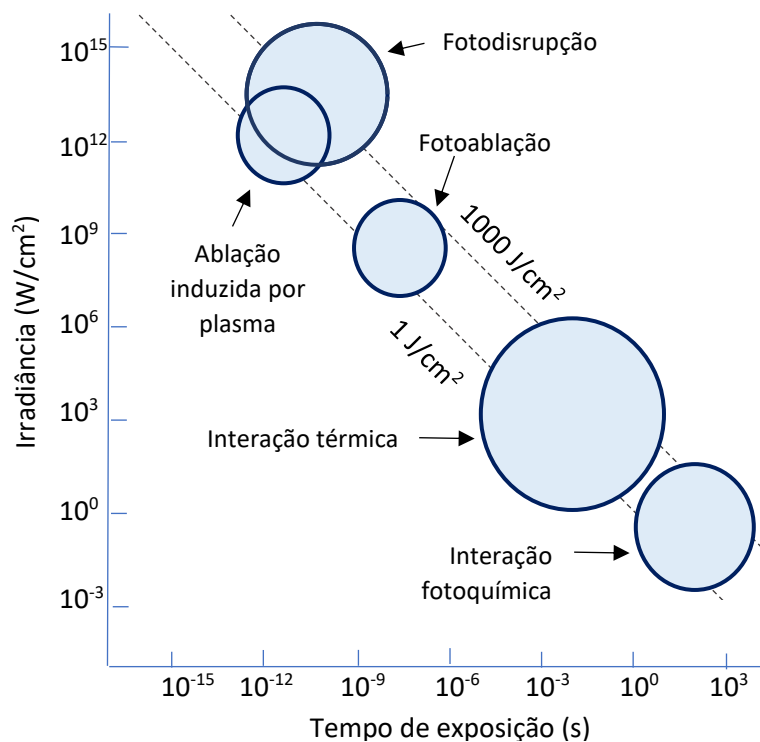


Figura 3.13: Esquema dos diferentes tipos de interação no tecido em função da irradiância do feixe e o tempo de exposição. As linhas a tracejado indicam valores de fluência constantes (adaptado de [50]).

Interação fotoquímica – Para um feixe com baixos valores de irradiância ($10^{-2} - 100 W/cm^2$), mas com um tempo de exposição prolongado ($10^1 - 10^3 s$), a interação diz-se fotoquímica. As baixas potências associadas permitem uma prolongada exposição dos tecidos ao feixe apenas afetando a sua estrutura e/ou composição química através da estimulação de certas reações, sem causar um elevado aquecimento do tecido.

Interação térmica – As interações térmicas estão associadas a um aumento da temperatura nos tecidos. Dependendo do valor de irradiância e do tempo de exposição podem-se experienciar 2 fenómenos[50] :

- Coagulação, figura 3.15 (a) – causa o desnaturamento das proteínas e ocorre com densidades de potência suficientemente altas para elevar a temperatura dos tecidos, mas não para ebulir o seu principal constituinte, a água;

- Vaporização, figura 3.15 (b) – Quando são aplicadas maiores densidades de potência em um curto espaço de tempo a temperatura de ebulição da água é rapidamente atingida ocorrendo vaporização do tecido.

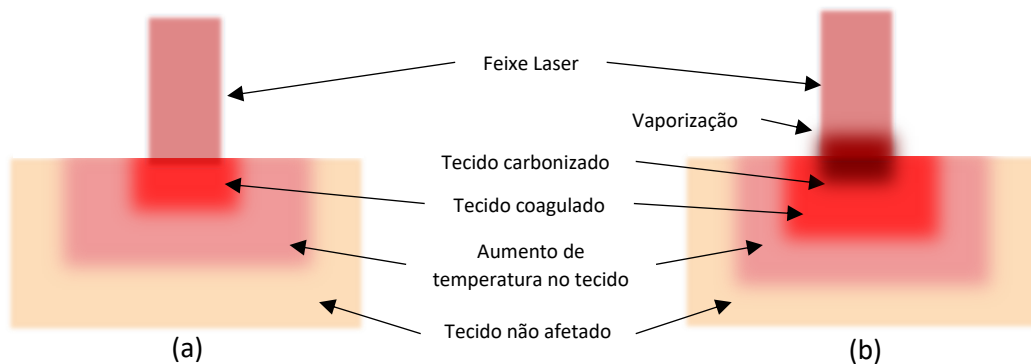


Figura 3.14: Ilustração do efeito no tecido resultante de interações térmicas: coagulação (a), vaporização (b).

Fotoablação – Se o comprimento de onda de um feixe laser de elevada irradiância se situar na região do ultravioleta pode ocorrer a quebra de ligações entre as moléculas irradiadas devido à elevada energia dos fótons do feixe ($10^7 - 10^8 \text{ W/cm}^2$).

Ablação induzida por plasma – Para curtos pulsos de irradiância muito elevada (10^{11} W/cm^2 em sólidos e fluidos e dos 10^{14} W/cm^2 no ar), a interação com a superfície do tecido, mediada pelo intenso campo elétrico associado ao feixe laser, causa uma ruptura dielétrica no tecido levando à formação de plasma. Este embate no material induzindo ablação.

Fotodisrupção – A formação e expansão de plasma gera ondas de choque que se propagam aos tecidos adjacentes contribuindo para a sua desintegração através de forças mecânicas [50].

DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA LASER SOLAR

4.1 Descrição do sistema ótico

Um espelho plano com refletividade de 93.5% [2] constituído por 4 segmentos, cada um com 1.27 metros de largura e 1.16 metros de altura, encontra-se montado num sistema helióstato de 2 eixos. Este pode ser controlado manualmente, através de um controlo que confere grande precisão ao utilizador, ou automaticamente, com o auxílio de um sistema GPS que verifica a posição do helióstato e ajusta-a em relação ao Sol. A estrutura apresenta-se na figura 4.1 (b) onde se destaca, a vermelho, a área ocupada pelos espelhos acima referidos. O objetivo é direcionar os raios solares para um espelho parabólico concentrador com refletividade de 80%, 1.3 metros de diâmetro e distância focal de 0.66 metros, que se apresenta na figura 4.1 (a).

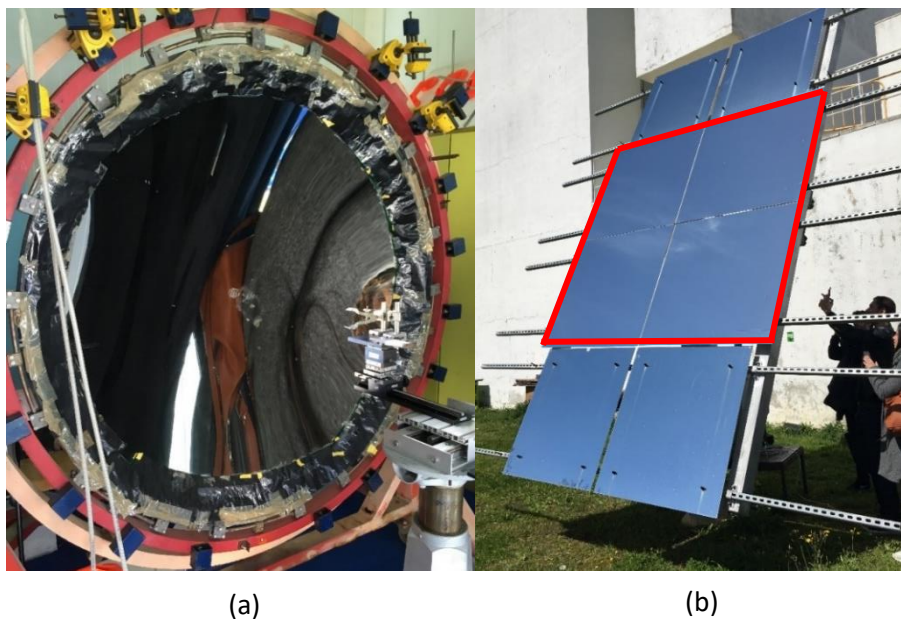


Figura 4.1: Sistema helióstato-espelho parabólico da FCT-UNL. (a) espelho parabólico, (b) helióstato. Note, a vermelho, a posição dos 4 segmentos

O sistema laser solar está ilustrado na figura 4.2, com apoio da tabela 4.1. A uma distância L_1 do centro do espelho encontra-se um sistema, com configuração *end-pump*, composto por diversos componentes. A lente apresenta um diâmetro de base D_1 , altura H_1 , raio de curvatura R_1 e tem um prolongamento cilíndrico com raio D_1 e altura H_2 . Afastado L_2 da face plana da lente encontra-se um concentrador constituído por um cone de alumínio revestido de prata com refletividade 95%, diâmetro de entrada D_2 , diâmetro de saída D_3 e comprimento H_3 , assente num cilindro, também de alumínio revestido de prata, com diâmetro D_3 e comprimento H_4 . No centro desta peça, a uma distância L_3 da face plana da lente, encontra-se o cristal cilíndrico de Nd:YAG (1at.% Nd³⁺) com diâmetro D_4 e comprimento H_5 . Este é fixo por um suporte cilíndrico com diâmetro D_3 e comprimento H_6 , a uma distância L_4 do concentrador. A água, com o objetivo de arrefecer o sistema, entra à taxa de 6 litros por minuto pela parte inferior cilíndrica do concentrador, sobe até à lente e desce pela parte exterior do cone, abandonando o sistema pela sua secção inferior. A cavidade de ressonância é constituída pelo revestimento da extremidade superior do cristal, de elevada refletividade (HR, acrónimo em inglês para *high reflectivity*) para o comprimento de onda de 1064 nm (>99.8%), situado na extremidade superior do cristal, e o acoplador de saída parcialmente refletor (PR, acrónimo em inglês para *partial reflectivity*) para o comprimento de 1064 nm (94%). Este acoplador encontra-se a uma distância L_5 da face posterior do cristal, apresenta raio de curvatura de R_2 e diâmetro D_5 .

Tabela 4.1: Dimensões e posições dos diversos componentes do sistema.

| | | | |
|-------|----------|-------|----------|
| L_1 | 628.0 mm | H_5 | 35.0 mm |
| L_2 | 4.0 mm | H_6 | 6.5 mm |
| L_3 | 4.3 mm | D_1 | 46.0 mm |
| L_4 | 3.0 mm | D_2 | 22.0 mm |
| L_5 | 25.0 mm | D_3 | 9.0 mm |
| H_1 | 20.8 mm | D_4 | 4.0 mm |
| H_2 | 1.7 mm | D_5 | 25.0 mm |
| H_3 | 19.3 mm | R_1 | 19.5 mm |
| H_4 | 8.5 mm | R_2 | -5000 mm |

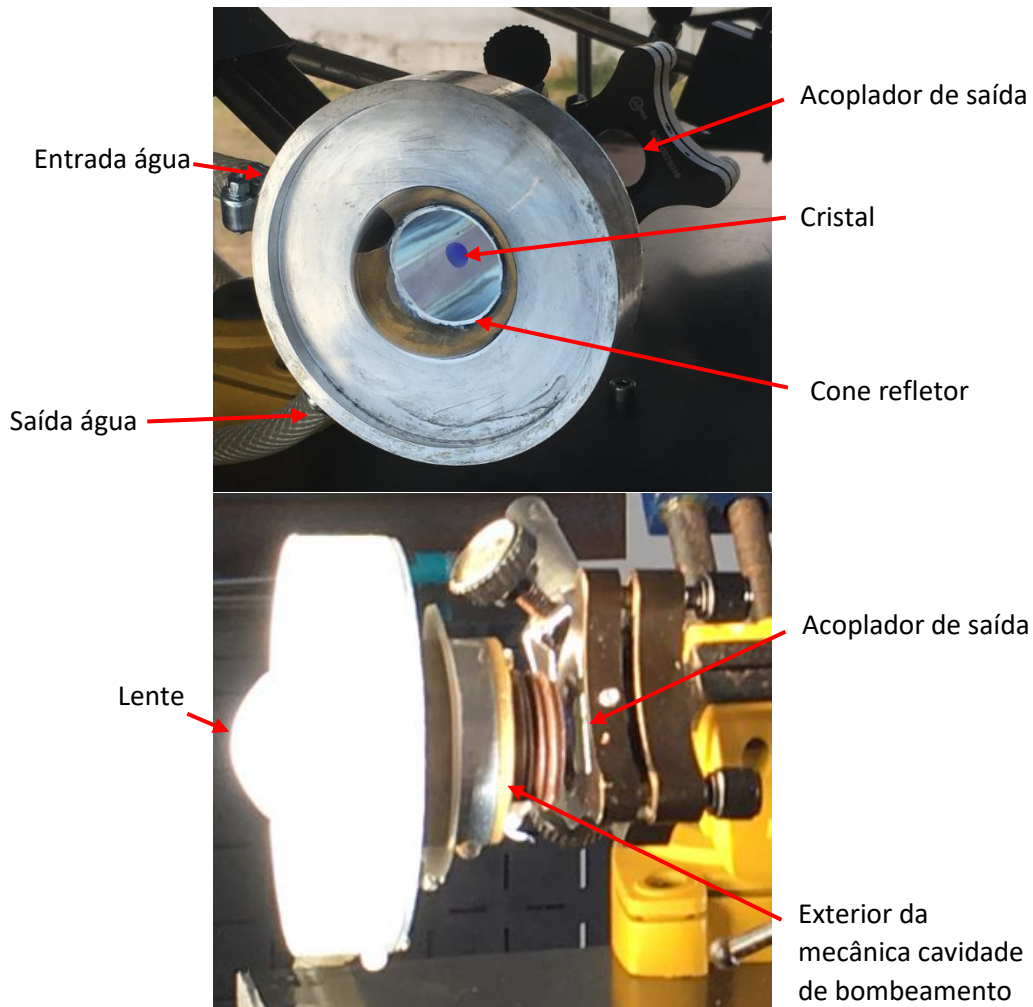


Figura 4.3: Protótipo cabeça laser montado neste trabalho

4.2 Simulação do sistema ótico

4.2.1 Ferramentas de simulação utilizadas

Com a capacidade de realizar uma previsão da realidade, sustentada nas características dos agentes envolvidos, ferramentas de simulação numérica permitem poupar tempo e custos. Neste projeto serão utilizados 2 produtos de *software* para simulação:

ZEMAX™ – Foi utilizado o modo não-sequencial deste programa. Neste modo a ordem de superfícies atingidas é apenas definida pelas propriedades físicas dos objetos, pela sua posição e pela direção de propagação dos raios. As superfícies podem ser atingidas múltiplas vezes, assim como podem nunca vir a

ser atingidas. O traçado de raios funciona de acordo com o método de simulação Monte Carlo [73], sendo possível simular 3 tipos de objetos [74];

Fontes luminosas – responsáveis pela radiação incidente;

Elementos óticos – meios em que a radiação interage entre a fonte e o detetor;

Detetores – volumes colocados com o objetivo de captar informação sobre a radiação incidente e absorvida nos sistemas óticos.

Podem ser alterados diversos parâmetros óticos e geométricos destes elementos, bem como as suas posições, de forma a testar diversas configurações de um sistema ótico.

LASCAD™ – Este programa reúne diversas ferramentas [75] para *design* e otimização de cavidades de ressonância. Desta forma, é possível modelar estes componentes do sistema e analisar, assim, efeitos térmicos e estruturais, o perfil e qualidade do feixe laser, bem como a sua potência e eficiência.

4.2.2 Fonte

Neste trabalho, a fonte de energia corresponde à área de irradiância solar capaz de ser capturada pelo espelho parabólico. Sendo esta circular, o tipo de fonte mais indicado é *Source Ellipse*. Apresenta-se na figura 4.4 a fonte programada no *software* Zemax.

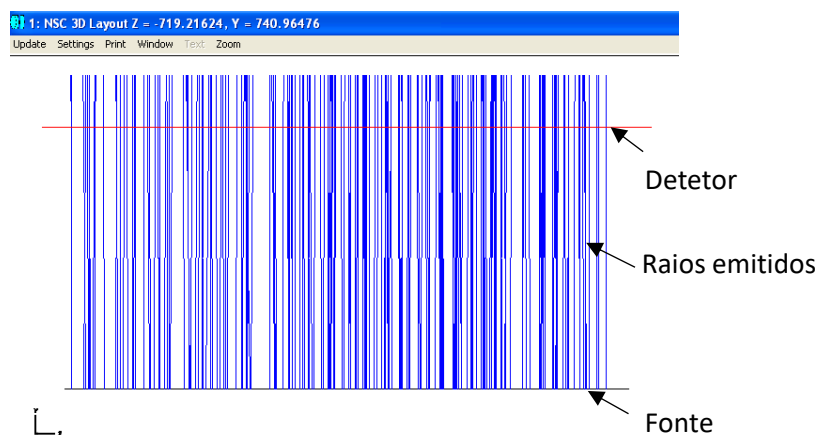


Figura 4.4: Visualização da fonte programada no software Zemax. Observe a representação do objeto fonte, na parte inferior, a preto, um detetor, na parte superior, a vermelho, e os raios emitidos da fonte a azul.

É então necessário definir os seguintes parâmetros: espectro de emissão, número de raios emitidos, potência, dimensões, e ângulo máximo.

Espectro de emissão

No caso de um sistema de laser solar com meio ativo Nd:YAG são considerados 22 picos de absorção deste material [2]. Assim foi consultado o espectro solar padrão (AM 1.5) [76], no qual se obtiveram o valor da irradiância solar espectral ($W/m^2/nm$) dos 22 picos de absorção do meio ativo. Depois foram carregados os dados para o Zemax. O espectro de emissão programado apresenta-se no anexo I.

Número de raios emitidos

Uma vez que o processo de simulação é estatístico, de forma a obter um resultado preciso é necessário utilizar um número elevado de raios. No entanto, quanto maior o número de raios, maior o tempo de simulação. Assim, existe para cada sistema ótico um valor ótimo que permita resultados precisos num espaço menor de tempo. De forma a definir esse parâmetro foram realizadas simulações no software Zemax de um sistema ótico complexo em que a única variável é o número de raios. A potência absorvida num detetor na saída do sistema ótico e o tempo de simulação são anotados e apresentam-se na tabela 4.2.

Tabela 4.2: Variação do tempo de simulação e da potência absorvida por um detetor de um sistema ótico em que a única varável é o número de raios.

| Número de Raios | Potência absorvida (W) | Tempo de simulação (s) |
|-----------------|------------------------|------------------------------|
| 1000 | 128.963 | 0.5 |
| 10000 | 127.269 | 6.2 |
| 100000 | 127.899 | 60.3 |
| 1000000 | 127.679 | 604.5 (cerca de 10 minutos) |
| 5000000 | 127.764 | 2461.6 (cerca de 40 minutos) |
| 10000000 | 127.773 | 4872.5 (cerca de 80 minutos) |
| 50000000 | 127.770 | 23889.6 (cerca de 6 horas) |

Note-se que ao aumentar o número de raios o valor parece convergir. A partir de 1000000 de raios o valor da potência absorvida estabiliza, ou seja, valores superiores significam um cada vez menor acréscimo de precisão, mas também um cada vez maior tempo de simulação.

Dimensões

A fonte simulada tem as mesmas dimensões da área de coleção, sendo esta limitada pelas dimensões do espelho parabólico existente no laboratório. Este apresenta 0.65 metros de raio, assim os parâmetros *X Half Width* e *Y Half Width*, que definem a área de emissão da fonte no *software* Zemax, são ambos definidos como 0.65 metros.

Potência

O valor de irradiância solar num dia de Verão em Lisboa é cerca de 900 W/m² [2]. A área da fonte corresponde à área de coleção, neste caso o espelho parabólico apresenta 1.33 m² ($0.65^2 \times \pi$) de área. Obtendo-se 1197 W para a potência irradiada, porém o espectro programado apenas contém os picos de absorção do meio ativo, sendo a correlação entre o espectro de absorção do Nd:YAG e o espectro solar à superfície terrestre de apenas 16% [7]. Há ainda que ter em conta a refletividade do heliostato (93.5%) que direciona os raios para o espelho, também utilizado em outros trabalhos [48]. Assim, obtêm-se 179 W ($1197 \times 0.16 \times 0.935$) para a potência da fonte.

Ângulo máximo

Como visto no subcapítulo 3.1, devido ao Sol ser uma fonte não pontual, a radiação apresenta um ângulo de incidência máximo de 0.27°. O parâmetro que permite programar esse ângulo no Zemax é o *cosine exponent*, quanto maior o seu valor menor será o ângulo máximo de incidência. Um ângulo de 0.27° corresponde a um *cosine exponent* de 80000 [7].

4.2.3 Espelho parabólico

Para concentração da luz solar, tal como em outros trabalhos [48] é utilizado o espelho parabólico disponível no laboratório. Este pode ser representado pelo objeto *Aspheric Surface*, encontrando-se na figura 4.5 o objeto programado no *software* Zemax.

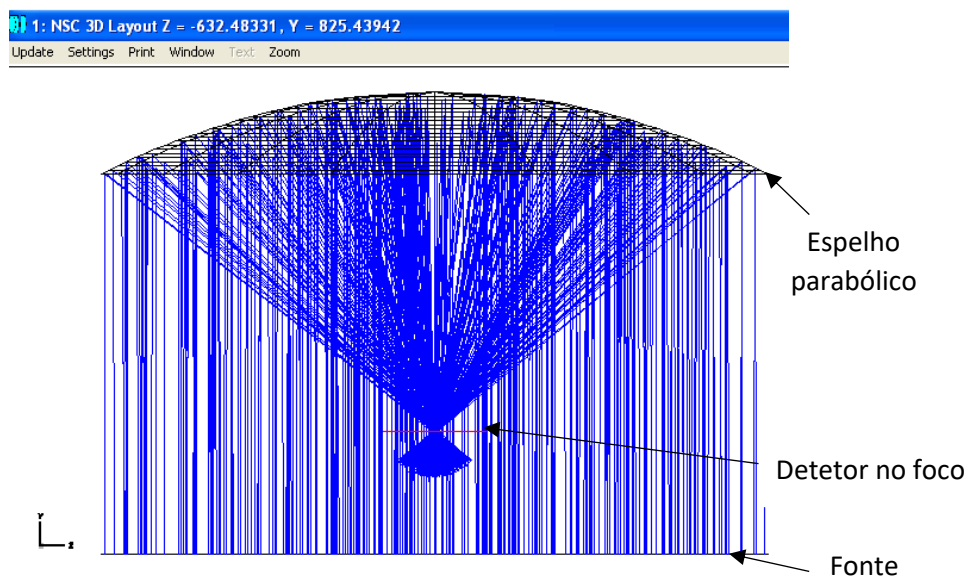


Figura 4.5: Visualização do espelho parabólico programado em Zemax.

O espelho programado deverá apresentar as mesmas características do espelho do laboratório assim sendo necessário definir as propriedades do material e as suas dimensões.

Material

O material programado corresponde no Zemax ao tipo *MIRROR*, este comporta-se como um refletor tendo de se alterar a sua refletividade para 80% para corresponder à realidade do espelho parabólico utilizado. De forma a verificar a correta programação deste parâmetro, foi realizada uma simulação com 179 W de energia emitidos da fonte que incidem no espelho parabólico e se concentram num detetor no foco. Como a radiação atinge o detetor depois de ter sido refletida pelo espelho é esperado detetar 143.2 W (179×0.8) no foco. Na tabela 4.3 é apresentado o resultado desta verificação bem sucedida.

Tabela 4.3: Comparação entre a potência detetada e a potência esperada no foco

| Energia da fonte (W) | Potência absorvida no foco (W) | Potência esperada no foco (W) |
|----------------------|--------------------------------|-------------------------------|
| 179.000 | 143.157 | 143.200 |

Dimensões

As dimensões do espelho programado serão as mesmas do espelho parabólico do laboratório, 0,65 metros de raio máximo. Assim define-se o parâmetro do Zemax *Max Aper* como 650 mm. A definição da altura e forma do espelho são definidas pelo parâmetro *Radius*. Este pode ser definido em função da distância focal. Sabe-se que neste caso é 660 mm, correspondendo assim a um valor de 1320 para o parâmetro *Radius*.

Para verificar a boa programação das dimensões do espelho foi analisada a mancha focal. O diâmetro desta pode ser calculado pelas equações 3.2 e 3.3, apresentando-se os parâmetros calculados na tabela 4.4.

Tabela 4.4: Parâmetros para cálculo do diâmetro da mancha focal (D_{mf}) e semiângulo máximo de incidência no plano da mancha (β).

| | |
|------------|-----------|
| f | 660.00 mm |
| Y | 160.00 mm |
| x | 650.00 mm |
| 2θ | 52.43° |
| θ_s | 0.27° |
| β | 52.70° |
| D_{mf} | 12.69 mm |

A área da mancha deve apresentar, então, um diâmetro de aproximadamente 12,7 mm e um ângulo máximo de 52,7°. Na figura 4.6 apresenta-se o gráfico obtido no foco do espelho parabólico para a irradiância (W/cm^2) em função da posição no eixo x (mm) do plano do detetor. No qual se verifica uma distribuição Gaussiana, em que a energia se concentra numa área com 6,35 mm de raio.

Com o objetivo de descobrir qual a percentagem de energia que se encontra nessa área foram realizadas 2 simulações, ambas com a mesma fonte e espelho parabólico. No entanto foram utilizados detetores com áreas diferentes, na primeira simulação programou-se uma largura de 12,7 mm (diâmetro da mancha focal), enquanto que na segunda, uma largura de 20 mm de forma assegurar que toda a radiação concentrada pelo espelho é detetada. Os resultados apresentam-se na tabela 4.5.

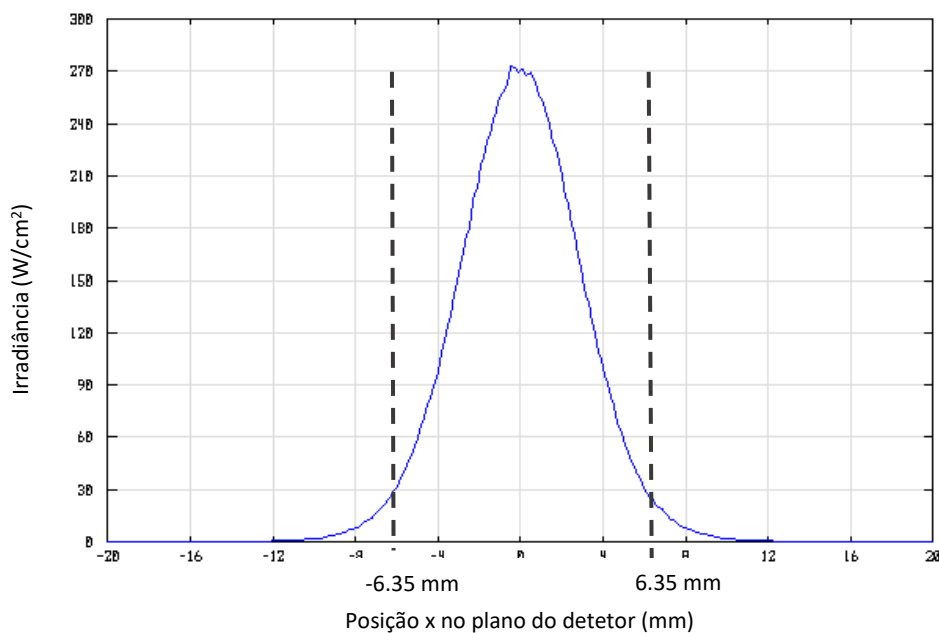


Figura 4.6: Irradiância (W/cm²) em função da posição (mm) no eixo X do plano do detetor colocado no foco do espelho parabólico.

Tabela 4.5: Comparação da energia incidente no plano da mancha focal numa área igual ao seu diâmetro calculado (Dmf) ou significativamente maior.

| Potência absorvida no foco num detetor com 12.7 mm de largura (W) | Potência detetada no foco num detetor com 20 mm de largura (W) |
|-------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------|
| 138.200 | 143.140 |

Verifica-se que a percentagem de radiação no plano detetado na mancha focal é de cerca de 97 %, comprovando a boa programação deste objeto.

De forma a verificar o semiângulo de incidência máximo da radiação (β) analisou-se a irradiância angular (W/m²/sr) em função do ângulo de incidência (°) no plano do detetor. Na figura 4.7 apresenta-se o gráfico obtido no *software* Zemax, onde se encontra indicado o valor de 53 ° para o máximo do ângulo de incidência. Comprova-se, mais uma vez, a boa programação deste objeto.

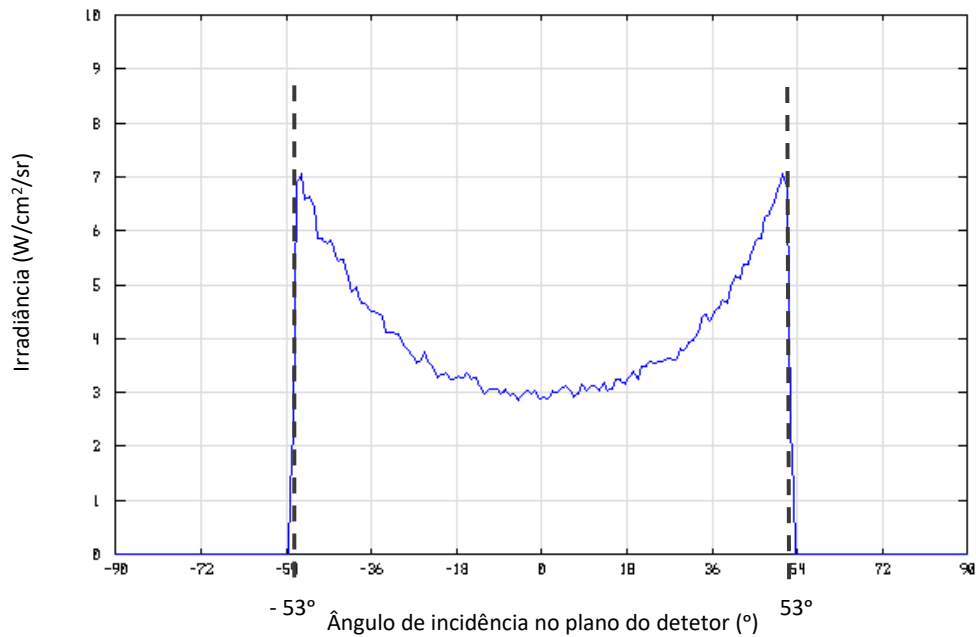


Figura 4.7: Irradiância (W/cm²/sr) em função do ângulo de incidência no plano do detetor (°).

4.2.4 Meio ativo

Neste projeto o meio ativo utilizado foi um cristal de Nd:YAG (1at.% Nd³⁺). Este material pode ser representado no software Zemax por um objeto do tipo *Cylinder Volume*. Quanto mais energia absorver o cristal melhor será a eficiência do sistema [2]. Assim, para descobrir qual a energia absorvida em cada simulação, é também programado um detetor ao longo do volume do cristal. Este é um objeto do tipo *Detector Volume*, sendo a sua representação um paralelepípedo desenhado de forma a conter o volume do cristal e medir o fluxo absorvido por volume (W/mm³), o material define-se como *WATER*, e a sua largura e comprimento são iguais ao diâmetro e comprimento do cristal, respetivamente. As características do material cristalino bem como as suas dimensões são também definidas no Zemax. Apresenta-se na figura 4.8 o sistema cristal-detetor programado.

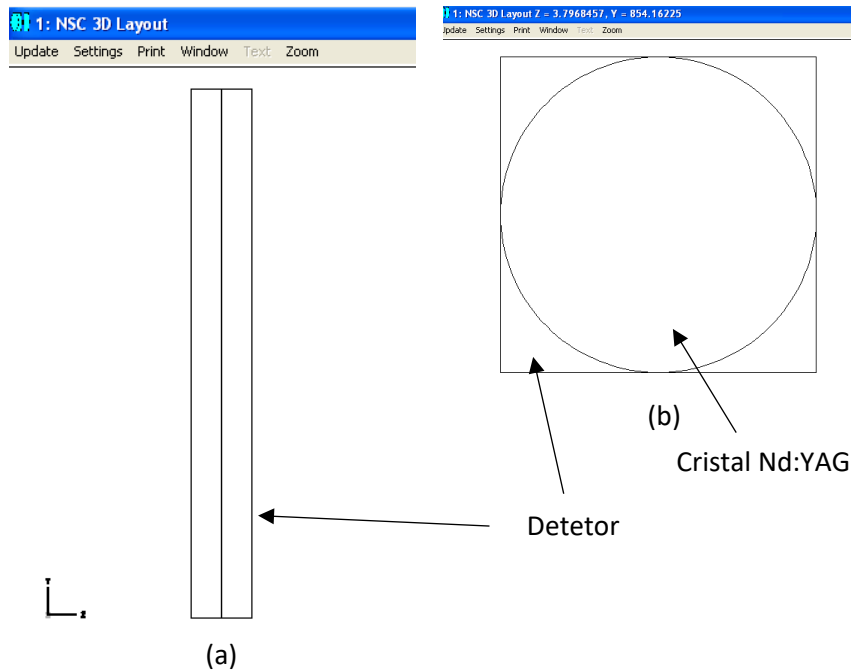


Figura 4.8: Vista lateral (a) e frontal (b) do sistema composto pelo detetor e pelo cristal.

Material

O material que representa este tipo de cristal é definido no Zemax como *S-LAH60M*. Uma vez que a fonte está programada apenas com os 22 picos de absorção do cristal Nd:YAG, apenas tem de ser programado o espectro de transmissão [77], encontrando-se no anexo II.

Dimensões

Vários estudos [5], [6] indicam um comprimento de 25 a 35 mm e diâmetro de 3 a 4 mm como ótimo para produção de laser solar. Assim foram simulados 4 esquemas com a mesma fonte, espelho parabólico e lente convergente. Com 2 desses esquemas, pretende-se estudar a influência do diâmetro do cristal na potência absorvida e na potência laser. Assim posicionou-se no foco da lente a face superior de um cristal com 35 mm de comprimento. Num caso programou-se 3 mm de diâmetro, noutra 4 mm de diâmetro. Os resultados apresentam-se na tabela 4.6, tendo sido obtidos através dos *softwares* Zemax e Lascad, este último para cálculo da potência laser.

Tabela 4.6: Influência do diâmetro do cristal na potência absorvida pelo cristal (W) e potência do feixe laser emitido, calculadas através dos softwares Zemax e Lascad, respectivamente.

| Diâmetro cristal (mm) | Potência absorvida pelo cristal (W) | Potência laser (W) |
|-----------------------|-------------------------------------|--------------------|
| 3 | 62.398 | 15.898 |
| 4 | 74.570 | 15.063 |

Verifica-se que uma maior área de exposição ao foco da lente permite uma potência absorvida mais elevada. No entanto, o aumento da área de secção transversal resulta num aumento da energia necessária para inversão de população, notando-se uma potência laser mais baixa para 4 mm de diâmetro.

Com outros 2 esquemas, pretende-se estudar a influência do comprimento do cristal na potência absorvida e na potência laser. Assim colocou-se no foco da lente um cristal de Nd:YAG com 4 mm de diâmetro e 25 mm de comprimento num caso e 35 mm de comprimento noutra. Foi também adicionado aos esquemas um refletor cónico ao longo do comprimento do cristal com dimensões otimizadas para cada caso. Os resultados apresentam-se na tabela 4.7.

Tabela 4.7: Influência do comprimento do cristal na potência absorvida pelo cristal (W) e potência do feixe laser emitido, calculadas através dos softwares Zemax e Lascad, respectivamente.

| Comprimento cristal (mm) | Potência absorvida pelo cristal (W) | Potência laser (W) |
|--------------------------|-------------------------------------|--------------------|
| 25 | 93.792 | 22.905 |
| 35 | 97.778 | 22.617 |

Verifica-se que o aumento do comprimento do material ativo resulta num aumento de energia absorvida, mas o maior comprimento do cristal provoca mais perdas por interação com o meio na cavidade de ressonância, resultando numa potência laser menor.

Neste projeto decidiu-se utilizar um cristal com 4 mm de diâmetro e 35 mm de comprimento devido à sua disponibilidade no laboratório.

Nas simulações anteriores, tal como em todas que envolvam o sistema detetor-cristal, é também simulada a água responsável pelo arrefecimento. Esta é representada por um objeto do tipo *Rectangular Volume* com material definido como *WATER* e dimensões necessárias para incluir o sistema detetor-cristal no seu interior. O seu espectro de transmissão [78] encontra-se no anexo III.

4.2.5 Lente

Uma lente convergente de sílica fundida ajuda a concentrar a radiação numa mancha focal de menor dimensão, mais perto do diâmetro do cristal [6]. Esta peça pode ser representada no *software* Zemax por um objeto do tipo *Annular Aspheric Lens*. Tal apresenta-se na figura 4.9.

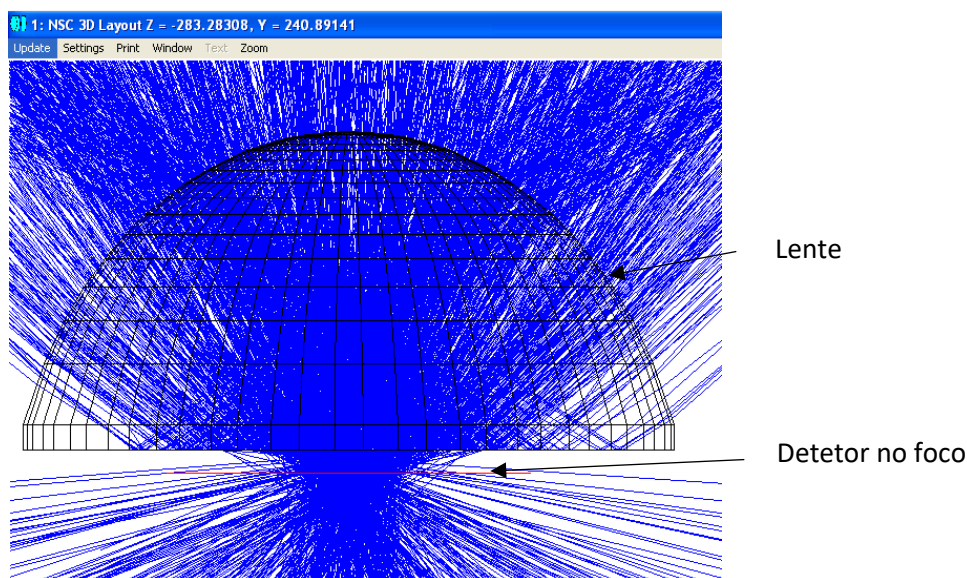


Figura 4.9: Lente convergente programada no *software* Zemax.

Nas figuras 4.10 e 4.11, apresenta-se, respetivamente, a irradiância (W/cm^2) em função da posição no eixo x (mm) e a irradiância angular ($W/m^2/sr$) em função do ângulo de incidência ($^\circ$) no plano do detetor. Note-se a menor dimensão da mancha focal, ótima para um cristal com 4 mm de raio. Também o semiângulo de incidência é maior e mais bem distribuído, o que permite mais reflexões no concentrador e, assim mais interações com o meio ativo.

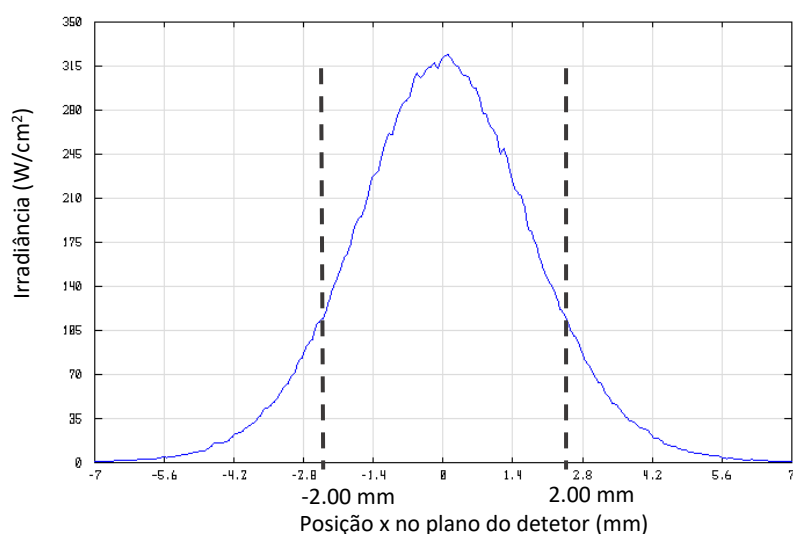


Figura 4.10: Irradiância (W/cm^2) em função da posição (mm) no eixo x do plano do detetor colocado no foco da lente.

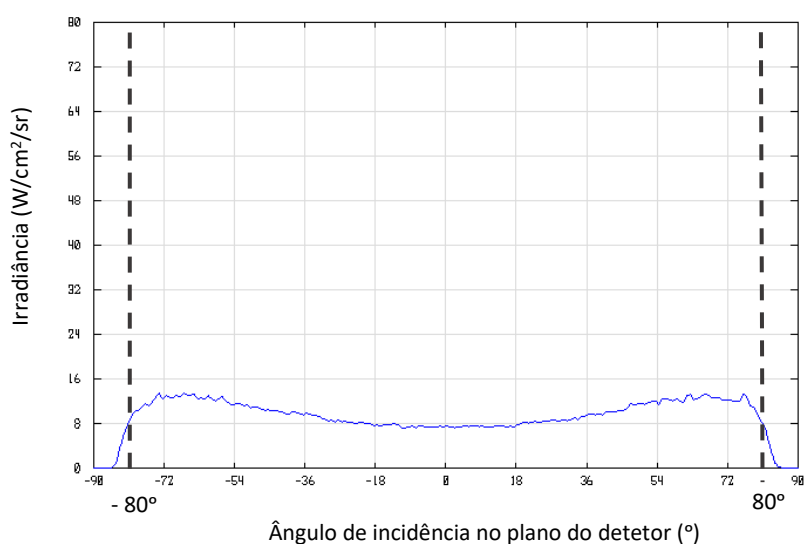


Figura 4.11: Irradiância ($\text{W}/\text{cm}^2/\text{sr}$) em função do ângulo de incidência no plano do detetor ($^\circ$).

Para a programação deste objeto foram definidos características e parâmetros que definem o material e as dimensões.

Material

A lente é de sílica fundida correspondendo no Zemax ao material *SILICA*. As propriedades óticas e térmicas deste material são superiores às de outros tipos de vidro devido à sua pureza [4], [16]. No entanto, é preciso definir o seu espectro de transmissão [79], a programação deste encontra-se no anexo IV.

Dimensões

Depois de testado diversos dimensionamentos para a lente convergente atingiu-se um máximo de energia absorvida no cristal para uma configuração muito semelhante a uma lente existente no laboratório. De forma a provar que a lente do laboratório pode ser utilizada em vez da opção simulada apresentam-se 2 esquemas. Em ambos se utilizou um esquema idêntico, com mesma fonte, espelho parabólico, cone refletor, sistema detetor-cristal e água. No entanto, numa utilizou-se a lente simulada e noutra a lente do laboratório. A potência absorvida pelo cristal (W/cm^2) foi registada nos 2 casos. Pode então observar-se, na figura 4.12 e tabela 4.8, os 2 esquemas e os resultados obtidos, respetivamente.

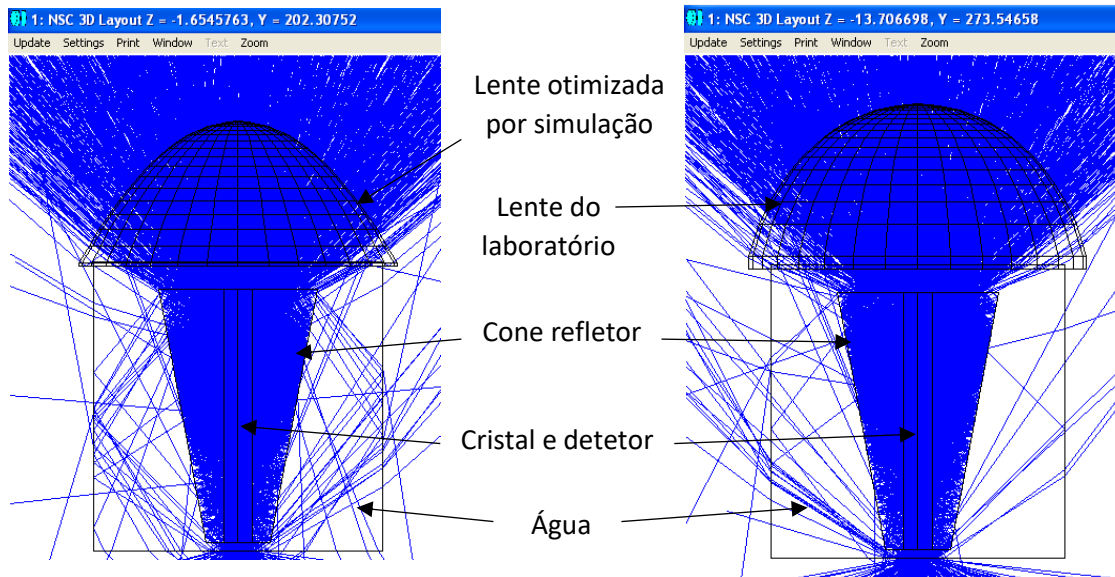


Figura 4.12: Comparação de 2 esquemas idênticos com lente otimizada por simulação e com uma lente do laboratório.

Tabela 4.8: Comparação em termos de energia absorvida em um detetor de volume num cristal para um esquema com uma lente otimizada por simulações e outro com uma lente disponível no laboratório.

| Lente | Potência absorvida (W) |
|---------------------------|------------------------|
| Otimizada por simulação | 99.973 |
| Disponível no laboratório | 98.875 |

4.2. Simulação do sistema ótico

Verifica-se que a energia absorvida é praticamente igual nos 2 casos, assim escolheu-se utilizar a lente disponível do laboratório de forma a conseguir poupar recursos e tempo. Esta apresenta diâmetro de base de 46 mm, raio de curvatura de -19.5 mm, altura de 22.5 mm, com uma parte cilíndrica com 1.7 mm de altura. Medidas estas recolhidas com a craveira foram depois programadas no Zemax. Confirma-se a boa simulação desta peça, pela análise da figura 4.13, onde se apresentam a lente do laboratório e a versão simulada no Zemax.

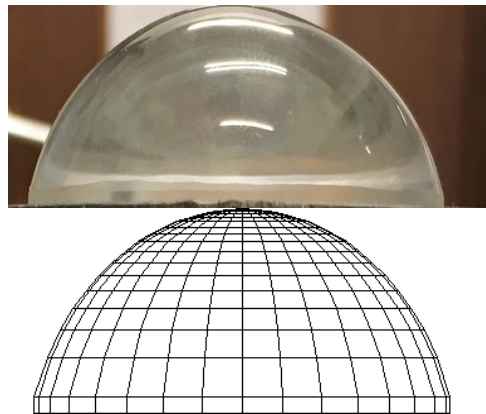


Figura 4.13: Comparação da lente disponível do laboratório e a sua representação no Zemax.

4.2.6 Cavity de bombeamento

Com o objetivo de concentrar a radiação no meio ativo, uma estrutura cónica refletora é posicionada em redor do cristal. Compõe-se então o sistema refletor-cristal-detetor. A configuração é do tipo *end-pump*, como em outros trabalhos [6], [8], [48], por apresentar melhor eficiência. Pensou-se então num refletor cónico, que envolva o cristal, uma vez que este formato permite um elevado número de reflexões, proporcionando *multipass pumping* [8], fenómeno fundamental para a inversão de população e, consecutivamente, para a emissão de laser. O refletor pode ser representado no Zemax por um objeto do tipo *Cone*, depois é necessário programar o material, as suas dimensões e a sua posição .

Material

O refletor está definido no Zemax pelo material *MIRROR*, sendo este constituído por alumínio revestido de prata, apenas terá de se alterar a sua refletividade para 95%.

Dimensões e posição

As dimensões do cone refletor são limitadas por diversos fatores. O seu comprimento deveria envolver todo o meio ativo. No entanto, a simulação deverá corresponder o mais possível à realidade. E assim sendo, o cristal, tal como em outros trabalhos [6],[48], encontra-se fixo por um suporte que engloba cerca de 4 mm do seu comprimento, na sua extremidade inferior. Este suporte é representado por um objeto do tipo *Cylinder Volume*.

A circulação de água também limita as dimensões do sistema, esta deverá conseguir circular entre o cone refletor e o cristal, tendo se estabelecido um valor de 2 mm para a distância mínima entre a superfície do cone e o cristal[48].

Assim foi simulado um esquema composto pela fonte, espelho concentrador, sistema cristal-detetor e lente anteriormente analisados, e por um cone refletor otimizado nas suas dimensões e posição em relação à lente, para um arrefecimento eficiente. A cavidade cónica encontra-se posicionada a 4 mm da lente e apresenta diâmetro de entrada de 19 mm, diâmetro de saída de 8 mm e comprimento de 29 mm. Respeitando as limitações práticas que a circulação de água e o suporte para fixação do cristal impõem. Na figura 4.14 (a) pode visualizar-se este esquema.

No laboratório foi identificada uma cavidade de bombeamento já construída [6], com grande capacidade de aproveitamento. Esta utiliza um cristal com as mesmas dimensões do cristal disponível para o trabalho. E o cone refletor apresenta um diâmetro de entrada bastante semelhante ao caso do esquema simulado. A grande diferença encontra-se no cone, este é apenas parcial, terminando com geometria cilíndrica. Esta peça foi simulada em Zemax. O cone posiciona-se a 4 mm da lente, apresenta um diâmetro de entrada de 22 mm e de saída 9 mm, altura de 19.5 mm. O prolongamento cilíndrico tem diâmetro também de 9 mm e altura de 8.5 mm. Um dos lados desta peça é representado

4.2. Simulação do sistema ótico

sobreposto com água de forma a simular a entrada desta no sistema. Note-se ainda que a face superior do cristal está posicionada a 4.3 mm da face plana da lente. O esquema encontra-se na figura 4.14 (b). A potência absorvida pelo cristal foi medida nos 2 esquemas e apresenta-se na tabela 4.9.

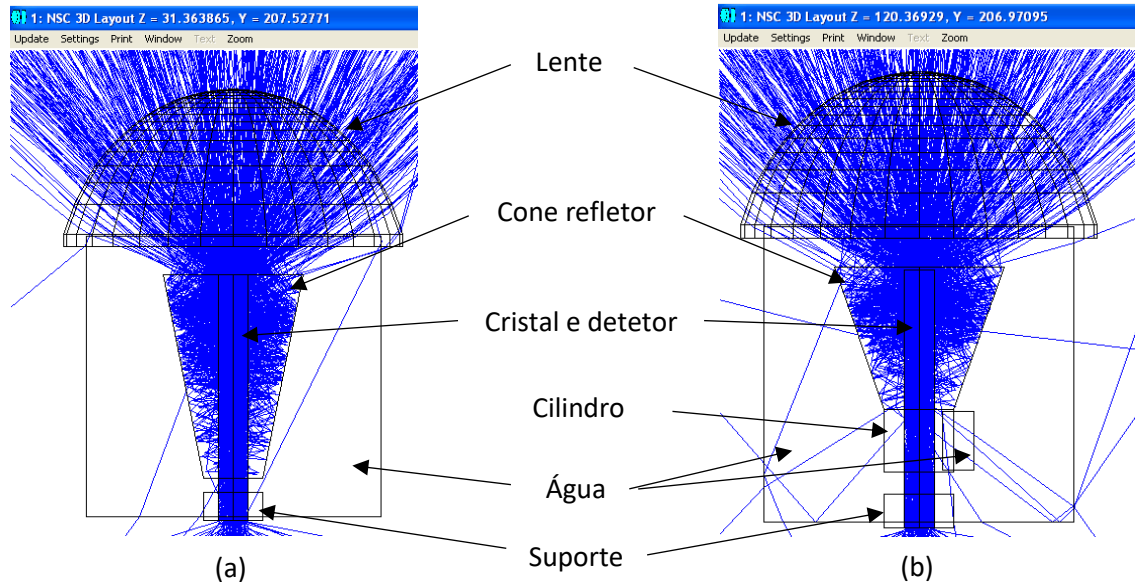


Figura 4.14: Comparação de 2 esquemas idênticos. Um com uma cavidade obtida por otimização dos parâmetros no Zemax (a), e outra disponível no laboratório (b).

Tabela 4.9: Comparação de 2 esquemas idênticos. Um com uma cavidade obtida por otimização dos parâmetros no Zemax , e outra disponível no laboratório.

| Cavidade de bombeamento | Potência absorvida pelo cristal (W) |
|-------------------------|-------------------------------------|
| Otimizada | 100.307 |
| Laboratório | 95.688 |

Considerando que ambos os esquemas apresentam um cristal de dimensões iguais, aquele que absorver mais energia irá emitir mais potência laser. No entanto a diferença de apenas cerca de 5 % na energia absorvida pelo cristal não justifica os recursos gastos na construção de uma nova cavidade. Assim foi adaptada a cavidade do laboratório para se enquadrar com os restantes componentes do sistema.

4.2.7 Posicionamento da cabeça laser

A cabeça laser, constituída pela lente convergente, pela cavidade de bombeamento e pelo sistema cristal-detetor, apresenta um valor ótimo para a sua distância em relação ao espelho parabólico. Com o objetivo de descobrir esse valor realizaram-se diversas simulações apenas variando a distância da cabeça ao espelho parabólico (L_1). A potência detetada ao longo do volume do cristal apresenta-se na figura 4.15.

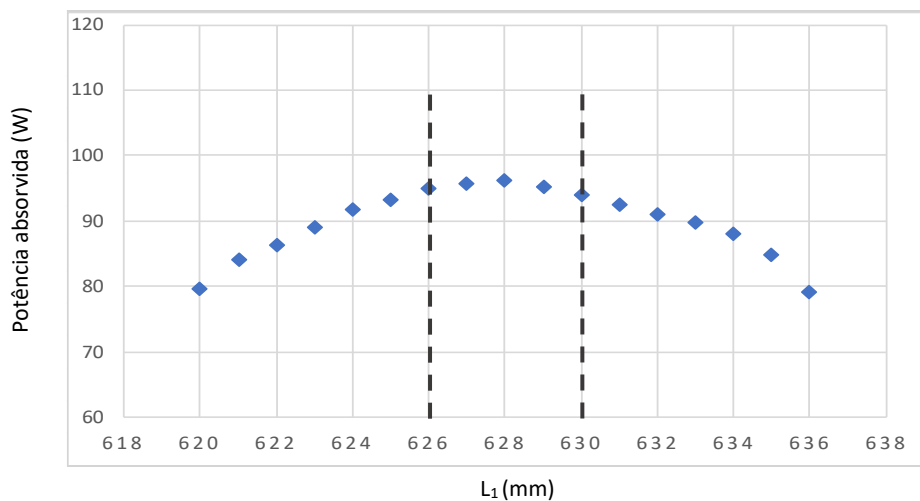


Figura 4.15: Variação na potência absorvida pelo cristal em função da distância da cabeça laser ao espelho parabólico (L_1).

O máximo para a potência absorvida surge para uma distância entre o espelho e a cabeça laser de 628 mm, atingido o valor de 96.146 W. Na figura 4.15, note-se que para distâncias entre 626 e 630 mm a potência absorvida apresenta uma variação inferior a 2 W. A estabilidade durante esta distância permite reduzir erros de alinhamento do foco no interior da cabeça laser. O esquema otimizado apresenta-se na figura 4.16, destacando-se todos os componentes do sistema.

Foi também analisada a distribuição de energia no volume de cristal, pode então verificar-se pela figura 4.17 que esta não se distribui uniformemente. A energia concentra-se na face superior do cristal diminuindo abruptamente nos seus 5 mm iniciais.

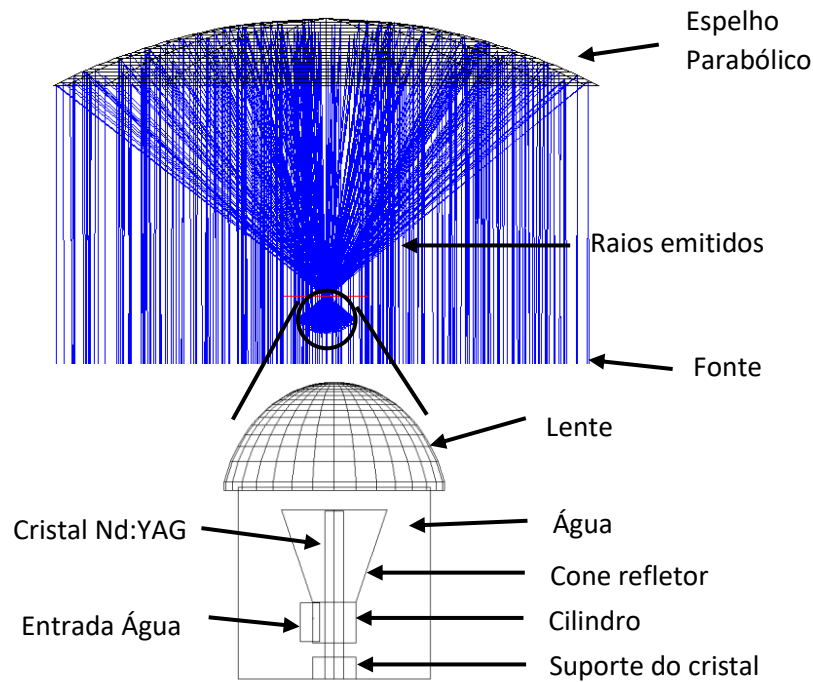


Figura 4.16: Esquema do sistema simulado no *software* Zemax.

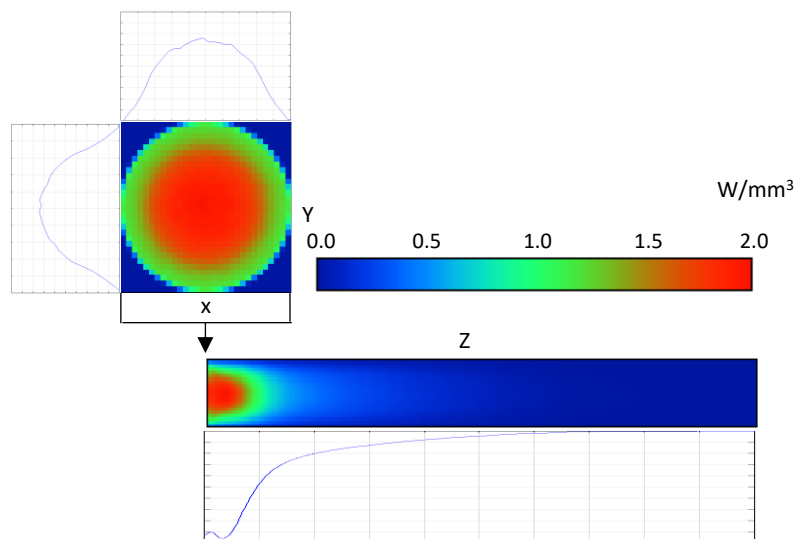


Figure 4.17: Distribuição de energia ao longo do cristal (W/mm^3).

4.2.8 Caverna de ressonância

Com a ferramenta de análise de elementos finitos (FEA, acrônimo em inglês) do *software* Lascad é possível obter a distribuição de calor e temperatura no volume de cristal. Apresenta-se, na figura 4.18, o perfil de calor e temperatura ao longo de um cristal programado com as dimensões do cristal do projeto, distribuição de energia anteriormente obtida no Zemax e características de arrefecimento.

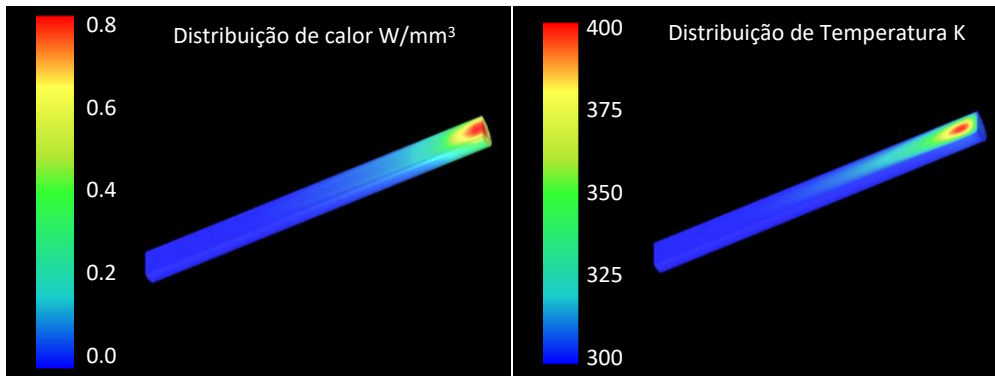


Figura 4.18: Distribuição de calor (W/mm^3) e temperatura (K) ao longo do cristal (W/mm^3) obtido através do *software* Lascad.

A distribuição é idêntica à analisada no *software* Zemax. A densidade energética é maior junto à face superior do cristal descendo abruptamente nos primeiros 5 mm do volume do cristal. Note-se que a temperatura no cristal é mais elevada nos primeiros milímetros do cristal, mas junto à superfície esta é baixa, verificando-se o efeito da água corrente para arrefecimento.

Considerando as distribuições analisadas anteriormente, o algoritmo matricial de propagação de um feixe Gaussiano (ABCD, acrónimo em inglês) do *software* Lascad modela a cavidade de ressonância. Assim obteve-se o valor de 25 mm para a distância entre a face posterior do cristal e um acoplador de saída como ótima para obter o máximo de potência laser, e satisfazer as limitações que a prática impõe. O raio de curvatura relativamente elevado, -5 m, permite um feixe com baixa divergência [80]. Apresenta-se na figura 4.19 o esquema da cavidade de ressonância obtido no Lascad, as representações correspondem a 2 planos perpendiculares ao acoplador de saída.

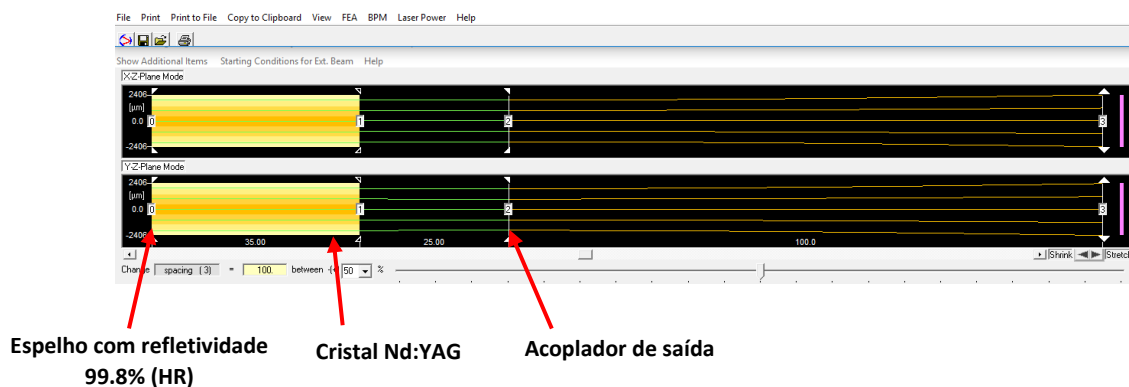


Figura 4.19: Cavidade de ressonância simulada através do *software* Lascad.

4.2. Simulação do sistema ótico

Com o esquema anterior programado obteve-se o gráfico da potência laser em função da refletividade do acoplador de saída, que se apresenta na figura 4.20. Pode então constatar-se que o máximo de potência laser na saída acontece para uma refletividade de 94.4% obtendo-se 21.18 W. Também foi estudada a variação na potência laser na saída em função da potência absorvida pelo cristal.

Na figura 4.21 confirma-se que mais energia absorvida corresponde a um aumento na potência laser. Note, no entanto, que para existir emissão laser é necessário o cristal absorver um valor mínimo de energia, a partir do qual o sistema atinge inversão de população [63].

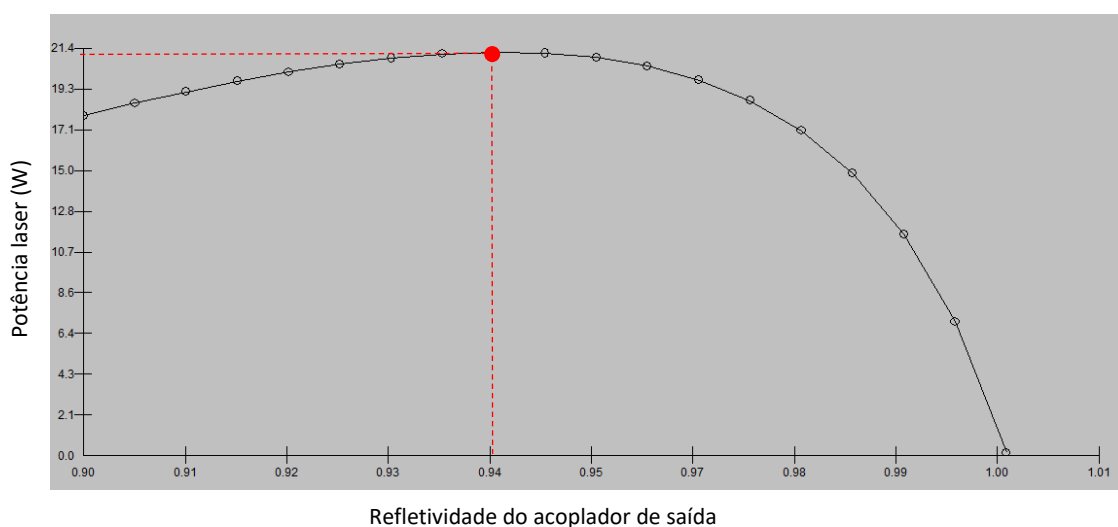


Figura 4.20: Potência laser (W) em função da refletividade do acoplador de saída. Note o ponto vermelho como o máximo de potência laser.

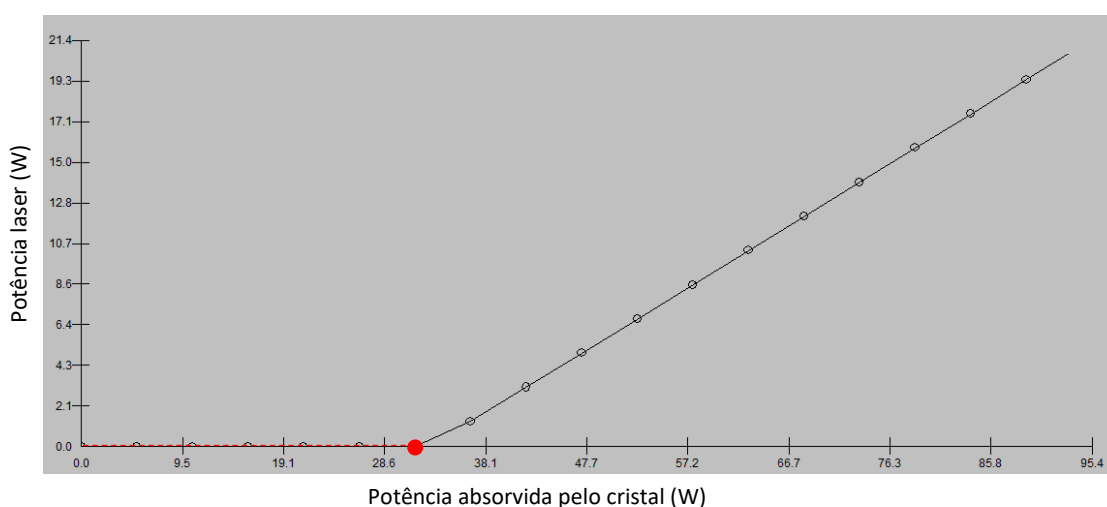


Figura 4.21: Potência laser (W) em função da potência absorvida pelo cristal (W). Note, no ponto vermelho, a potência mínima absorvida pelo cristal para ocorrer emissão laser.

4.2.9 Eficiência do sistema

Como visto no subcapítulo 3.3.5, a eficiência do sistema ótico resulta do produto da eficiência dos seus componentes.

Eficiência do sistema de coleção

Sendo este constituído pelo helióstato e pelo espelho parabólico, a eficiência de cada componente corresponde à sua refletividade. Assim tem-se eficiência do sistema de coleção (η_{sc}) de 0.75 (0.935 X 0.8).

Eficiência da fonte

A eficiência da fonte (η_p) neste sistema é 0.16 correspondendo à fração de energia emitida pela fonte, cujos comprimentos de onda se sobrepõem às bandas de absorção do meio ativo.

Eficiência de transferência

Definido como a fração da energia útil transferida para o meio ativo, a eficiência de transferência (η_T) depende da configuração dos componentes envolvidos na focagem da radiação solar no cristal. Assim, foi desenhada em Autocad uma peça cilíndrica com as mesmas dimensões do cristal, com o objetivo de apenas sobrepor este na sua superfície. Esta peça foi importada para o software Zemax e colocada na mesma posição que o cristal. Foi definida como um detetor e o seu material como *ABSORB*. Depois de simulado o esquema, obteve-se 110.997 W de potência na superfície do cristal para 143.157 W de potência útil no foco. Resultando numa eficiência de transferência (η_T) de 0.77. Estudos em eficiência de sistemas laser solar com configuração *end-pump* conseguiram um máximo 0.85 para η_T , com um cristal de maior diâmetro [10].

Eficiência de absorção

A fração da energia transmitida (η_T) para o meio que é absorvida é definida como eficiência de absorção (η_A). Para uma potência na superfície do cristal de 110.997 W obteve-se 96.146 W absorvidos pelo cristal. Assim, resulta numa eficiência de absorção (η_A) de 0.87.

Eficiência do nível superior

A razão entre a potência laser emitida e a potência absorvida pelo meio ativo define-se como eficiência do nível superior (η_s) e pode ser vista como o produto de 2 fatores, a eficiência quântica (η_Q), e o fator de Stokes (η_S). O primeiro representa a porcentagem de fótons de bombeamento que contribuem para a emissão laser, enquanto que o segundo depende do comprimento de onda do laser e dos comprimentos de onda da radiação solar, neste caso considerou-se 660 nm, definido como o comprimento de onda médio solar à superfície terrestre [45]. Utilizaram-se os valores teóricos [69] já testados noutros estudos [7], 0.90 e 0.62 respetivamente.

Eficiência de sobreposição

Apenas parte da potência emitida na transição laser se encontra no mesmo volume dos modos de ressonância permitidos pela cavidade de ressonância. A eficiência de sobreposição (η_B) depende da distribuição de energia no cristal e da geometria da cavidade de ressonância. Utilizou-se 0.91 para a sua fração, tal como em outros trabalhos também com configuração *end-pump* e cavidade de ressonância idêntica [8].

Eficiência de extração

Esta é descrita como a fração da potência laser disponível que se verifica na potência laser de saída (P_{out}). Depende das características e dimensões da cavidade de ressonância. Neste caso, a potência laser disponível apenas interage com o meio ativo, ao longo do seu comprimento (H_5), e com o acoplador de saída com 94.0% de refletividade. A interação com o revestimento da face superior do cristal é desprezada, uma vez que a sua refletividade é de 99.8%. Assim, a eficiência do acoplador (η_c) surge como uma medida da eficiência de extração (η_E) e calcula-se através da equação 4.1.

$$\eta_c = \frac{T}{2\alpha H_5 - T} \approx \frac{-\ln R}{2\alpha H_5 - \ln R} \quad \text{Equação 4.1}$$

Onde T representa a transmissão e R a refletividade do acoplador de saída, e $2\alpha H_5$ as perdas ao longo do comprimento do cristal (H_5), com α sendo a

constante de dispersão do meio como valor 0.003 cm^{-1} para o Nd:YAG. Obteve-se um valor de 0.75. Este valor não tem em conta parâmetros da cavidade de ressonância, como o raio de curvatura do acoplador de saída, pelo que não representa todo o contributo para eficiência de extração.

Slope efficiency

Da análise do gráfico da potência laser em função da potência absorvida pelo cristal apresentado anteriormente na figura 4.21, calculou-se a variação da potência laser (P_{out}) como função da potência coletada. Na figura 4.22 é possível observar o gráfico construído.

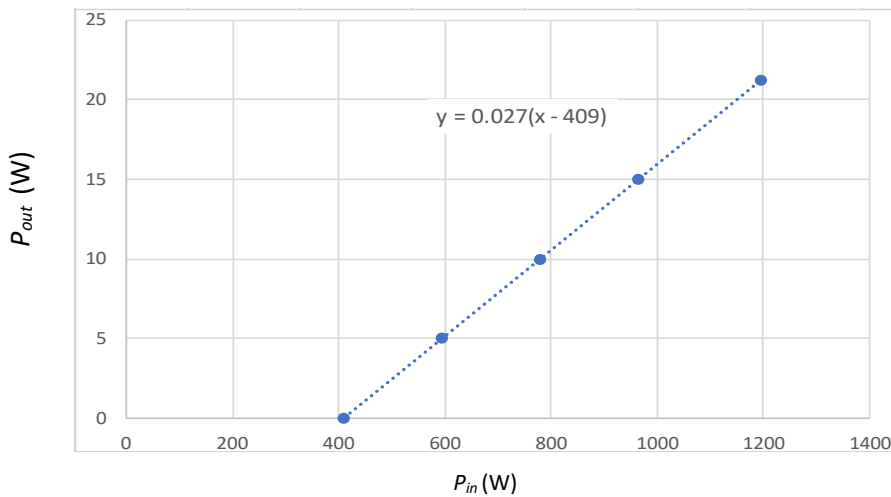


Figura 4.22: Variação na potência laser na saída em função da potência solar coletada (W).

Note-se que para o sistema emitir radiação laser é necessário uma potência coletada de 409 W definindo-se esta como potência *threshold* (P_{TH}). Para potências coletadas mais elevadas o sistema emite radiação laser com potência definida pela equação 4.2, que resulta de uma regressão linear com os pontos apresentados na figura 4.22.

$$P_{out} = \eta_{slope}(P_{in} - P_{TH}) \quad \text{Equação 4.2}$$

Onde η_{slope} corresponde ao declive da evolução da potência laser emitida em função da potência solar incidente (P_{in}), e representa uma medida da eficiência de todo o sistema uma vez engloba todo o processo de conversão de

radiação solar em radiação laser. Note-se então que com uma *slope efficiency* de 0.027 e 1197 W de radiação solar coletada se obtém 21.28 W na saída.

A *slope efficiency*, sendo uma medida de eficiência de todo o sistema, pode ser calculada através do produto das eficiências dos componentes envolvidos na conversão da radiação solar em laser (η_{SC} , η_p , η_T , η_A , η_Q , η_S , η_B , η_c). Calculou-se então um valor de 0.030. Este é próximo do calculado pelo software Lascad, validando as aproximações realizadas aquando da utilização de parâmetros verificados noutros trabalhos, como η_{SC} , η_p e η_B .

4.3 Construção do protótipo

4.3.1 Preparação da lente

Para focar os raios na superfície do cristal é utilizada uma lente disponível no laboratório. As dimensões foram aproveitadas, no entanto, a sua face plana é difusa, sendo necessário realizar um processo de polimento. Na figura 4.23 visualiza-se a face plana da lente antes e depois do processo.

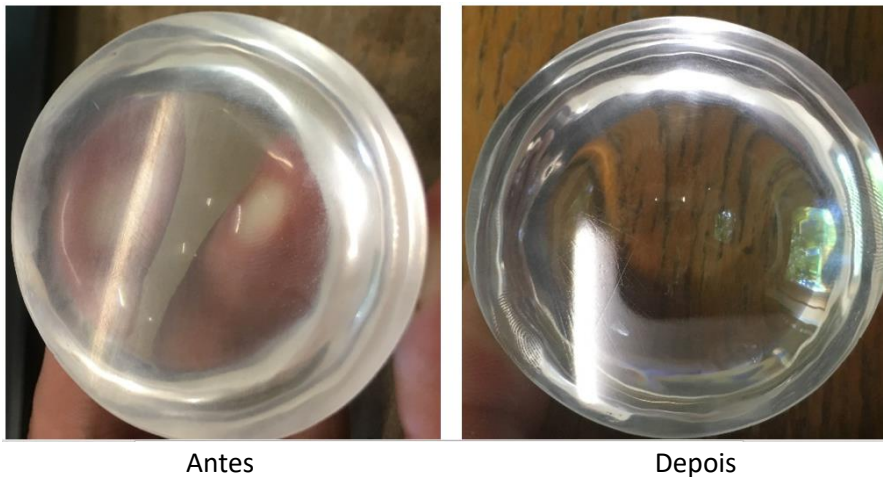


Figura 4.23: Comparação da lente antes (esquerda) e depois (direita) do processo de polimento.

O processo de polimento consiste em friccionar na superfície plana da lente diversas lixas com granulação diferente. Foram utilizadas lixas com 100, 1000, 2500 e 4000 grãos por cm^2 , por esta ordem até a lente apresentar elevado brilho.

4.3.2 Adaptação da cavidade de bombeamento

Foi utilizada uma cavidade disponível no laboratório [6], sendo esta constituída por 3 peças: uma que funciona de suporte da lente e da cavidade (peça A), outra que envolve o cone refletor (peça B) e uma que envolve o cilindro refletor fixa o cristal (peça C). Toda a estrutura encontrava-se colada pelo que teve de ser aquecida para derreter a cola. Depois de separados, as peças foram limpas de qualquer vestígio de cola ou sujidade. Apresenta-se então na figura 4.24 os componentes da cavidade de bombeamento.

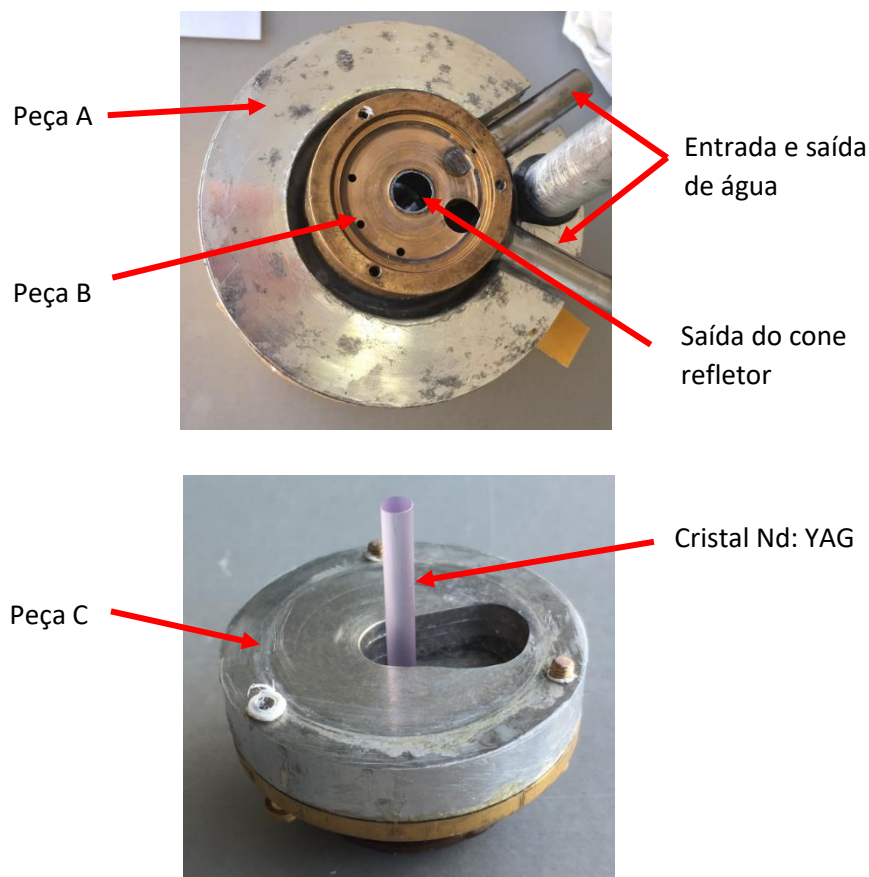


Figura 4.24: Peças constituintes da cabeça laser. Em cima o suporte (peça A) e a peça que envolve o cone refletor (peça B). Em baixo, o suporte do cristal (peça C).

A peça que suporta a lente (peça A) está projetada para receber outra lente que não a usada neste projeto. Para adaptação à nova lente, pensou-se em tornar o raio interno da peça A variável ao longo da sua espessura de forma a envolver a lente e assim impedir que esta se liberte devido à elevada pressão da água circulante. Nesta zona é aplicada cola de secagem por radiação ultravioleta, por

4.3. Construção do protótipo

ser mais resistente à exposição solar. De seguida colou-se a peça que envolve o cone refletor ao suporte da lente (peça B), utilizando-se uma comum cola líquida de secagem rápida. É importante preencher bem a junção das 2 peças com cola de forma a que a água circulante não saia do interior através de fugas. Por fim, a estrutura que envolve o cilindro e suporta o cristal (peça C) é aparafusada à peça B. No entanto estes parafusos foram trocados e foi dimensionada uma borracha, que na junção das 2 peças, impede que água saia do sistema. A ilustração da peça adaptada apresenta-se na figura 4.25.

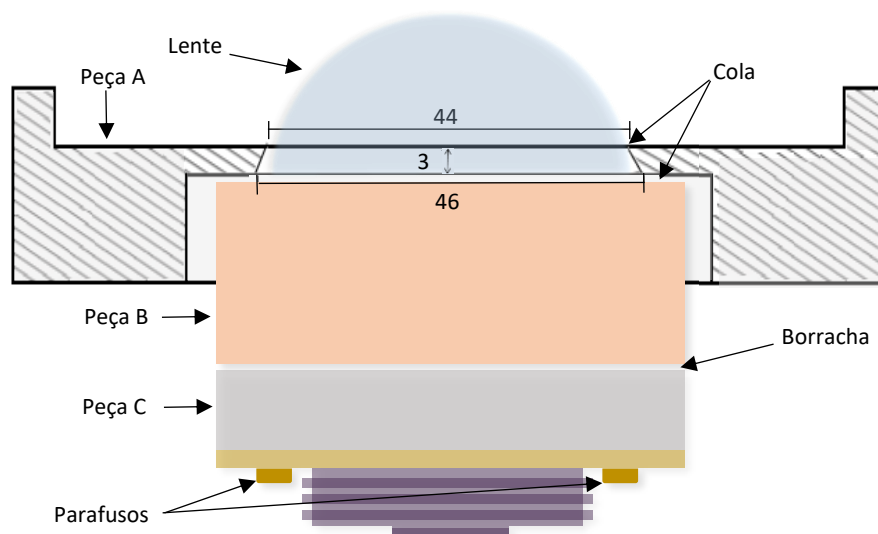


Figura 4.25: Ilustração da montagem da cabeça laser. As medidas encontram-se em milímetros.

4.3.3 Alinhamento

A parede do laboratório iluminada pelo helióstato é um portão que possui 4 orifícios onde entra a radiação solar e depois de refletir no espelho parabólico se concentra no seu foco. O foco encontra-se na zona onde as 4 manchas se sobrepõem, e o seu posicionamento é controlado através de deslocações horizontais e verticais do helióstato. Note os 4 furos no portão e as respetivas manchas refletidas numa folha de papel perto do foco na figura 4.26.

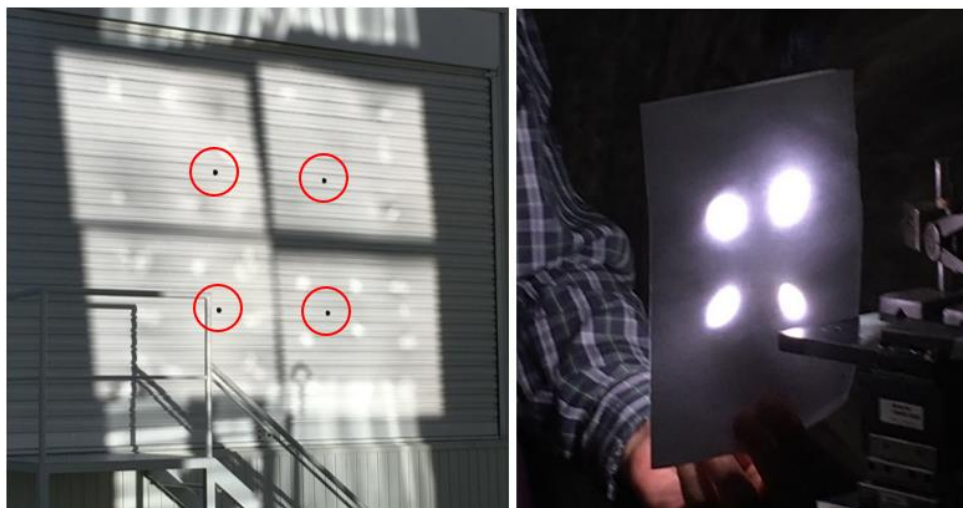


Figura 4.26: Furos para alinhamento. À esquerda apresenta-se o edifício onde se posicionam o espelho parabólico e a cabeça do laser, note-se a vermelho os furos no portão para alinhamento. À direita pode se visualizar as 4 manchas de luz, estas sobrepõem-se no foco.

A cabeça laser é posicionada numa estrutura que permite deslocações ao longo de 3 direções. Uma haste colada na peça que suporta a lente e a cavidade de bombeamento permite o posicionamento do acoplador de saída. Na figura 4.27 apresenta-se uma ilustração do posicionamento destes componentes.

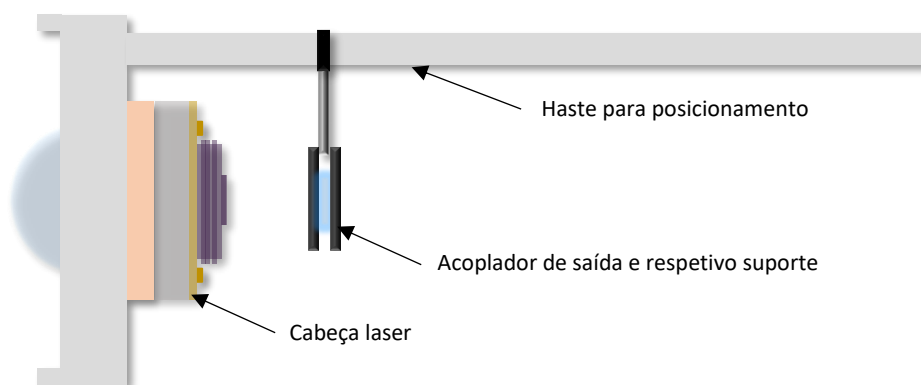


Figura 4.27: Ilustração do posicionamento do acoplador de saída.

No processo de alinhamento é utilizado um laser vermelho TEM_{00} . Este é posicionado numa superfície plana em frente da cabeça laser e do espelho parabólico, de forma a entrar pelo parte inferior do cristal, e ser refletido pela sua face superior com revestimento refletor. O cristal está então, alinhado com o feixe laser se a mancha refletida no aparelho incidir na sua origem. Na figura 4.28

visualiza-se o aparelho que produz o laser TEM₀₀, no qual foi colocada uma folha na saída do feixe para se observar a mancha do feixe emitida e a mancha refletida.



Figura 4.28: Equipamento para alinhamento do sistema. À esquerda pode ver-se claramente 2 manchas vermelhas, prova que o sistema cabeça laser e feixe não está alinhado. Por outro lado, à esquerda, temos apenas uma mancha de luz, prova que todo o sistema se encontra alinhado e a luz é refletida no mesmo sítio em que é emitida.

Para alinhar o acoplador de saída é utilizado o mesmo laser vermelho. Neste caso, como o laser atravessa também a lente curva que constitui o acoplador de saída, quando este se encontra bem alinhado é visível apenas uma mancha e esta apresenta franjas de interferência, características do comportamento ondulatório da luz [81], infelizmente tais não são bem visíveis nas fotografias.

4.4 Teste

4.4.1 Potência

Depois de alinhado, a circulação de água é ligada, o portão do laboratório é aberto e a radiação direcionada pelo heliostato é concentrada na cabeça laser. Na figura 4.29 pode visualizar-se o sistema em funcionamento. Note o detetor fixo à haste da cabeça laser e posicionado a 200 mm do acoplador de saída. O medidor intercepta a radiação laser e calcula o valor da sua potência dissipando a energia como calor. Está ligado a um mostrador digital que nos permite visualizar em tempo real a potência do feixe laser.



Figura 4.29: Protótipo do sistema laser solar em funcionamento. Observe também o detetor fixo na haste da cabeça laser.

Durante o ensaio o helióstato foi alinhado manualmente, conseguindo-se um melhor controlo no direcionamento da radiação. Assim é possível obter diversos valores de potência laser na saída do sistema. Foi obtido um valor máximo de 21.98 W para irradiância solar de 860 W/m². Este valor está de acordo com a simulação desenvolvida, deduz-se então uma boa programação do sistema nos softwares de simulação, quer em termos de características dos componentes, mas também das suas posições relativas.

Uma outra forma de variar a potência fornecida ao sistema e, conseqüentemente, a potência laser na saída, é limitar a área de coleção do espelho coletor. Este método será abordado para produzir um feixe laser com potência adequada ao estudo desenvolvido, no capítulo 6.

4.4.2 Divergência

Como visto no subcapítulo 3.3.3, o semiângulo de divergência (θ_d) serve como medida de variação do raio do feixe (w_d) em relação à distância percorrida por este. De forma a calcular esse parâmetro, colocou-se um material preto a uma distância L_d do acoplador de saída e mediu-se o raio da mancha (w_d) produzida pelo laser no material. A ilustração do ensaio encontra-se na figura 4.30.

Na figura 4.31, observe a mancha que o laser induziu no material preto. Destaca-se a vermelho a mancha total, que engloba o pico de irradiância, próximo do centro, a área irradiada com potência intermédia, a branco, e a zona sujeita a menor potência, que constitui a cauda no perfil de distribuição e não é visível na fotografia.

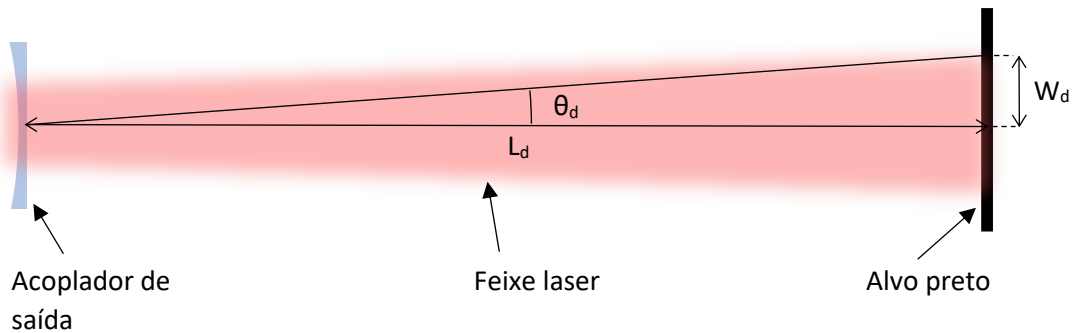


Figura 4.30: Ilustração do ensaio para medir a divergência de feixe laser.



Figura 4.31: Mancha induzida no material alvo pelo feixe laser.

O raio observado no material (w_d) e a distância do material (L_d) ao acoplador de saída foram medidas, sendo possível calcular o semiângulo de divergência (θ_d) através de relações trigonométricas. A divergência no modo fundamental pode ser facilmente calculada como descrito no subcapítulo 3.3.5, uma vez que se sabe o comprimento de onda da radiação (λ) e o raio na origem do feixe (w_0), para um sistema com elevado brilho [7]. Tais valores apresentam-se na tabela 4.10.

Tabela 4.10: Cálculo da divergência do feixe emitido.

| | |
|------------|------------|
| L_d | 600.00 mm |
| w_d | 6.00 mm |
| W_0 | 1.34 mm |
| λ | 1064.00 nm |
| θ_d | 0.57° |
| θ_f | 0.02° |
| M^2 | 28.50 |

Note-se que o feixe produzido pelo protótipo apresenta maior divergência do que um feixe no modo fundamental TEM₀₀. Tal implica uma distribuição de potência no plano irradiado distinta de uma distribuição perfeitamente Gaussiana. No entanto, como se observa na figura 4.31, é possível distinguir 3 zonas irradiadas com densidades de potência claramente diferentes, originando diferentes efeitos no alvo. Observa-se que o pico de irradiância se encontra próximo do centro, em seu redor, uma área com 9 mm de diâmetro denota a forma circular do feixe, enquanto que a ligeira transformação nas fronteiras da mancha, constitui uma prova de interação com valores baixos de densidade de potência. Estas são características comuns às de uma distribuição aparentemente Gaussiana originada, provavelmente, pela conjugação da distribuição energética dos diversos modos de ressonância.

DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA ÓTICO HOMOGENEIZADOR

5.1 Descrição do sistema

Para comparar a radiação solar e laser apenas em termos de espectro de emissão, foram desenvolvidos 2 sistemas homogeneizadores que dotam a radiação de igual direção e distribuição de irradiância numa igual área irradiada.

5.1.1 Homogeneizador solar

A radiação solar é concentrada através de uma lente convergente com diâmetro D_{LS} , e altura H_{LS} , com o seu foco a f_{LS} da superfície plana da lente. Esta concentra a radiação numa mancha focal com cerca de 6 mm de diâmetro, tendo a distribuição de potência nessa área um perfil gaussiano e um semiângulo máximo de divergência θ_{IS} . A atenuação desta peça é de 8%. No foco desta lente posiciona-se a entrada de uma guia quadrada de alumínio revestido de prata com refletividade 95%. A largura de entrada é W_{ES} e a largura da sua saída W_{SS} . Esta diferença na largura ao longo da guia aumenta a divergência da radiação apresentando esta um semiângulo máximo de divergência de θ_{SS} na saída. O comprimento de L_{RS} da guia permite múltiplas reflexões da radiação e assim obtém-se homogeneização da distribuição de potência no plano da saída da guia, sendo a atenuação desta peça 20%. Na figura 5.1 encontra-se uma ilustração deste sistema. com o valor do dimensionamento na tabela 5.1.

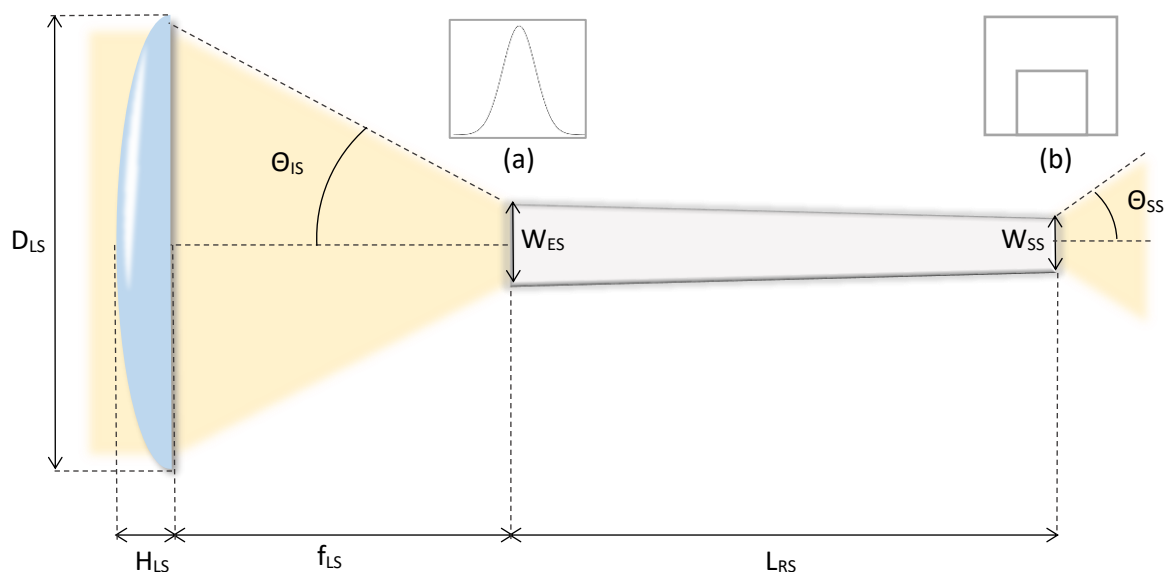


Figura 5.1: Ilustração do sistema homogeneizador solar desenvolvido. Note na entrada da guia o perfil gaussiano da distribuição de potência irradiada (a) em comparação com o perfil homogêneo que se verifica na saída (b).

Tabela 5.1: Dimensões do sistema homogeneizador solar.

| | |
|---------------|----------|
| D_{LS} | 115.0 mm |
| H_{LS} | 20.0 mm |
| f_{LS} | 220.0 mm |
| θ_{IS} | 19.0° |
| θ_{SS} | 24.0 ° |
| W_{ES} | 7.5 mm |
| W_{SS} | 6.0 mm |
| L_{RS} | 100.0 mm |

5.1.2 Homogeneizador laser

O feixe laser emitido pelo protótipo desenvolvido no capítulo 4 apresenta divergência de apenas 0.57°. Com o objetivo de aumentar este valor, foi polida uma lente constituída por uma semiesfera com diâmetro D_{LL} e um prolongamento cilíndrico com diâmetro igual. Esta peça apresenta comprimento L_{LL} na sua totalidade, dota a radiação laser de um semiângulo máximo de divergência θ_{IL} e a sua atenuação é de 7%. Na saída desta lente é posicionada a

5.1. Descrição do sistema

entrada de uma guia quadrada de alumínio revestido de prata com refletividade 95%. A diferença entre a largura de entrada W_{EL} e a largura da sua saída W_{SL} , conferem um ângulo de divergência máximo de θ_{SL} na saída da guia. O comprimento L_{RL} permite múltiplas reflexões e a homogeneização do feixe na saída. A atenuação sofrida na guia é de 21%. Na figura 5.2 encontra-se uma ilustração deste sistema, com o valor do dimensionamento na tabela 5.2.

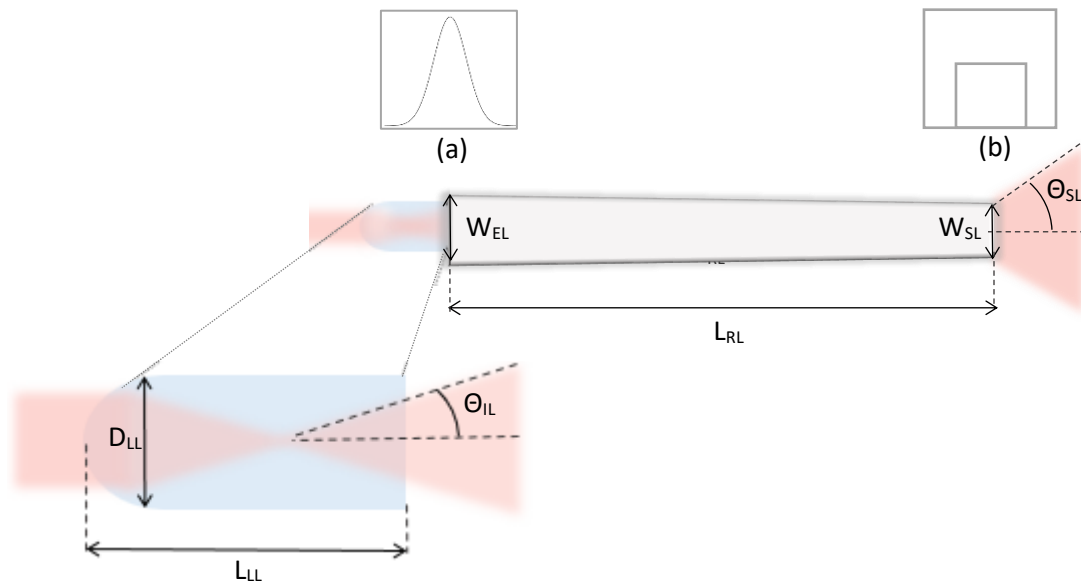


Figura 5.2: Ilustração do sistema homogeneizador laser desenvolvido. Note na entrada da guia o perfil gaussiano da distribuição de potência irradiada (a) em comparação com o perfil homogêneo que se verifica na saída (b).

Tabela 5.2: Dimensões do sistema homogeneizador laser.

| | |
|---------------|----------|
| D_{LL} | 6.6 mm |
| L_{LL} | 18.0 mm |
| W_{EL} | 7.0 mm |
| W_{SL} | 6.0 mm |
| L_{RS} | 100.0 mm |
| θ_{IL} | 21.5° |
| θ_{SL} | 24.1° |

5.2 Simulação e otimização

5.2.1 Concentração da radiação solar

Para simular a radiação solar há que programar o seu espectro, este foi construído a partir do espectro solar padrão (AM 1.5) [76] e encontra-se no anexo V. A radiação será concentrada através de uma lente esférica convergente de sílica fundida. Esta peça é representada no *software* Zemax por um objeto do tipo *Annular Asphéric Lens*, o seu material definido como *SILICA* e o espectro de transmissão programado como se encontra no anexo IV. Sendo uma peça disponível no laboratório, esta foi medida com o auxílio de uma craveira, apresentando raio de abertura máxima de 575 mm, altura de 20 mm e raio de curvatura de -100 mm. As medidas foram inseridas no software de simulação e foi colocado um detetor no foco desta lente. Na figura 5.3 apresenta-se a irradiância em função da posição no eixo x do plano do detetor.

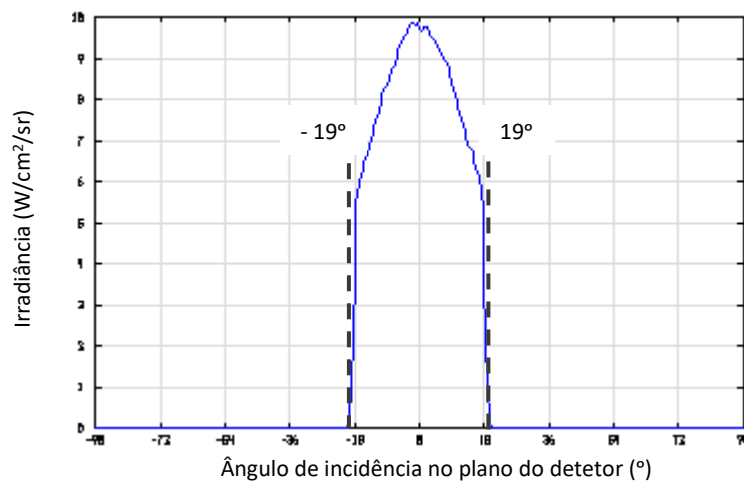


Figura 5.3: Irradiância (W/cm²/sr) em função do ângulo de incidência no plano do detetor (°) para a radiação solar focada pela lente utilizada.

Note-se um semiângulo máximo de incidência da radiação no foco da lente de 19°. Foi também calculado, com base na potência registada no foco, um valor de 8% para a atenuação da potência solar ao atravessar a lente. A distribuição de potência no plano do detetor apresenta-se na figura 5.4. Calculou-se que cerca de 98% da radiação se encontra numa área com diâmetro de 6 mm.

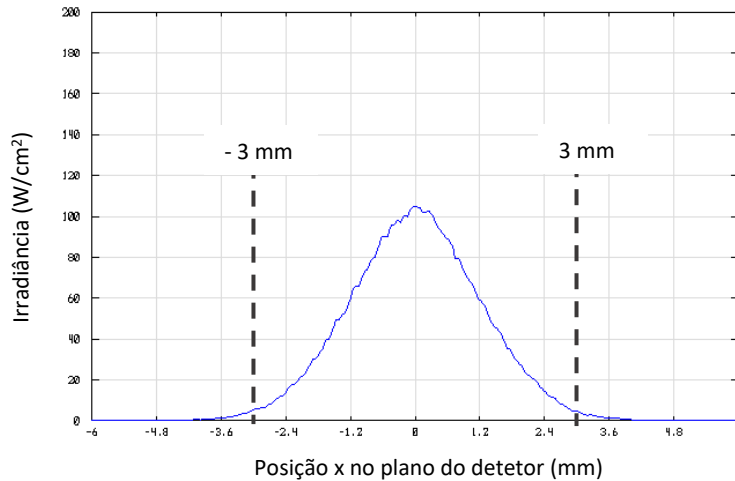


Figura 5.4: Irradiância (W/cm²) em função da posição x do plano do detetor (°) para a radiação solar focada pela lente utilizada.

5.2.2 Feixe laser

O feixe laser emitido pelo protótipo desenvolvido apresenta comprimento de onda de 1064 nm, um semiângulo de divergência de 0.57° e 4 mm de diâmetro na sua origem. Este é simulado no *software* Zemax e encontra-se no anexo VI o espectro da radiação emitida pela fonte. Para testar a boa simulação da divergência do feixe neste software, foi posicionado, a 600 mm da fonte, um detetor de superfície. A mancha num alvo a 600 mm deverá ter 12 mm de diâmetro. Tal é verificado pela figura 5.7, onde se apresenta a mancha obtida no ensaio de teste do protótipo laser descrito em 4.5.2, e a distribuição de potência irradiada (W/cm²) em função da posição x do plano do detetor (mm).

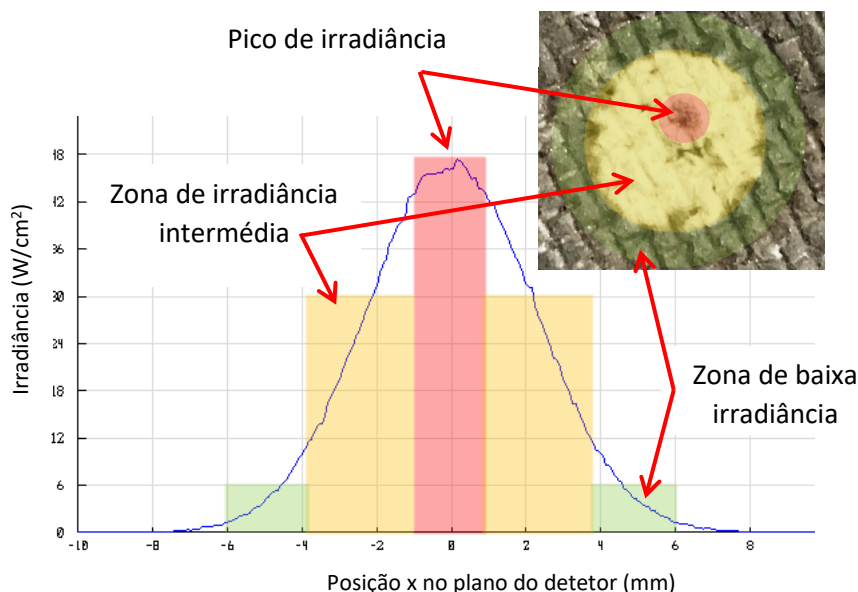


Figura 5.5: Distribuição de irradiância (W/cm²) em função da posição (mm) no eixo x do plano do detetor. Note a mancha do ensaio prático 4.5.2 para comparação.

Note-se que o perfil apresenta as 3 zonas de irradiância observadas na mancha, e com o mesmo diâmetro. Confirma-se então a boa programação da fonte, tendo como limitação o facto de o feixe produzido apresentar pior qualidade, resultando numa distribuição apenas próxima da Gaussiana.

5.2.3 Lente para concentração do feixe laser

No caso do feixe laser, a sua baixa divergência dificulta a homogeneização, pelo que foi pensada uma lente esférica para dispersar o feixe. A lente foi aproveitada de um tubo cilíndrico de sílica fundida com raio de 3.3 mm, tendo sido polida, numa das faces do tubo, uma superfície esférica com raio de curvatura igual ao raio do cilindro. A altura desta peça demonstrou pouca influência na dispersão do feixe, foi então escolhido um valor que permita a sua fácil fixação ao sistema, 18 mm. Esta peça é representada no *software* Zemax por um objeto do tipo *Annular Aspheric Lens*, o seu material foi definido como *SILICA* e o espetro de transmissão programado como se encontra no anexo IV.

De forma a conseguir focar o feixe laser na entrada do refletor com distribuição angular semelhante ao caso da radiação solar, a lente esférica deve ser posicionada a uma distância ótima da origem do feixe. Foi então calculado através de simulação o ângulo máximo na saída da lente em função da sua distância à origem do feixe, apresentando-se o resultado na tabela 5.3. Note-se que para distâncias menores, o ângulo máximo é próximo do ângulo da radiação solar concentrada, porém uma curta distância pode causar complicações no processo de fixação e manuseamento dos componentes aquando dos ensaios práticos. Assim optou-se por um valor de 50 mm, resultando num ângulo máximo na saída da lente de 21.5°.

Tabela 5.3: Ângulo máximo na saída da lente em função da sua distância à origem do feixe.

| Distância da lente à origem do feixe (mm) | Ângulo máximo na saída lente (°) |
|-------------------------------------------|----------------------------------|
| 25 | 19.2° |
| 50 | 21.5° |
| 75 | 22.3° |
| 100 | 24.6° |

5.2. Simulação e otimização

Na figura 5.6 apresenta-se a irradiância angular ($\text{W}/\text{m}^2/\text{sr}$) em função do ângulo de incidência ($^\circ$) no plano de um detetor paralelo à face plana da lente, para a radiação laser focada pela lente utilizada a 50 mm da origem do feixe.

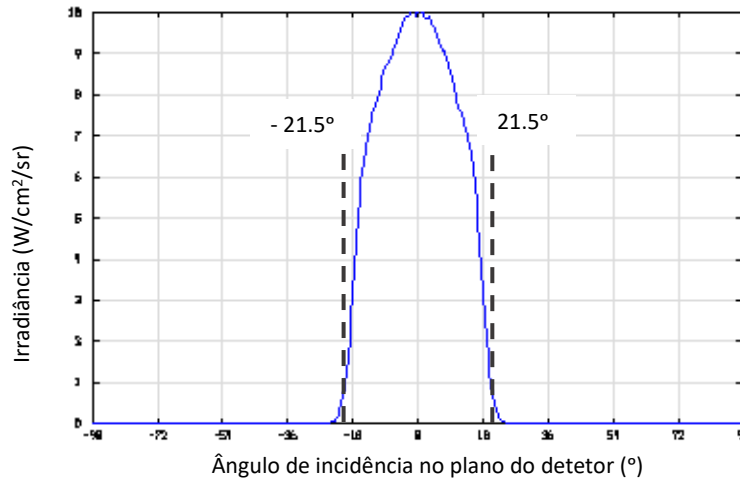


Figura 5.6: Irradiância ($\text{W}/\text{cm}^2/\text{sr}$) em função do ângulo de incidência no plano do detetor ($^\circ$), para a radiação laser focada pela lente utilizada.

Foi também calculado, com base na potência registada na saída da lente, um valor de 7% para a atenuação da potência solar ao atravessar a lente. A distribuição de potência no plano do detetor apresenta-se na figura 5.7. Constatase que cerca de 99% da radiação se encontra numa área com 3 mm de raio. Verifica-se então, que tanto a radiação solar concentrada pela lente do laboratório, como a radiação laser focada pela lente otimizada apresentam praticamente toda a energia distribuída numa área com 6 mm de diâmetro. Este valor será considerado como o valor mínimo para a largura de entrada de ambas as guias refletoras, de forma a garantir que toda a radiação entra nesta peça.

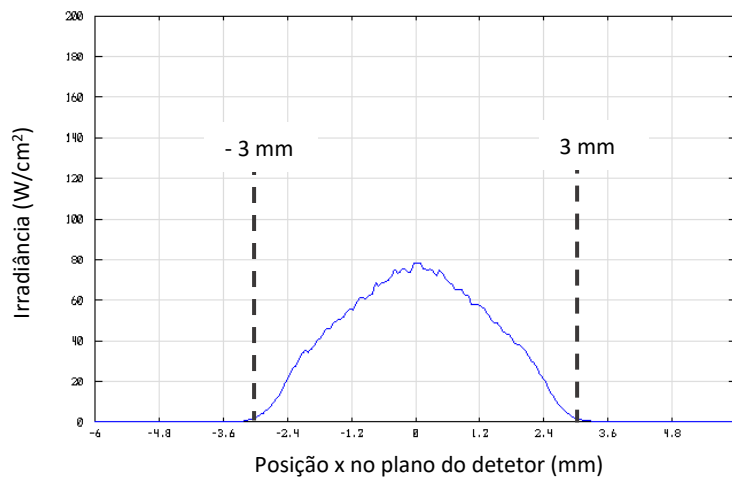


Figura 5.7: Irradiância (W/cm^2) em função da posição x do plano do detetor ($^\circ$) para a radiação laser focada pela lente utilizada.

5.2.4 Refletores

Para homogeneizar o perfil do feixe laser e da radiação solar, foram utilizados 2 refletores com forma piramidal de secção quadrangular. O material foi definido no software Zemax como *MIRROR*, com refletividade de 95%, e o objeto utilizado para representar esta peça é do tipo *Rectangular Pipe*.

O comprimento do refletor controla a homogeneização da irradiância ao longo da área irradiada. Com o objetivo de descobrir o comprimento mínimo para obter homogeneização simulou-se no *software Zemax* refletores com diferentes comprimentos, mas largura igual de 6 mm. Este valor engloba toda a área do foco da radiação solar e laser, sendo considerado a largura mínima dos refletores. Na figura 5.8 apresenta-se a distribuição de potência no plano de um detetor colocado na saída dos refletores. Tanto para a radiação laser como para a solar, a homogeneização da distribuição de potência no plano do detetor, nota-se para um comprimento igual a 40 mm. Quanto maior este valor melhor será a homogeneização, no entanto, um refletor comprido causa maior atenuação no feixe. Apresenta-se então na tabela 5.4 a atenuação do refletor solar e laser para diferentes comprimentos, mas igual largura.

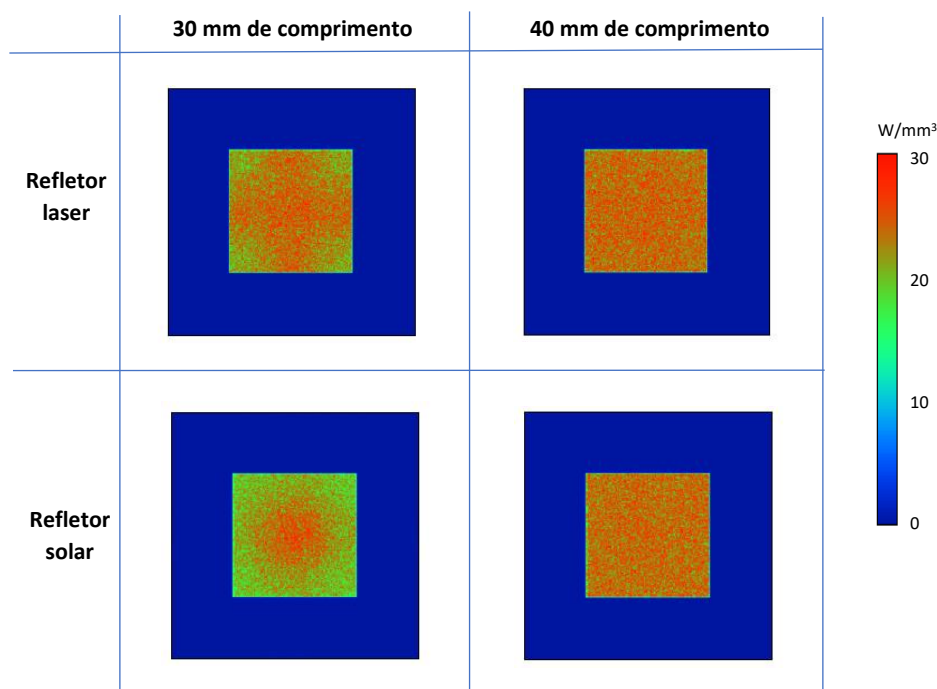


Figura 5.8: Distribuição de potência no plano do detetor para diferentes comprimentos de refletor solar e laser.

Tabela 5.4: Atenuação sofrida em ambos os refletores, em função do seu comprimento.

| Comprimento (mm) | Atenuação no refletor solar | Atenuação no refletor laser |
|------------------|-----------------------------|-----------------------------|
| 40 | 0.10 | 0.09 |
| 60 | 0.14 | 0.13 |
| 80 | 0.18 | 0.17 |
| 100 | 0.21 | 0.20 |
| 120 | 0.25 | 0.24 |

Verifica-se o aumento da atenuação em função do aumento do comprimento de ambos os refletores. Foi optado por um valor de 100 mm para o comprimento de ambos os refletores, garantido assim homogeneização na saída com 6 mm de largura, apenas com atenuação de cerca de 20%.

A inclinação causada por uma diferença na largura da entrada e saída da peça permite controlar também a distribuição da divergência da radiação laser. Assim foram simulados diversos valores para a largura de entrada do refletor, mantendo constantes o comprimento e largura de saída (100 mm e 6 mm respetivamente).

Na tabela 5.5 apresentam-se os resultados tendo-se obtido os valores através de um detetor paralelo à saída do refletor e afastado 5 mm deste.

Tabela 5.5: Otimização da largura de entrada dos refletores. Apresenta-se para ambos os refletores, a divergência máxima da radiação incidente num detetor a 5 mm da saída do refletor, e a largura da área irradiada no mesmo detetor.

| Largura (mm) | Refletor Solar | | Refletor Laser | |
|--------------|------------------------|--------------------------------|------------------------|--------------------------------|
| | Divergência máxima (°) | Largura da área irradiada (mm) | Divergência máxima (°) | Largura da área irradiada (mm) |
| 6 | 19.1 | 8.8 | 21.5 | 9.2 |
| 6.5 | 20.8 | 9 | 23.3 | 9.4 |
| 7 | 22.2 | 9.4 | 24.1 | 9.8 |
| 7.5 | 24.0 | 9.7 | 25.5 | 10.1 |
| 8 | 26.0 | 10.0 | 28.9 | 10.6 |
| 8.5 | 28.1 | 10.4 | 31.0 | 10.8 |
| 9 | 29.6 | 10.5 | 32.8 | 11.3 |

Verifica-se que quanto maior a diferença entre a largura de entrada e saída maior será o semiângulo máximo de incidência, porém, a maior dispersão da radiação limita a distância em que esta se mantém homogênea, surgindo assim uma mancha com mais área e, conseqüentemente, menor irradiância. Note-se os valores ótimos de 7.5 mm e 7 mm para a largura dos refletores solar e laser, respectivamente. Estes permitem a maior proximidade em divergência e largura irradiada entre os 2 homogeneizadores. Verifica-se também uma correta homogeneização da distribuição de potência na área irradiada para o comprimento escolhido de 100 mm, como se comprova pela figura 5.9.

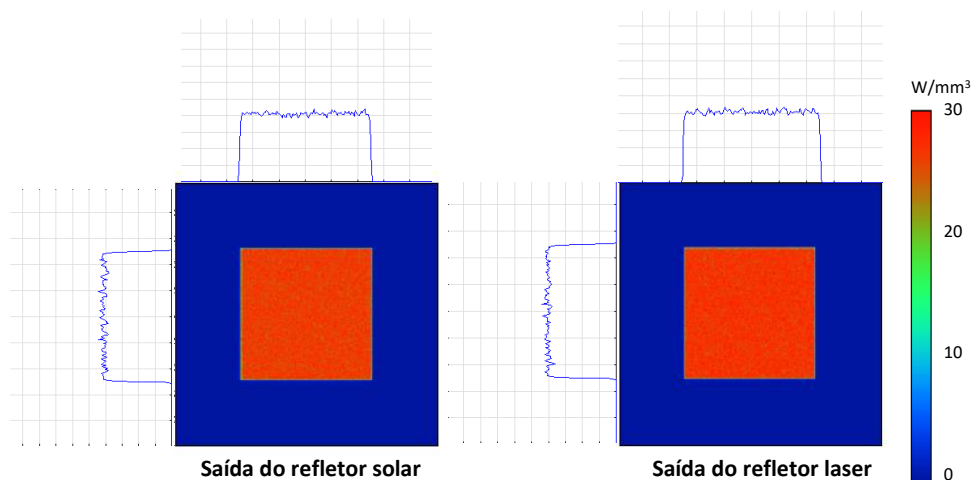


Figura 5.9: Distribuição de potência na saída dos refletores solar e laser.

A atenuação de cada um destes componentes foi calculada através de simulação, tendo se obtido um valor de 20% para o refletor solar e 21% para o refletor laser.

5.2.5 Dispersão do efeito de homogeneização

É suposto os homogeneizadores irradiarem um material a uma distância mínima deste. Assim há que garantir que o efeito de homogeneização se mantém mesmo quando se deteta a radiação afastado da saída do refletor, e que este é igual nos 2 refletores. Foi então posicionado um detetor na saída a 5 e 10 mm desta, para ambos os casos. Os resultados apresentam-se na figura 5.10.

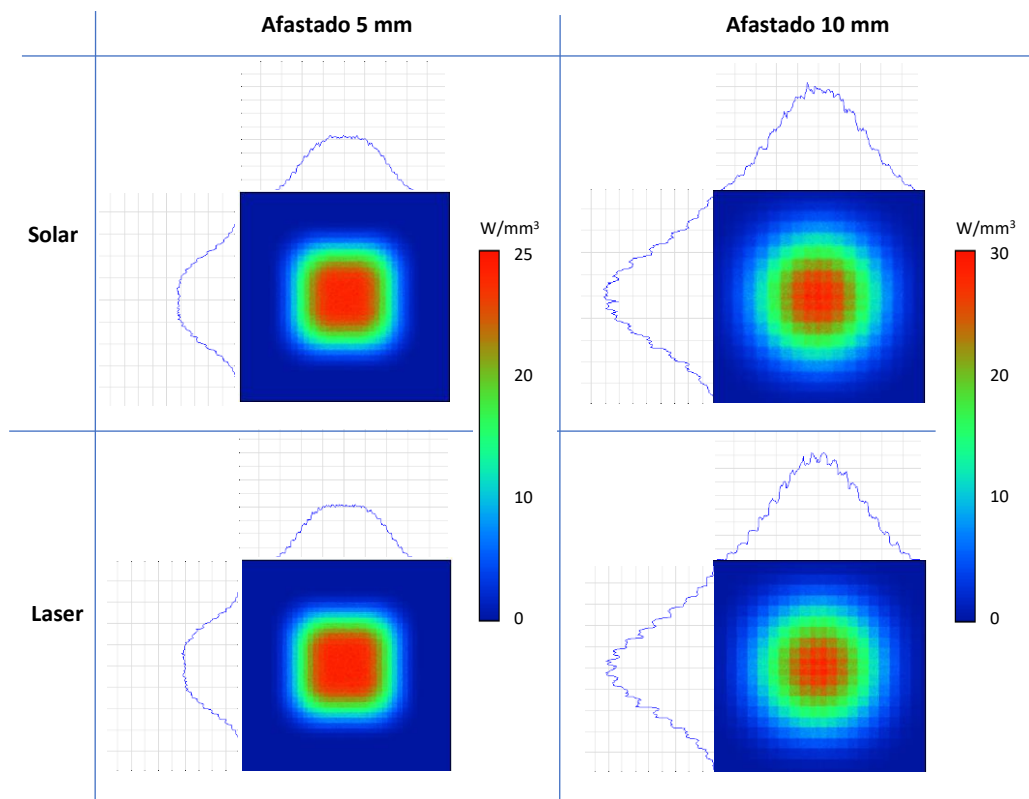


Figura 5.10: Distribuição de potência a 5 e 10 mm da saída do refletor solar

Observa-se que para uma distância à saída do refletor de 10 mm, a distribuição é mais próxima da Gaussiana, não sendo assim homogênea tanto para a radiação solar como para no caso do laser. No entanto a 5 mm do refletor, a homogenização mantém-se, sendo visível uma zona com baixa variação na potência irradiada e largura idêntica de 5 mm. Calculou-se, por simulação, que esta área contém cerca de 75% da potência na saída da guia para ambos os casos.

5.3 Construção

5.3.1 Lente

Para dispersar a radiação laser é utilizada uma lente esférica. Esta foi polida no laboratório a partir de um tubo comprido de sílica fundida com 3.3 mm de raio. Para tal fixou-se a peça numa estrutura rotativa, e com uma lima com 100 grãos por cm^2 foi polida uma face esférica num dos lados do tubo. Na figura 5.11 pode visualizar a peça fixa na estrutura rotativa e no final do processo. Note-se

que para confirmar a forma esférica produzida, comparou-se com uma peça metálica com raio interno igual a 3.3 mm.

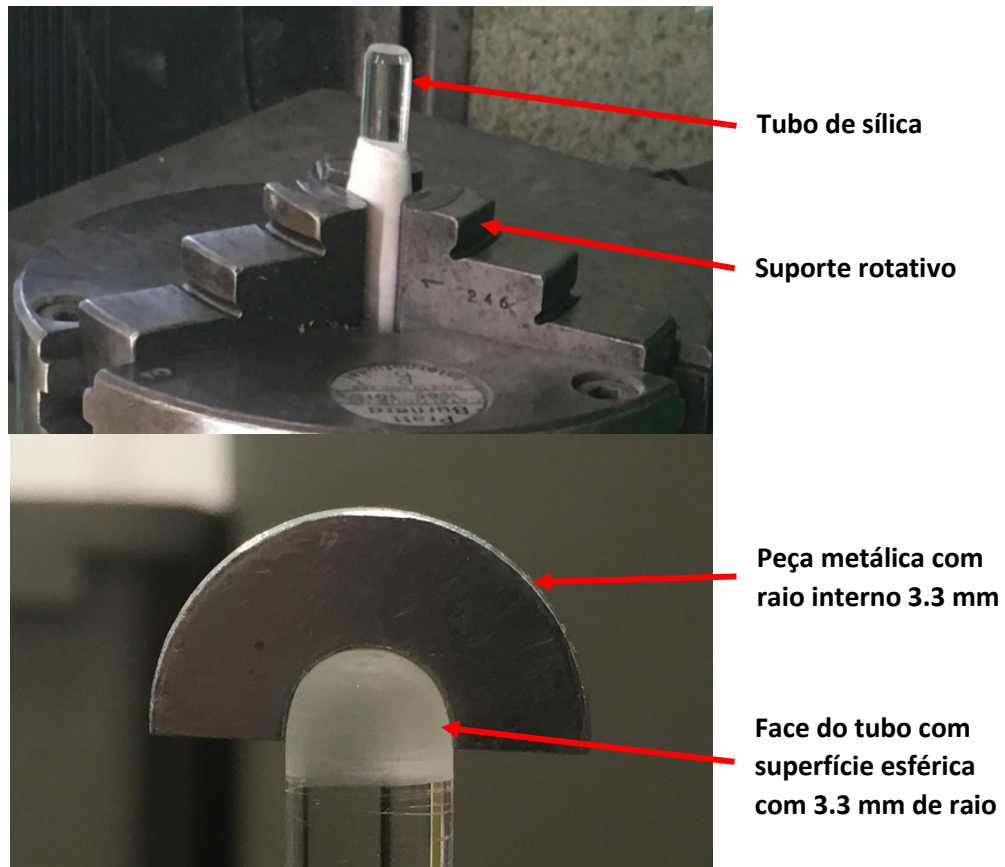


Figura 5.11: Processo de polimento de uma superfície esférica numa das faces de um tubo de sílica fundida.

No entanto, como se observa na figura 5.11, a superfície esférica encontra-se opaca, assim foi necessário efetuar outro processo de polimento com lixas de 1000, 2500 e 4000 grãos por cm^2 . A peça apresenta-se na figura 5.12, já polida com 18 mm de comprimento.



Figura 5.12: Lente de sílica fundida no fim do processo de polimento.

5.3.2 Guia refletora

O refletor utilizado é uma chapa de alumínio revestida de prata com refletividade de 95%. Este material possui cerca de 1 mm de espessura, pelo que é difícil manter uma forma retilínea se não tiver apoio. Assim pensou-se em construir uma base reta com alguma espessura para colar cada lateral do refletor e assim manter estas totalmente planas. Na figura 5.13 apresenta-se a ilustração de uma guia refletora, onde se explica o método de construção.

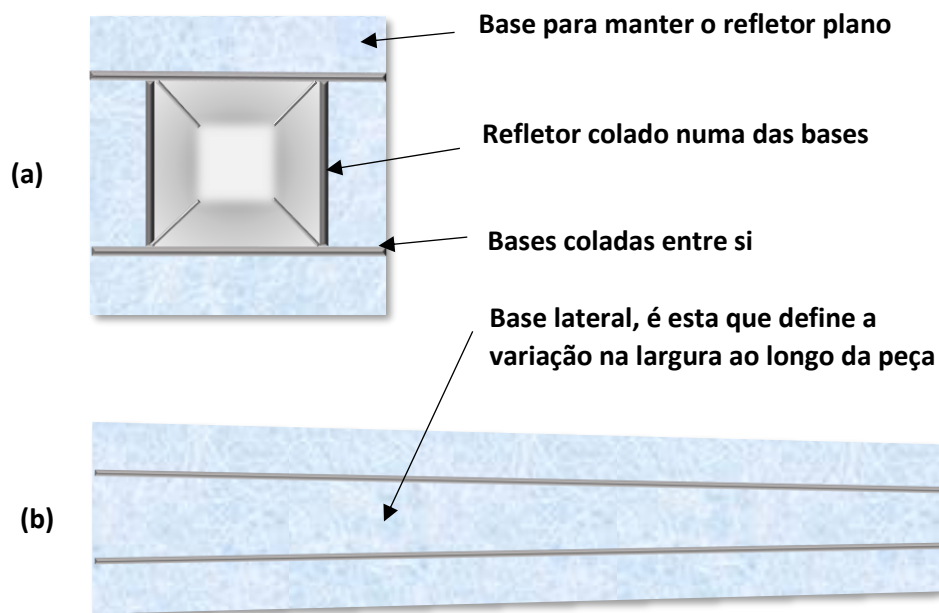


Figura 5.13: Ilustração da montagem do cone refletor. Entrada do refletor (a) e lateral (b).

As bases são de plástico aproveitado de uma estrutura que não se encontrava funcional. Este foi cortado e polido com lixa de 100 grãos por cm^2 até apresentar dimensões próximas das pretendidas para cada caso. Foram também cortadas as placas de refletor também com dimensões ligeiramente superior às pretendidas. Estas permaneceram vários dias sobre elevada pressão de forma a ficarem totalmente planas. Na figura 5.14 apresentam-se as bases de plástico e as respetivas placas refletoras, utilizadas na construção das bases dos 2 sistemas óticos homogeneizadores.

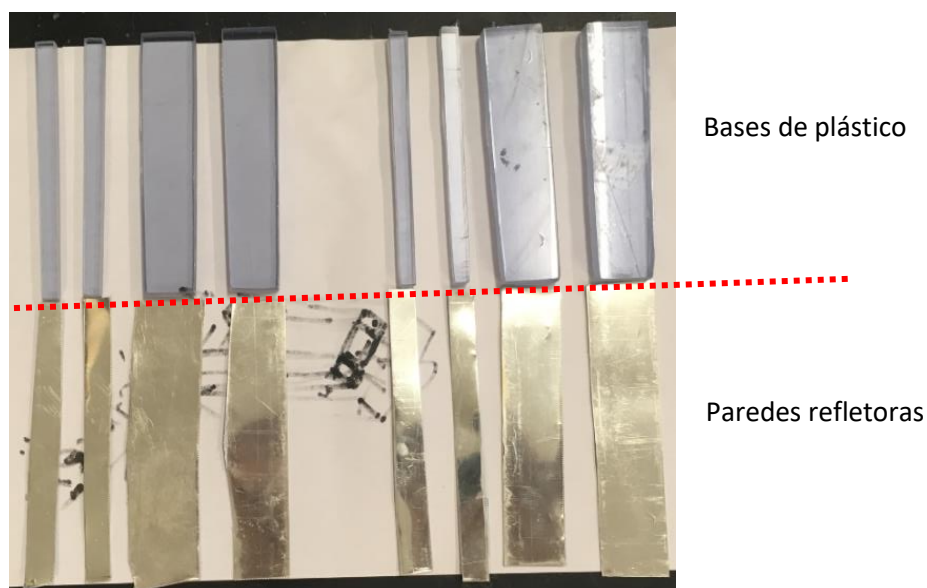


Figura 5.14: Bases e respetiva placa refletora para ambos os refletores solar e laser. Note-se que os refletores apresentam bastantes riscos, mas estes são apenas numa película de plástico para proteção.

Posteriormente, as placas foram coladas nas respetivas bases com cola de secagem rápida e permaneceram sobre elevada pressão até a cola secar totalmente. As peças foram depois polidas até apresentar as medidas conseguidas por simulação. É importante garantir que as bases laterais apresentam as dimensões corretas, pois são estas que definem a altura e inclinação do refletor no processo de montagem. Para definir a largura com maior precisão nas bases inferior e superior foram utilizadas brocas com diâmetro igual à largura pretendida. As bases foram coladas entre si com a mesma cola rápida e toda a estrutura foi sujeita a elevada pressão durante a secagem. O processo de montagem encontra-se na figura 5.15.

Com a cola bem seca, procedeu-se ao polimento final, até os refletores construídos apresentarem um comprimento de 100 mm, e à limpeza da superfície refletora de qualquer sujidade.

O processo de construção do homogeneizador solar está terminado, no entanto, no caso do laser é necessário colar a lente anteriormente polida. Para tal foi utilizada uma placa de politetrafluoretileno, mais conhecido como teflon, por ser um material dúctil e disponível no laboratório. A ductilidade deste material

permite inserir a lente num furo com diâmetro inferior ao seu ficando assim fixa. O teflon foi colado na entrada do refletor laser com cola de secagem rápida. Uma ilustração da lente e do refletor laser já colados encontra-se na figura 5.16.

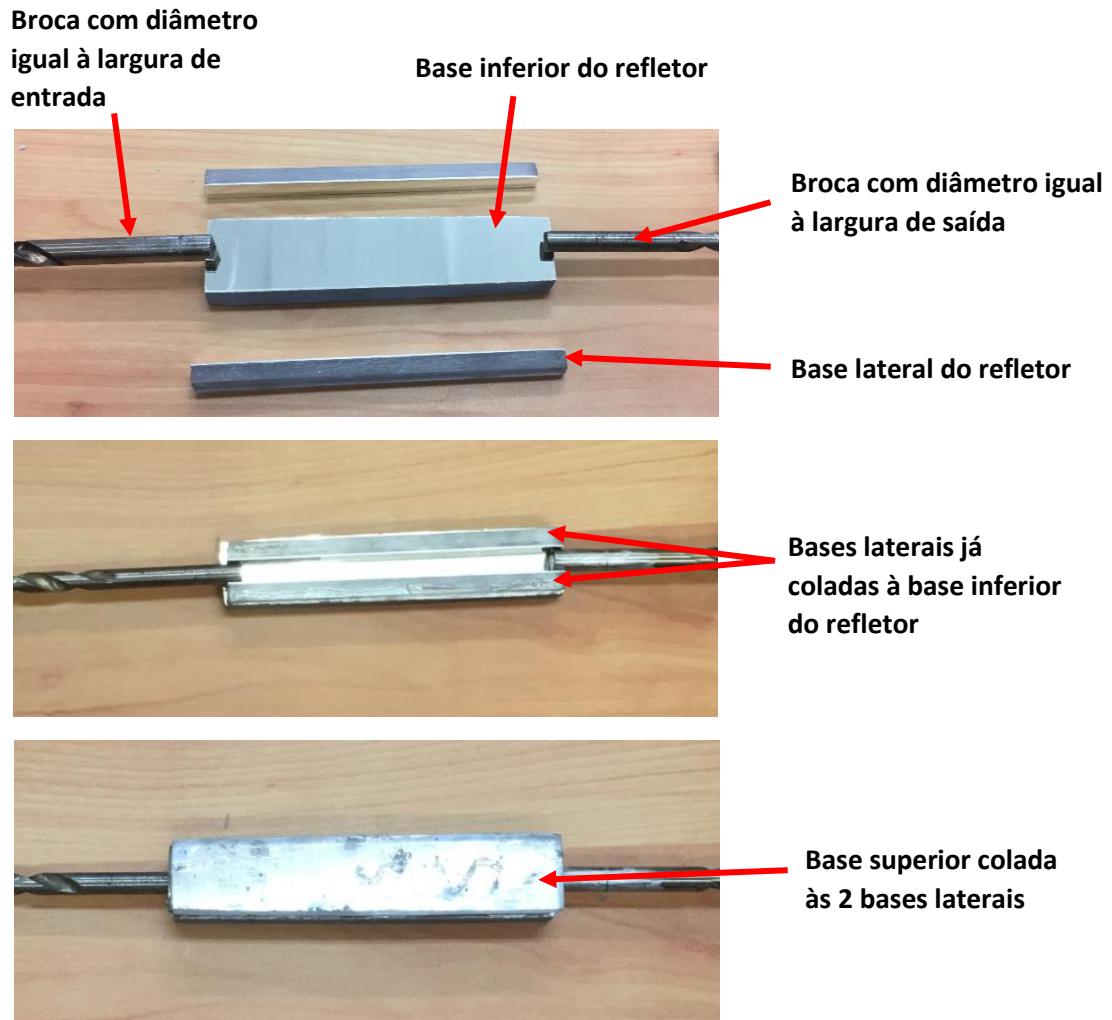


Figura 5.15: Processo de colagem das bases já com a superfície refletora. Destaca-se a utilização de brocas com as dimensões da largura de entrada e saída para garantir que a peça é construída de acordo com o dimensionamento escolhido.

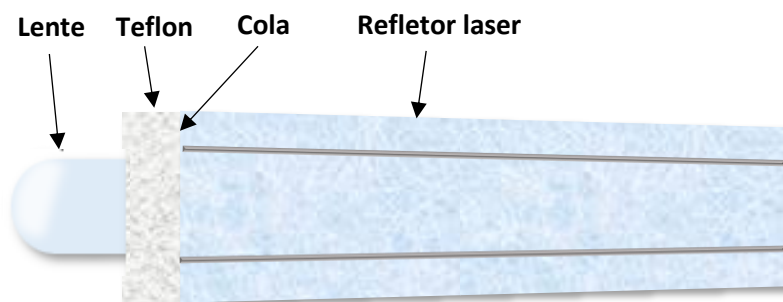


Figura 5.16: Ilustração do método de fixação da lente no refletor laser.

5.4 Teste

5.4.1 Homogeneizador laser

De forma a testar a peça desenvolvida foi utilizado o laser vermelho TEM_{00} de baixa potência. O feixe laser foi alinhado na entrada do homogeneizador, tal como se encontra na figura 5.17.

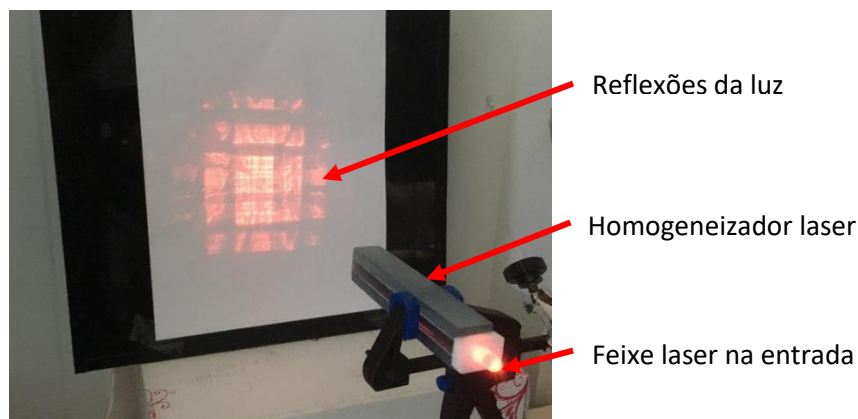


Figura 5.17: Homogeneizador laser e feixe laser vermelho de baixa potência alinhados.

Numa folha de papel suficientemente afastada da saída do homogeneizador, é possível visualizar as múltiplas reflexões sofridas no refletor. A grande dimensão da área irradiada na folha A4 permite inferir um aumento significativo no semiângulo máximo da radiação. Este ensaio confirma então a capacidade de o equipamento desenvolvido aumentar significativamente a dispersão de um feixe laser. Para testar a capacidade de homogeneização da peça desenvolvida utilizou-se também o feixe TEM_{00} vermelho. Com este bem alinhado na lente do homogeneizador, colocou-se uma folha de papel na entrada e na sua saída. Na figura 5.18 pode observar-se os resultados deste ensaio.

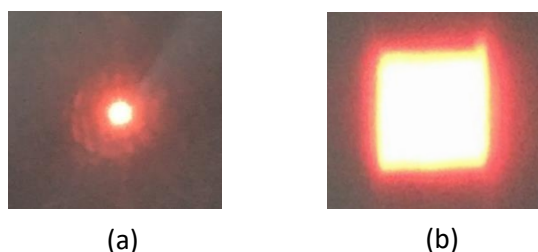


Figura 5.18: Comparação da radiação laser na entrada do homogeneizador (a) e a 1 mm da sua saída (b).

Note-se que o feixe laser, que apresenta distribuição Gaussiana na entrada do homogeneizador, se distribui uniformemente na sua saída, verificando-se o efeito da utilização de uma guia suficientemente comprida para possibilitar múltiplas reflexões no seu interior.

5.4.2 Homogeneizador solar

De forma a testar a capacidade do refletor solar homogeneizar a radiação focada através de uma lente convergente, foi montado o protótipo tal como se apresenta na figura 5.19.

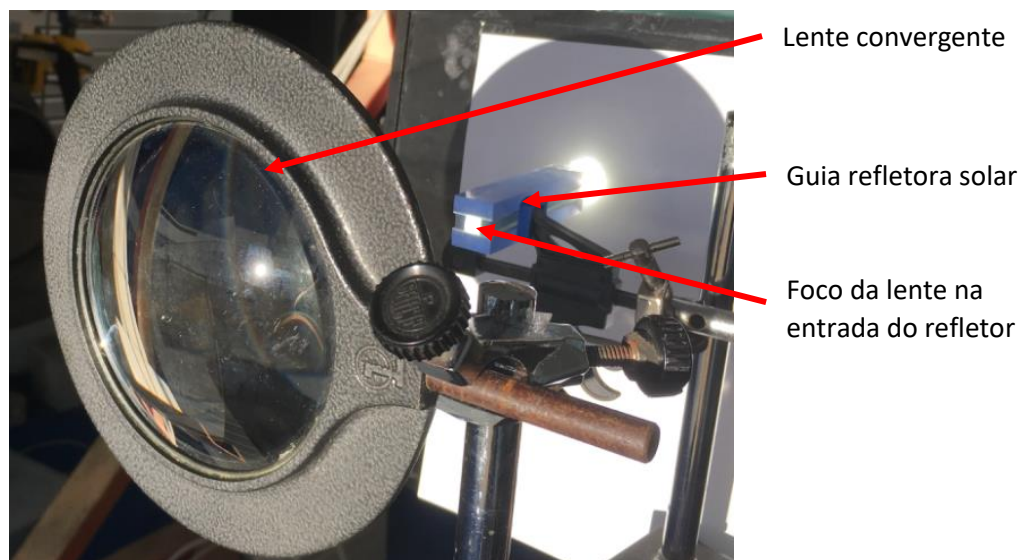


Figura 5.19: Lente concentradora e guia refletora solar alinhados.

Foi colocado um alvo preto no foco da lente e na saída do refletor solar. O efeito da radiação no alvo apresenta-se na figura 5.20.



Figura 5.20: Efeito da radiação solar concentrada pela lente (a), e na saída da guia refletora solar (b), num alvo preto.

Note que no foco da lente, a radiação não tem distribuição de potência constante ao longo da área irradiada, permitindo que zonas do alvo com maior irradiância atinjam temperaturas mais elevadas e perfurem o material. Na saída da guia refletora, observa-se uma área uniformemente irradiada, não se verificando nenhum pico de irradiância. Esta mancha de cor uniforme apresenta uma forma aproximadamente quadrada, provando a dispersão da energia irradiada com forma idêntica à da saída da guia refletora.

RADIAÇÃO SOLAR CONCENTRADA *VERSUS* LASER SOLAR

6.1 Introdução ao estudo

A cirurgia com radiação solar concentrada foi estudada por Gordon [25], conseguindo-se resultados semelhantes à cirurgia com laser convencional [28]. No entanto, a radiação não é colimada e possui todo o espectro solar à superfície terrestre, não permitindo uma interação seletiva com o tecido biológico [71]. Por outro lado, a radiação laser emitida pelo protótipo laser solar desenvolvido neste projeto possui comprimento de onda 1064 nm, que se enquadra na gama de comprimentos de onda mais fracamente absorvidos pelos principais constituintes do tecido [15]. Como abordado no subcapítulo 3.5, apenas alguns *watts* de potência são necessários para induzir coagulação. De forma a comparar o efeito no tecido biológico de radiação solar concentrada e do feixe laser emitido pelo protótipo pensou-se em 2 sistemas óticos homogeneizadores [24], que dotem ambas as radiações de igual direção e distribuição de potência numa igual área irradiada. Para alvo de teste escolheu-se peito de frango sem pele, comumente utilizado em ensaios práticos de equipamentos laser médicos [26], [82], [83] devido à sua disponibilidade e características óticas. Através da análise das amostras irradiadas, nomeadamente da forma e área da superfície afetada e espessura de volume coagulado, é possível inferir sobre a capacidade de homogeneização dos sistemas desenvolvidos e o efeito nos tecidos biológicos causado por ambas as radiações. Uma ilustração da montagem do ensaio prático para radiação solar concentrada e para o feixe laser emitido pelo protótipo apresenta-se na figura 6.1.

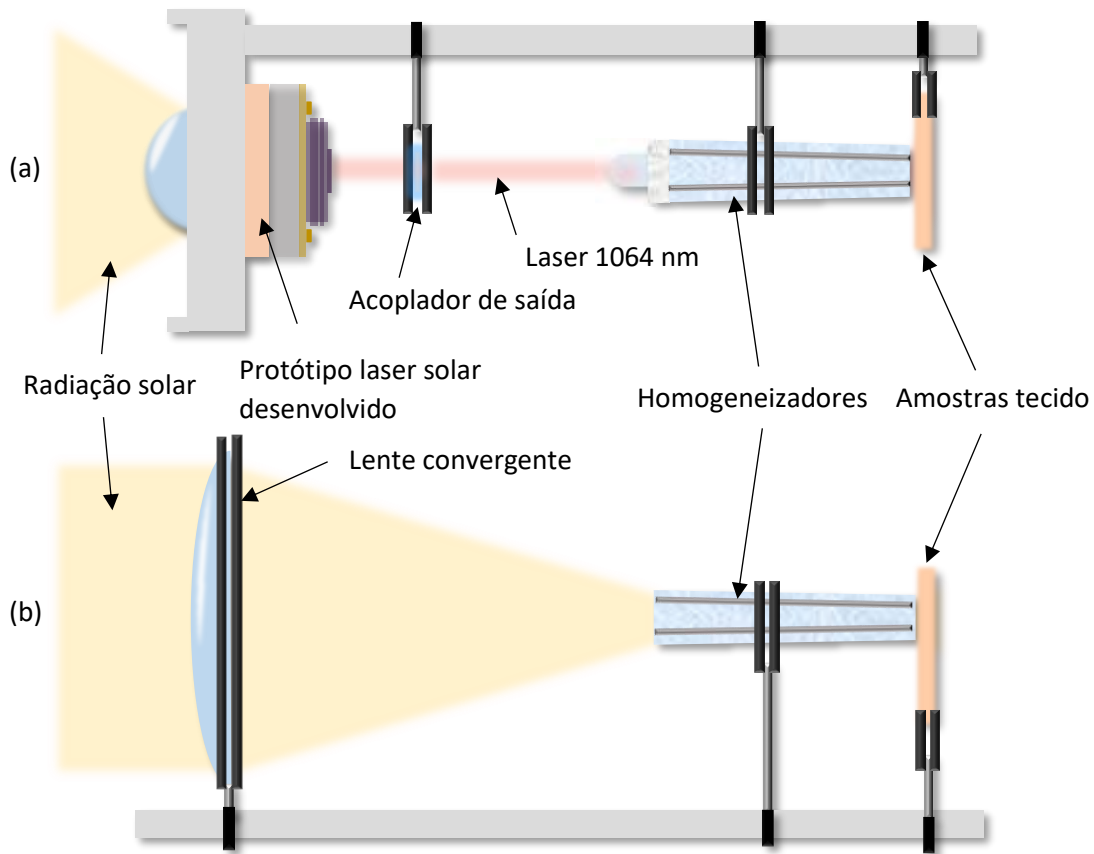


Figura 6.1: Ilustração da montagem do ensaio prático para radiação solar concentrada (a) e para o feixe laser emitido (b) com amostra de peito de frango.

6.2 Preparação do Material

O desenvolvimento do protótipo que produz o feixe laser, bem como dos sistemas óticos homogeneizadores, encontra-se descrito nos capítulos 4 e 5, respetivamente. O sistema homogeneizador de radiação solar é constituído pela lente concentradora e pela guia refletora. A lente foi alinhada ao helióstato exterior, também utilizado no direcionamento da radiação solar no protótipo laser, tendo-se detetado 10.0 W de potência, no seu foco. A entrada da guia refletora foi posicionada no foco da lente, e um detetor foi colocado na sua saída, tendo verificado 5.0 W de potência. No caso do protótipo laser, a área de coleção do espelho parabólico foi adaptada para concentrar uma menor densidade de energia na cabeça desenvolvida, e assim produzir uma potência laser próxima dos 10.0 W concentrados pela lente usada no sistema homogeneizador solar. Assim utilizou-se uma área de coleção com 900 mm de diâmetro. O posicionamento e alinhamento do sistema laser foi conseguido tal como descrito

6.2. Preparação do Material

no subcapítulo 4.5.3, tendo um detetor colocado na saída do sistema laser, medido 10.5 W de potência. Para posicionamento do homogeneizador laser, foi montado um suporte que permite deslocamentos em 3 direções permitindo assim um elevado controlo para alinhamento com o feixe laser. Na saída da guia refletora, o detetor obteve uma potência máxima de cerca de 5.5 W de potência. Verificou-se então, nos sistemas homogeneizadores solar e laser, uma atenuação aproximadamente 50.0% e 47.6%, respetivamente. Estes valores são superiores aos calculados no subcapítulo 5.2. Tal deve-se a erros de construção, como fissuras na zona de contato entre as paredes dos refletores. Estas expõem a cola utilizada que absorve a energia da radiação. Na figura 6.2 apresentam-se os sistemas homogeneizadores laser (figura 6.2 (a)) e solar (figura 6.2 (b)) montados no laboratório com uma amostra colocada na saída de cada guia refletora.

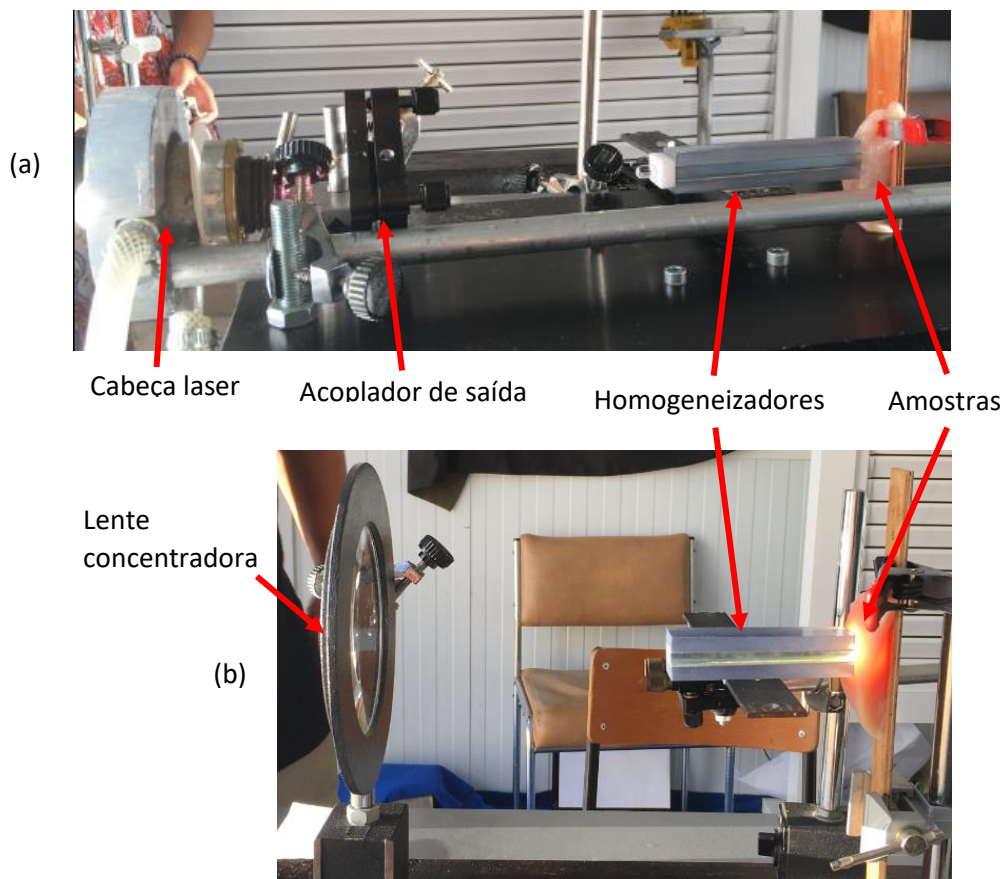


Figura 6.2: Sistemas homogeneizadores laser (a) e solar (b) montados no laboratório com uma amostra colocada na saída de cada guia refletora.

O peito de frango foi lavado e cortado em amostras com dimensão suficiente para abranger a totalidade da radiação incidente e, de forma a que uma superfície não tenha sido originada através de cortes. Esta superfície, como não

sofre deformações artificiais associadas à preparação das amostras, foi considerada a melhor opção para incidir a radiação durante os ensaios. Cada amostra foi colocada num suporte, fixa através de um grampo.

6.3 Testes nas amostras de peito de frango

Nos ensaios com radiação laser, 4 amostras foram posicionadas na saída da cabeça laser e irradiadas pelo feixe sem homogeneização, durante um tempo de exposição T_e . Este é variável entre cada ensaio, tendo-se irradiado a amostra durante 30, 50, 70 e 90 segundos. Em seguida, 4 amostras foram colocadas na saída da guia refletora do sistema homogeneizador laser, e irradiadas durante os mesmos intervalos de tempo T_e . Na figura 6.3 apresentam-se os efeitos causados nas amostras, pelo feixe laser sem homogeneização (a) e na saída do homogeneizador (b). Pode observar-se, para cada caso, a variação na área afetada (Face irradiada), e espessura máxima de volume afetado, medida através do corte longitudinal ao centro da mancha.

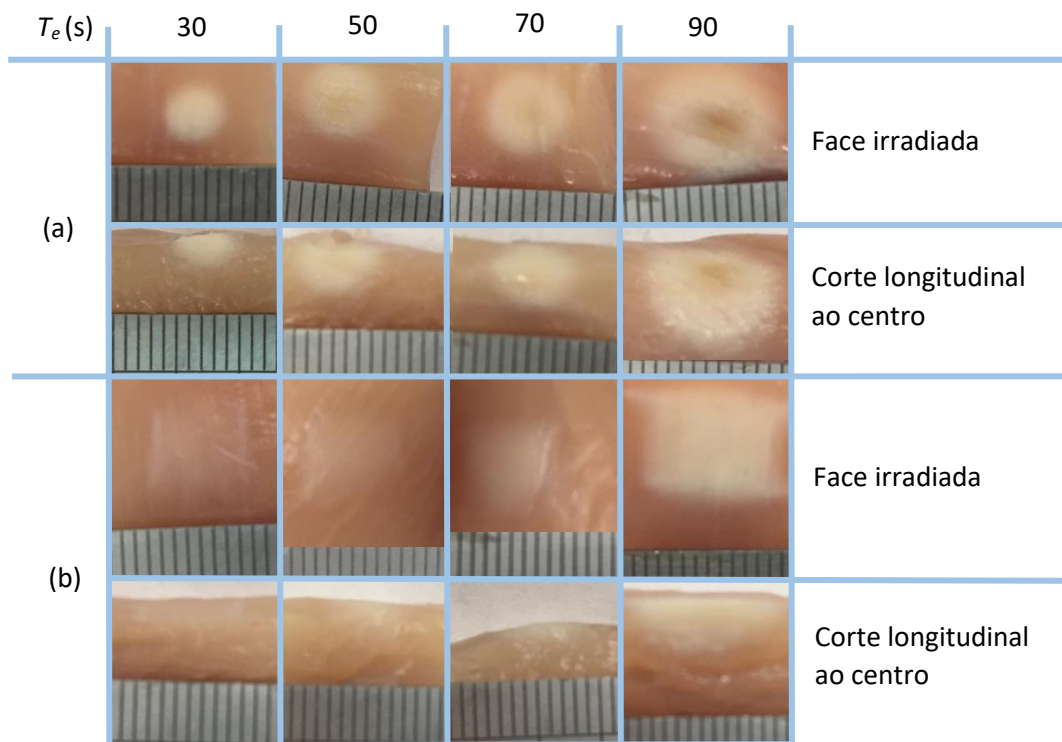


Figura 6.3: Efeitos da exposição ao feixe laser sem homogeneização (a), e na saída do sistema homogeneizador (b), durante diversos intervalos T_e . Note que a divisão mais pequena do objeto de medição que se apresenta é 1 mm.

6.3. Testes nas amostras de peito de frango

A radiação laser sem homogeneização (figura 6.3 (a)) induz uma área circular de tecido coagulado na superfície da amostra, que se prolonga pelo interior do tecido. Para 90 segundos de exposição, verifica-se desidratação, observando-se uma zona mais escura no centro da área afetada. Por outro lado, na saída do homogeneizador (figura 6.3 (b)), a superfície afetada apresenta uma forma retangular não se verificando carbonização do tecido.

Para os ensaios com radiação solar concentrada, outras 4 amostras foram posicionadas no foco da lente, sendo irradiadas sem homogeneização, durante um intervalo T_e variável, tal como nos ensaios com radiação laser. Em seguida, 4 amostras foram colocadas na saída do sistema homogeneizador solar, e irradiadas durante os mesmos intervalos T_e . Na figura 6.4 apresenta-se os efeitos causados na amostra, pela radiação solar concentrada sem homogeneização (a) e na saída do homogeneizador (b). Pode observar-se, novamente, a variação na área afetada na superfície irradiada (Face irradiada), e espessura máxima de volume afetado, medida através do corte longitudinal ao centro da mancha.

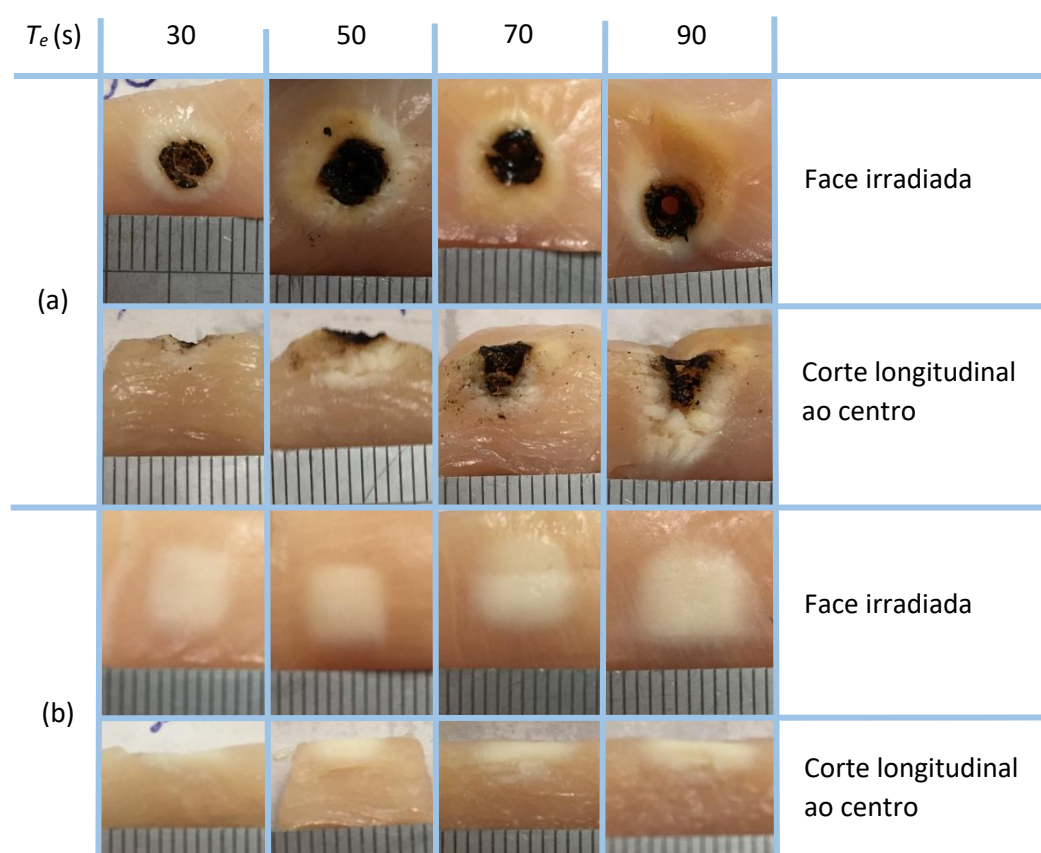


Figura 6.4: Efeitos da exposição a radiação solar concentrada, sem homogeneização (a), e na saída do sistema homogeneizador (b), durante diversos intervalos T_e . Note que a divisão mais pequena do objeto de medição que se apresenta é 1 mm.

Nas amostras irradiadas com radiação solar concentrada sem homogeneização (figura 6.4 (c)), verifica-se uma forma circular da área afetada, como nas amostras irradiadas pelo feixe laser também sem homogeneização, observando-se carbonização para todos os tempos de exposição testados. Este processo é causado pela desidratação do tecido, que se intensifica para tempos de exposição maiores, criando uma cratera na amostra. Na saída do sistema homogeneizador solar (figura 6.4 (b)), a superfície afetada apresenta uma forma retangular uniformemente irradiada, idêntica à obtida na saída do homogeneizador laser. No entanto, nas amostras irradiadas com radiação solar concentrada, a área afetada possui uma tonalidade branca mais intensa, revelando um maior grau de coagulação.

6.4 Análise de resultados

De forma a perceber melhor a influência do espectro e uniformidade da radiação incidente e do tempo de exposição, as amostras foram analisadas através do *software* ImageJ, uma ferramenta de processamento de imagem gratuita, desenvolvida pelo NIH (acrônimo em inglês para *National Institutes of Health*) [84]. Na figura 6.5 observa-se o método para obtenção da área superficial afetada (A_a) e da espessura de tecido afetado no centro da mancha (δ_a).

Para detetar as dimensões pretendidas, primeiro foi definido, em cada imagem, por quantos pixels é constituído um milímetro, a unidade mais pequena do instrumento de medição presente. Este valor é utilizado como referência para cálculo das dimensões em milímetros. Depois basta selecionar manualmente a área ou a distância que se pretende obter. Este método, embora implique subjetividade na seleção de áreas e distâncias pelo utilizador, constitui uma alternativa a métodos diretos de medição, nos quais o contato com a amostra poderá causar deformações e alterações nas dimensões.

Na tabela 6.1 apresentam-se os valores de A_a e δ_a , onde P_a representa a potência a que a amostra está sujeita em cada ensaio, medida pelo detetor antes do ensaio.

6.4. Análise de resultados

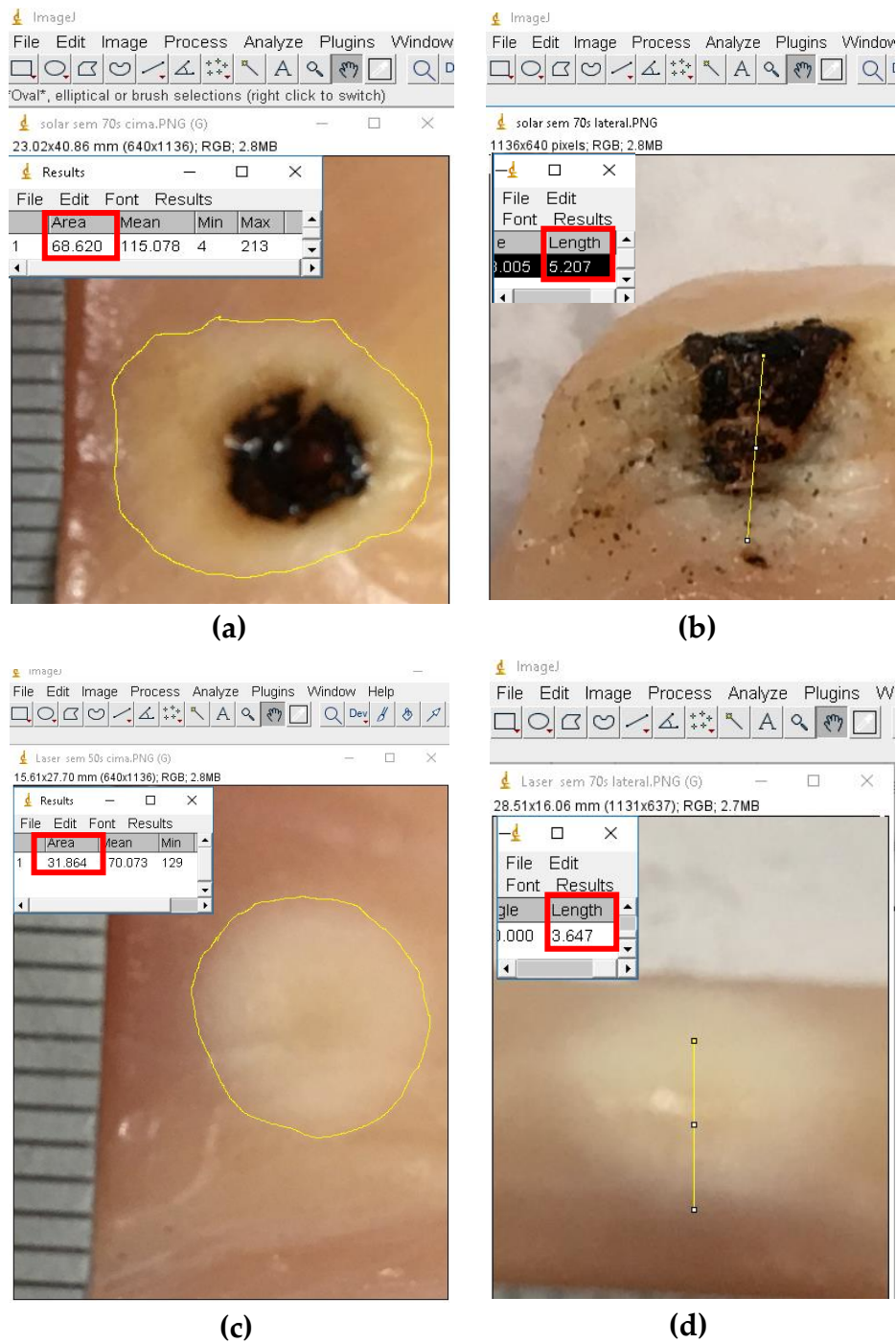


Figura 6.5: Janelas de visualização do *software* ImageJ no processo de medição da área afetada e espessura de volume afetado ao centro. Neste caso, para amostras irradiadas durante 70 segundos com radiação solar concentrada (face irradiada (a), corte longitudinal ao centro (b)) e radiação laser (face irradiada (c), corte longitudinal ao centro (d)), ambas sem homogeneização. Note, a vermelho, os valores obtidos pelo programa para a área e espessura selecionadas na imagem, a amarelo.

Tabela 6.1: Área afetada (A_a) e espessura (δ_a) de volume afetado em função do tempo de exposição (T_e) para os diferentes tipos de radiação ensaiados com potência (P_a).

| | P_a (W) | T_e (s) | A_a (mm ²) | δ_a (mm) |
|-------------------------------------|-----------|-----------|--------------------------|-----------------|
| Laser sem homogeneização | 10.5 | 30 | 15.579 | 2.580 |
| | | 50 | 28.056 | 3.281 |
| | | 70 | 31.864 | 3.647 |
| | | 90 | 68.324 | 6.150 |
| Laser com homogeneização | 5.5 | 30 | 39.447 | – |
| | | 50 | 40.548 | 0.983 |
| | | 70 | 41.662 | 1.322 |
| | | 90 | 80.273 | 4.323 |
| Solar sem homogeneização | 10.0 | 30 | 40.720 | 2.667 |
| | | 50 | 65.460 | 3.978 |
| | | 70 | 68.620 | 5.207 |
| | | 90 | 70.454 | 9.146 |
| Solar com homogeneização | 5.0 | 30 | 40.173 | 1.257 |
| | | 50 | 41.362 | 2.053 |
| | | 70 | 50.709 | 2.430 |
| | | 90 | 57.890 | 2.533 |

Como abordado no subcapítulo 3.5, quanto maior T_e mais energia será depositada no tecido e portanto mais efeitos serão visíveis nas amostras. Para todos os tipos de radiação, é verificado que para valores maiores de T_e , se obtém maior A_a e δ_a .

No caso das amostras irradiadas pelo feixe laser e pela radiação solar concentrada sem homogeneização, confirma-se uma área afetada que cresce com o aumento de T_e . A mesma relação se nota em relação à espessura de volume afetado. Esta atinge cerca de 6 mm para 90 segundos de exposição ao feixe laser, sem evidenciar cratera de carbonização. Por outro lado, nas amostras expostas a radiação solar concentrada sem homogeneização, como se forma uma cratera de carbonização, a radiação atinge agora a amostra na superfície dessa cratera, que se expande para o interior do tecido. Assim, embora se verifique cerca de 9 mm

6.5. Comparação com outros trabalhos.

de espessura de volume afetado, para 90 segundos de exposição, grande parte desta dimensão se deve à profundidade da cratera. As diferenças nos efeitos causados nas amostras irradiadas pelo feixe laser e solar não homogêneos poderão ser explicadas pela maior absorção de energia do espectro solar pelo tecido biológico, comparativamente à absorção de energia laser com 1064 nm de comprimento de onda [72].

Verificou-se que os sistemas homogeneizadores uniformizam a radiação, em termos de potência, na superfície da amostra, numa área afetada próxima de 36 mm (6 mm x 6 mm), que consiste na área de saída das guias refletoras. Com o aumento da exposição à radiação, a área afetada aumenta, tal poderá dever-se à interação por dispersão [71], que permite depositar energia para lá das fronteiras da área irradiada. Em termos de espessura de volume afetado, no caso da radiação solar, esta manteve-se em cerca de 2 mm para tempos de exposição de 50, 70 e 90 segundos, enquanto que no caso da radiação laser, a espessura aumenta para tempos de exposição maiores, atingido cerca de 4 mm para 90 segundos de irradiação. Note-se que para 15 segundos de exposição não foi possível definir uma espessura de volume afetado pois este não é claramente visível.

6.5 Comparação com outros trabalhos.

Nos trabalhos de Gordon [26] é utilizada radiação solar concentrada não homogênea na sua distribuição de potência, transmitida por uma fibra ótica com 1 mm de diâmetro. Tendo verificado, para 5 W de potência, efeitos de carbonização a partir dos 4 segundos de exposição. No estudo desenvolvido ao longo deste capítulo, também é testado a exposição de amostras a radiação solar concentrada sem homogeneização. No entanto, a potência é de 10 W e a mancha focal da lente concentradora tem 6 mm de diâmetro, não sendo a distribuição de energia pela área irradiada idêntica. Assim, não é válido estabelecer comparações diretas entre os trabalhos. Gordon afirma que o efeito da radiação solar concentrada nos tecidos é semelhante à das mais diversas técnicas laser, podendo constituir como um tratamento alternativo com resultados semelhantes [30].

Porém, nas amostras sujeitas a radiação solar concentrada e laser não homogêneas, os efeitos observados foram bastante diferentes.

Considerando as amostras sujeitas a radiação solar concentrada homogênea, este trabalho assemelha-se ao estudo de Nídia Baptista [16], no qual foi desenvolvida um sistema que transmite 30 W de potência, com comprimento de onda superior a 600 nm, através de uma guia quadrada com 15 mm de largura. As diferenças nos espectros e distribuição de potência não permitem uma comparação direta entre os ensaios neste capítulo e os realizados por Nídia. Porém em ambos, se observou uniformidade na coagulação de tecido na amostra. Assim, o sistema homogeneizador solar desenvolvido neste projeto poderá constituir uma alternativa mais barata e de rápida construção para estudos deste tipo.

O homogeneizador laser provou, também, a sua funcionalidade, irradiando a superfície com densidade de potência uniforme, como se observou nos ensaios com a amostra colocada na sua saída. Este sistema constitui então uma alternativa às diversas formas de modelação de feixe laser, tendo vantagens em termos de custo e adaptabilidade [24], uma vez que os materiais pelo qual é constituído podem ser facilmente cortados ou polidos.

Em relação ao tratamento das verrugas associadas ao vírus do papiloma humano (VPH), estudos [20] indicam que a sua espessura máxima pode chegar aos 6 mm. Com estas dimensões, técnicas mais comumente utilizadas não conseguem destruir toda a extensão da verruga, o que provoca reaparecimentos [18]. No entanto, a radiação laser Nd: YAG tem apresentado bons resultados [22], [23], sendo capaz de penetrar nos tecidos e eliminar os vasos sanguíneos que alimentam as verrugas. Nos ensaios realizados ao longo deste capítulo, nas amostras irradiadas com o feixe laser sem homogeneização obteve-se cerca de 6 mm de espessura máxima de volume coagulado, enquanto que nas amostras sujeitas a radiação laser homogênea a espessura verificada foi cerca de 4 mm. Estes valores indicam interação com o tecido biológico a profundidades nas quais existem as verrugas, sendo um bom indício do seu possível tratamento através do laser solar de Nd: YAG emitido pelo protótipo.

7.1 Objetivos cumpridos

O protótipo laser desenvolvido, no capítulo 4, mostrou-se funcional, sendo capaz de produzir, para uma irradiância de 860 W/m^2 , um feixe laser com um máximo de 22 W de potência, e com comprimento de onda de 1064 nm [12], característico do cristal Nd:YAG (1at.% Nd³⁺). Este sistema possui capacidade de adaptação para emitir radiação com diferente potência. Tal verificou-se no estudo descrito no capítulo 6, no qual o protótipo foi utilizado para comparar o efeito da radiação laser com e sem uma distribuição de potência uniforme, na superfície das amostras de peito de frango. Observou-se diferenças na forma e espessura de volume de tecido coagulado, destacando-se a capacidade do sistema homogeneizador laser, descrito no capítulo 5, de impedir o processo de carbonização permitindo uma uniforme exposição à radiação.

Um outro homogeneizador foi também desenvolvido para concentrar e uniformizar radiação solar. No foco da lente concentradora deste sistema, obtém-se radiação solar sem homogeneização, tal como nos ensaios realizados por Gordon [26]. Enquanto que na saída da guia refletora a radiação apresenta-se homogênea, obtendo-se resultados semelhantes aos de Nídia Batista [16]. Assim, a utilização de sistemas de modelação de feixes por guias refletoras constitui uma alternativa de baixo custo e elevada adaptabilidade [24]. Neste caso as dimensões dos refletores foram otimizadas com intenção de garantir que a distribuição de potência na área irradiada e a divergência da radiação laser e solar são idênticas na superfície da amostra. Embora Gordon afirme que a radiação solar concentrada apresenta efeitos semelhantes a sistemas laser com densidade de potência idênticas [27], os resultados dos ensaios descritos no capítulo 6, mostram efeitos diferentes para a radiação solar e laser, evidenciando o efeito

diferenciador da luz laser com 1064 nm de comprimento de onda [15]. Esta parece ser menos absorvida superficialmente, originando volumes coagulados com maior espessura.

Assim, a aplicação de tecnologia laser ao conceito de cirurgia solar, desenvolvido por Gordon [25], permite obter fluxos de energia comparáveis aos de sistemas laser utilizados em cirurgia, com um custo bastante inferior, e um espectro de emissão que permite uma interação seletiva com o tecido. Desta forma, o presente trabalho consiste num avanço no sentido de democratização de tecnologias médicas modernas, com possibilidade de tratamento de patologias comuns em países com economias precárias.

7.2 Limitações

A maior limitação da tecnologia laser solar é a dependência de condições atmosféricas, funcionando em períodos de céu limpo ou pouco nublado. No entanto, calcula-se que, a utilização do Sol como fonte de um sistema laser, seja uma opção viável 7 a 10 horas em mais de 250 dias por ano, nas zonas do globo com maior exposição solar [26]. Porém, a baixa correlação entre o espectro solar à superfície terrestre e o espectro de absorção do cristal de Nd: YAG constitui o principal obstáculo à eficiência do sistema [7]. Assim é necessária uma grande área de coleção para produção de laser com elevada potência condicionando a dimensão do sistema e consecutivamente o seu custo. Outro fator importante é a estabilidade na potência do feixe laser [11]. O protótipo desenvolvido não possui guia uniformizadora na entrada da cavidade de bombeamento [11], [80], assim é suscetível a erros no alinhamento da posição do protótipo em relação ao Sol.

Em relação ao sistema homogeneizador, a maior limitação é a elevada dispersão da radiação que apenas permite uniformizar a radiação a curtas distâncias da saída. Também a atenuação dos componentes é um fator condicionante, uma vez que limita a energia na saída do sistema.

Os resultados dos ensaios, embora estejam de acordo com o esperado para a interação com tecidos biológico com radiação laser e solar concentrada, não permitem uma comparação direta com outros estudos, uma vez que o método utilizado para detetar as dimensões do volume afetado implica subjetividade.

7.3 Trabalho futuro

De forma a melhorar a eficiência de sistemas laser solar com meio ativo sólido, como neste caso, deve se considerar a utilização de cristais com espectros de absorção com maior correlação ao espectro solar à superfície terrestre [13].

É através de melhoramentos na eficiência que se torna viável a miniaturização do sistema. No entanto, como para aplicações médicas são necessários apenas alguns *watts* de potência [26], considera-se adaptar um espelho parabólico disponível no laboratório com refletividade 85 % e diâmetro de 590 mm (menos de metade do espelho parabólico utilizado no projeto), sendo capaz de focar a radiação numa mancha com 6 mm de diâmetro e semiângulo máximo incidente de 66°. Foi otimizada, através de simulações no software Zemax, uma guia de onda de sílica fundida e secção quadrada (6x6 mm) e 30 mm de comprimento. Estas dimensões permitem englobar todo o diâmetro do foco e homogeneizar a luz [16], sendo fundamental para estabilização da potência do feixe de saída [11], diminuindo a influência de pequenos erros de alinhamento na posição do sistema em relação ao Sol. Como cavidade de bombeamento poderá ser adaptada uma peça disponível no laboratório com configuração *end-pump* constituída por um cone refletor com 95% refletividade com diâmetro de entrada de 8 mm e saída de 5 mm. Esta peça está preparada para alojar um cristal de Nd:YAG (1at.% Nd³⁺) cilíndrico de 25 mm comprimento e 3 mm de diâmetro. Todas os componentes foram simulados no *software* Zemax, tendo-se obtido cerca de 20 W de potência absorvida pelo cristal e 4 W de potência laser, calculados pelo software Lascad. Depois de totalmente otimizado o sistema poderá ser montado e testado no laboratório.

A transmissão do feixe através de fibra ótica poderá ser realizada com o auxílio de uma lente convergente, esta aumenta a divergência da radiação e torna possível a focagem e transmissão no interior da fibra [85]. Assim, o protótipo poderá encontrar-se num local com exposição solar privilegiada e distribuir o feixe laser através da fibra ótica para as instalações onde seria aplicado. Uma ilustração do protótipo miniaturizado propõe-se na figura 7.1.

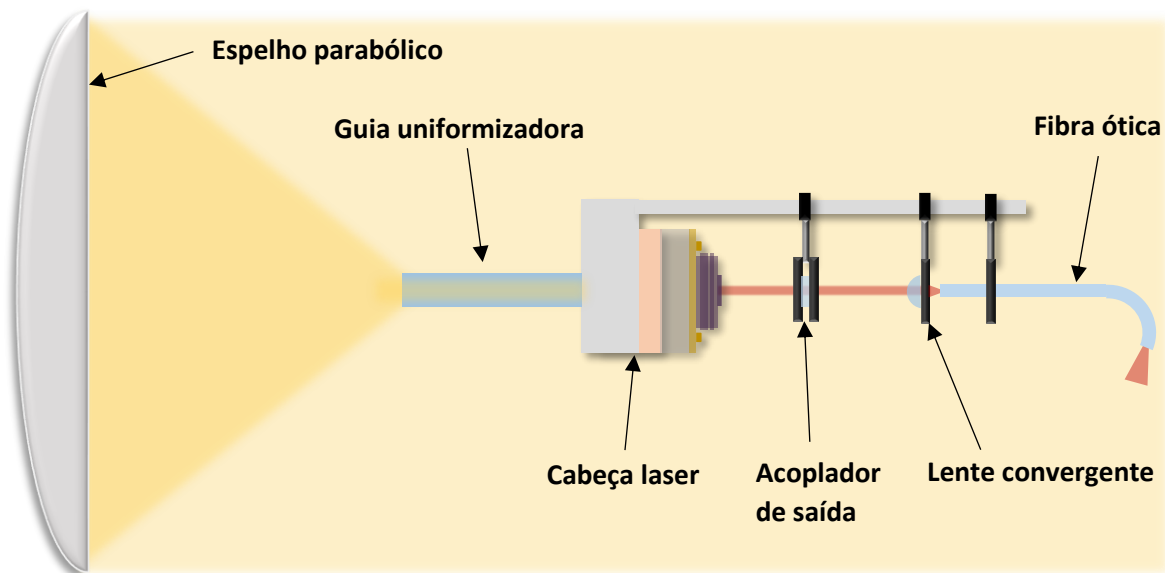


Figura 7.1: Ilustração do protótipo miniaturizado proposto a desenvolver. Note a utilização de guia uniformizadora, permitindo obter um feixe laser mais estável.

Em relação ao sistema homogeneizador a utilização de um conjunto de lentes divergentes [24] poderá diminuir a divergência da radiação na saída da guia refletora, e assim, permitir irradiar amostras a distâncias maiores do que 5 mm com densidade de potência homogénea.

Para os ensaios dos sistemas óticos em amostras de frango, o desenvolvimento de uma ferramenta de reconhecimento automático de tecido afetado poderia resultar numa redução da subjetividade do método utilizado neste projeto [86], [87]. Conjugando uma ferramenta com elevada precisão e exatidão e a repetição dos testes realizados no capítulo 6, seria possível mais segurança na discussão dos resultados. Outro avanço importante, variar a distância entre a guia refletora e a amostra, assim, seria possível comparar, também, com os resultados de Gordon [26] para cirurgia solar sem contato.

BIBLIOGRAFIA

- [1] "Can Lasers Help Decrease Our Dependence on Fossil Fuels? | Tech Pulse | Sep 2007 | Photonics Spectra." [Online]. Available: https://www.photonics.com/a30649/Can_Lasers_Help_Decrease_Our_Dependence_on_Fossil (acedido em 19/03/2018).
- [2] D. Liang, J. Almeida, C. R. Vistas, M. Oliveira, F. Gonçalves, and E. Guillot, "High-efficiency solar-pumped TEM00-mode Nd:YAG laser," *Sol. Energy Mater. Sol. Cells*, vol. 145, 2017, pp. 397–402, 2016.
- [3] J. Almeida, D. Liang, and E. Guillot, "Improvement in solar-pumped Nd:YAG laser beam brightness," *Opt. Laser Technol.*, vol. 44, no. 7, pp. 2115–2119, 2012.
- [4] D. Liang and J. Almeida, "Design of ultrahigh brightness solar-pumped disk laser," *Appl. Opt.*, vol. 51, no. 26, p. 6382, 2012.
- [5] D. Liang and J. Almeida, "Highly efficient solar-pumped Nd:YAG laser," *Opt. Express*, vol. 19, no. 27, p. 26399, 2011.
- [6] D. Liang, J. Almeida, C. R. Vistas, and E. Guillot, "Solar-pumped Nd:YAG laser with 31.5 W/m² multimode and 7.9 W/m² TEM00-mode collection efficiencies," *Sol. Energy Mater. Sol. Cells*, vol. 159, pp. 435–439, 2017.
- [7] J. Isabel Lázaro Almeida *et al.*, "Advances in solar-pumped laser efficiency and brightness Dissertação para obtenção do Grau de Doutorado", 2017.
- [8] J. Almeida, D. Liang, C. R. Vistas, and E. Guillot, "Highly efficient end-side-pumped Nd:YAG solar laser by a heliostat–parabolic mirror system," *Appl. Opt.*, vol. 54, no. 8, p. 1970, 2015.
- [9] D. Liang, C. R. Vistas, B. D. Tibúrcio, and J. Almeida, "Solar-pumped Cr:Nd:YAG ceramic laser with 6.7% slope efficiency," *Sol. Energy Mater. Sol. Cells*, vol. 185, pp. 75–79, 2018.
- [10] J. Almeida, D. Liang, E. Guillot, and Y. Abdel-Hadi, "A 40 W cw Nd:YAG solar laser pumped through a heliostat: a parabolic mirror system". 2015.
- [11] S. Mehellou *et al.*, "Stable solar-pumped TEM 00 -mode 1064 nm laser emission by a monolithic fused silica twisted light guide," *Sol. Energy*, vol. 155, pp. 1059–1071, 2017.
- [12] W. Koechner and M. B. Springer, "Solid-State Lasers: A Graduate Text," pp. 12–20, 2003.
- [13] D. Liang, J. Almeida, and D. Garcia, "Comparative study of Cr:Nd:YAG and Nd:YAG solar laser performances," 2013..
- [14] W. Koechner and M. B. Springer, "Solid-State Lasers: A Graduate Text," pp. 50–65, 2003.
- [15] M. R. Hamblin and T. N. Demidova, "Mechanisms of Low Level Light Therapy.," 2006.
- [16] N. Batista and D. Liang, "A simple color separation technique for solar tissue photocoagulation," vol. 8092, 2011.
- [17] "Human papillomavirus (HPV) and cervical cancer." [Online]. Available: [http://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/human-papillomavirus-\(hpv\)-and-cervical-cancer](http://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/human-papillomavirus-(hpv)-and-cervical-cancer). (acedido em 13/06/2018).

BIBLIOGRAFIA

- [18] M. M. Lipke, "An armamentarium of wart treatments.," *Clin. Med. Res.*, vol. 4, no. 4, pp. 273–93, 2006.
- [19] K. Semprimoznik, R. Sult, and M. Gorsic, "Treatment of warts with 1064 nm Nd:YAG," *J. Laser Heal. Acad.*, vol. 2012, no. 1, pp. 90–93.
- [20] X. Wortsman, I. Sazunic, and G. B. E. Jemec, "Sonography of Plantar Warts," 2009.
- [21] E. Stamuli *et al.*, "Cost-effectiveness of cryotherapy versus salicylic acid for the treatment of plantar warts: economic evaluation alongside a randomised controlled trial (EVERT trial)," *J. Foot Ankle Res.*, vol. 5, no. 1, p. 4, 2012.
- [22] T. Y. Han, J. H. Lee, C. K. Lee, J. Y. Ahn, S. J. Seo, and C. K. Hong, "Long-pulsed Nd:YAG laser treatment of warts: report on a series of 369 cases.," *J. Korean Med. Sci.*, vol. 24, no. 5, pp. 889–93, 2009.
- [23] D. J. Goldberg, A. N. Beckford, and A. Mourin, "Verruca vulgaris: Novel treatment with a 1064 nm Nd:YAG laser," *J. Cosmet. Laser Ther.*, vol. 17, no. 2, pp. 116–119, 2015.
- [24] S. Lou, H. Zhu, and P. Han, "Laser beam homogenizing system design for photoluminescence," *Appl. Opt.*, vol. 53, no. 21, p. 4637, 2014.
- [25] J. M. Gordon and J. M. Gordon, "Solar surgery: remote fiber optic irradiation with highly concentrated sunlight in lieu of lasers," *Opt. Eng.*, vol. 37, no. 10, p. 2760, 1998.
- [26] J. M. Gordon, D. Feuermann, and M. Huleihil, "Laser surgical effects with concentrated solar radiation," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 81, no. 14, pp. 2653–2655, 2002.
- [27] J. M. Gordon, D. Feuermann, M. Huleihil, S. Mizrahi, and R. Shaco-Levy, "Solar surgery," *J. Appl. Phys.*, vol. 93, no. 8, pp. 4843–4851, 2003.
- [28] J. M. Gordon, D. Feuermann, M. Huleihil, S. Mizrahi, and R. Shaco-Levy, "Surgery by sunlight on live animals," *Nature*, vol. 424, no. 6948, pp. 510–510, 2003.
- [29] J. M. Gordon, R. Shaco-Levy, D. Feuermann, M. Huleihil, and S. Mizrahi, "Photothermally induced delayed tissue death," *J. Biomed. Opt.*, vol. 11, no. 3, p. 030504, 2006.
- [30] D. Feuermann, J. M. Gordon, and T. W. Ng, "Photonic surgery with noncoherent light," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 88, no. 11, p. 114104, 2006.
- [31] J. P. Gdrddn, H. J. Zeiger, and C. H. Townes, "The Maser New Type of Microwave Amplifier, Frequency Standard, and Spectrometer," vol. 99, no. 15, 1955.
- [32] L. Quinn, R. Tourrette, A. L. Smawlow, and A. C. H. Townes, "Infrared and Optical Masers," 1958.
- [33] A. H. Rawicz, "Theodore Harold Maiman and the invention of Laser," 1960.
- [34] J. E. Geusic, H. M. Marcos, and L. G. Van Uitert, "LASER OSCILLATIONS IN Nd-DOPED YTTRIUM ALUMINUM, YTTRIUM GALLIUM AND GADOLINIUM GARNETS," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 4, no. 10, pp. 182–184, 1964.
- [35] L. Goldman, "Surgery by Laser for Malignant Melanoma," *J. Dermatol. Surg. Oncol.*, vol. 5, no. 2, pp. 141–144, 1979.
- [36] O. J. Beck, "The use of the Nd-YAG and the CO2 laser in neurosurgery," *Neurosurg. Rev.*, vol. 3, no. 4, pp. 261–266, 1980.

- [37] T. Hara and T. Hara, "Deep Sclerectomy With Nd:YAG Laser Trabeculotomy Ab Interno: Two-Stage Procedure," *Ophthalmic Surgery, Lasers Imaging Retin.*, vol. 19, no. 2, pp. 101–106, 1988.
- [38] A. F. Gelb and J. D. Epstein, "Clinical Investigation of Nd-YAG Laser in Lung Cancer."
- [39] E. J. Sacknoff, "Contact Nd: YAG Laser Surgery in Urology," in *LASER Optoelectronics in Medicine*, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1988, pp. 313–316.
- [40] D. Choy, "History of Lasers in Medicine," *Thorac. Cardiovasc. Surg.*, vol. 36, no. 5 2, pp. 114–117, 1988.
- [41] J. Julian, "Lasers in Implant Dentistry," in *Principles and Practice of Laser Dentistry*, Elsevier, 2011, pp. 114–138.
- [42] C. G. Young, "A Sun-Pumped cw One-Watt Laser," *Appl. Opt.*, vol. 5, no. 6, p. 993, 1966.
- [43] "Two-mirror telescopes: Cassegrain, Gregorian and variants." [Online]. Available: <http://www.telescope-optics.net/two-mirror.html> (accedido em 12/01/2018).
- [44] H. Arashi, Y. Oka, N. Sasahara, A. Kaimai, and M. Ishigame, "A Solar-Pumped cw 18 W Nd:YAG Laser," *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 23, no. Part 1, No. 8, pp. 1051–1053, 1984.
- [45] M. Weksler and J. Shwartz, "Solar-pumped solid-state lasers," *IEEE J. Quantum Electron.*, vol. 24, no. 6, pp. 1222–1228, 1988.
- [46] M. Lando, J. Kagan, B. Linyekin, and V. Dobrusin, "A solar-pumped Nd:YAG laser in the high collection efficiency regime," *Opt. Commun.*, vol. 222, no. 1–6, pp. 371–381, 2003.
- [47] T. Yabe *et al.*, "High-efficiency and economical solar-energy-pumped laser with Fresnel lens and chromium codoped laser medium," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 90, no. 26, p. 261120, 2007.
- [48] M. Oliveira, D. Liang, J. Almeida, C. R. Vistas, F. Gonçalves, and R. Martins, "A path to renewable Mg reduction from MgO by a continuous-wave Cr:Nd:YAG ceramic solar laser," *Sol. Energy Mater. Sol. Cells*, vol. 155, pp. 430–435, 2016.
- [49] H. Pearson, "Solar surgery heats up," *Nat. News, Publ. online* 19, 2002; | [doi10.1038/news020812-12](https://doi.org/10.1038/news020812-12), 2002.
- [50] M. H. Niemz, "Laser-tissue interactions : fundamentals and applications," pp. 45–149, 2007.
- [51] E. Karahan, D. Er, S. Kaynak, N. Mah, and E. Sok, "An Overview of Nd:YAG Laser Capsulotomy," *Med Hypothesis Discov Innov Ophthalmol*, vol. 3, no. 2, 2014.
- [52] C. T. Germer *et al.*, "Optical properties of native and coagulated human liver tissue and liver metastases in the near infrared range.," *Lasers Surg. Med.*, vol. 23, no. 4, pp. 194–203, 1998.
- [53] J. Olsrud, R. Wirestam, B. R. Persson, and K. G. Tranberg, "Simplified treatment planning for interstitial laser thermotherapy by disregarding light transport: a numerical study.," *Lasers Surg. Med.*, vol. 25, no. 4, pp. 304–14, 1999.
- [54] J. B. Neves, "Desenvolvimento de um Concentrador Solar Fixo para Foto-Estimulação," 2011.
- [55] Filipe dos Santos Gomes, "OPTIMIZAÇÃO DA FOCAGEM DE FEIXES LASER EM TECIDOS BIOLÓGICOS: DESENVOLVIMENTO DE UM SIMULADOR ÓPTICO," 2011.

BIBLIOGRAFIA

- [56] A. Rabl and J.V.Spadaro, "The cost of pollution and the benefit of solar energy," in *Solar energy: The State of the Art*, J.M.Gordon, Ed. 2001, pp. 437–470.
- [57] T. M. Brown and J. Christensen-Dalsgaard, "Accurate Determination of the Solar Photospheric Radius," *Astrophys. J.*, vol. 500, no. 2, pp. L195–L198, 1998.
- [58] R. Lindsey, "Climate and Earth's Energy Budget : Feature Articles," , 2009.
- [59] G. L. Morrison, "Solar concentrators," in *Solar energy: The State of the Art*, J. M. Gordon, Ed. 2001, pp. 145–215.
- [60] B. do Couto and D. Liang, "Optical fiber pumping of solar Nd:YAG disc laser," 2011, vol. 8001, p. 80014D.
- [61] W. Koechner and M. B. Springer, "Solid-State Lasers: A Graduate Text," pp. 12–15, 2003.
- [62] "What is the Maxwell-Boltzmann distribution? (article) | Khan Academy." [Online]. Available: <https://www.khanacademy.org/science/physics/thermodynamics/kinetic-theory-ideal-gas-law/a/what-is-the-maxwell-boltzmann-distribution>. (acedido em 21/01/2018).
- [63] T. V Higgins, "Creating laser light," *Laser Focus World*, pp. 127–133, 1994.
- [64] W. Koechner and M. B. Springer, "Solid-State Lasers: A Graduate Text," pp. 78–110, 2003.
- [65] "Encyclopedia of Laser Physics and Technology - resonator modes, cavity modes, TEM, Gaussian, axial, higher-order, transverse modes." [Online]. Available: https://www.rp-photonics.com/resonator_modes.html. (acedido em 22/01/2018).
- [66] "Lasers: Understanding the Basics | lasers | Photonics Handbook." [Online]. Available: https://www.photonics.com/Articles/Lasers_Understanding_the_Basics/a25161. (acedido em 03/04/2018).
- [67] R. Souza Pinto, "LASER DE ND:YAG DE ALTA POTÊNCIA, ESTABILIDADE E QUALIDADE DE FEIXE." 2014.
- [68] W. Koechner and M. B. Springer, "Solid-State Lasers: A Graduate Text," pp. 122–130, 2003.
- [69] W. Koechner and M. B. Springer, "Solid-State Lasers: A Graduate Text," pp. 88–100, 2003.
- [70] J. Hecht, *The Laser Guidebook*. McGraw-Hill Professional Publishing, 1999.
- [71] S. A. Kane, "Physics in Modern Medicine," pp. 70–90, 2009.
- [72] C. Raulin and S. Karsai, *Laser and IPL technology in dermatology and aesthetic medicine*. Springer, 2010.
- [73] R. L. Harrison, "Introduction To Monte Carlo Simulation," 2010.
- [74] "ZEMAX® Optical Design Program User's Manual," p. 393,449,463, 2011.
- [75] "LASCAD 3.6 Manual," pp. 4–6, 2014.
- [76] "ASTM G173 - 03(2012) Standard Tables for Reference Solar Spectral Irradiances: Direct Normal and Hemispherical on 37° Tilted Surface," West Conshohocken, 2012.

-
- [77] "glassBank S-LAH60 - O'Hara." [Online]. Available: <http://glassbank.ifmo.ru/eng/prop.php?id=263>. (acedido em 15/02/2018).
- [78] "Optical Absorption of Water Compendium." [Online]. Available: <https://omlc.org/spectra/water/abs/index.html>. (acedido em 15/02/2018).
- [79] "Optical Materials." [Online]. Available: <https://www.newport.com/n/optical-materials>. (acedido em 15/02/2018).
- [80] R. Bouadjemine *et al.*, "Stable TEM 00 -mode Nd:YAG solar laser operation by a twisted fused silica light-guide," *Opt. Laser Technol.*, vol. 97, pp. 1–11, 2017.
- [81] G. Vallone *et al.*, "Experimental Satellite Quantum Communications," *Phys. Rev. Lett.*, vol. 115, no. 4, p. 040502, 2015.
- [82] M. C. Pierce, S. D. Jackson, M. R. Dickinson, and T. A. King, "Laser-tissue interaction with a high-power 2-microm fiber laser: preliminary studies with soft tissue.," *Lasers Surg. Med.*, vol. 25, no. 5, pp. 407–13, 1999.
- [83] G. E. Romanos, D. Sacks, N. Montanaro, R. Delgado-Ruiz, J. L. Calvo-Guirado, and F. Javed, "Effect of Initiators on Thermal Changes in Soft Tissues Using a Diode Laser," *Photomed. Laser Surg.*, vol. 36, no. 7, pp. 386–390, 2018.
- [84] NIH- National Institutes of Health, "ImageJ - Image Processing and Analysis in Java." [Online]. Available: <https://imagej.nih.gov/ij/index.html>. (acedido em 15/09/2018).
- [85] K. C. Kao and T. W. Davies, "Spectrophotometric studies of ultra low loss optical glasses I: single beam method," *J. Phys. E.*, vol. 1, no. 11, p. 303, 1968.
- [86] B. Erkol, R. H. Moss, R. Joe Stanley, W. V. Stoecker, and E. Hvatum, "Automatic lesion boundary detection in dermoscopy images using gradient vector flow snakes," *Ski. Res. Technol.*, vol. 11, no. 1, pp. 17–26, 2005.
- [87] M.-M. Cheng, N. J. Mitra, X. Huang, P. H. S. Torr, and S.-M. Hu, "Global Contrast Based Salient Region Detection," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 37, no. 3, pp. 569–582, 2015.



Espetro de emissão solar nos 22 picos de absorção do cristal Nd:YAG.

| Wavelength Data | | | | | |
|----------------------------------------|--------------------------|--------|----------------------------------------|--------------------------|--------|
| Use | Wavelength (micrometers) | Weight | Use | Wavelength (micrometers) | Weight |
| <input checked="" type="checkbox"/> 1 | 0.52700000 | 65 | <input checked="" type="checkbox"/> 13 | 0.79000000 | 67 |
| <input checked="" type="checkbox"/> 2 | 0.53100000 | 70 | <input checked="" type="checkbox"/> 14 | 0.79300000 | 66 |
| <input checked="" type="checkbox"/> 3 | 0.56800000 | 82 | <input checked="" type="checkbox"/> 15 | 0.80300000 | 65 |
| <input checked="" type="checkbox"/> 4 | 0.57800000 | 87 | <input checked="" type="checkbox"/> 16 | 0.80500000 | 64 |
| <input checked="" type="checkbox"/> 5 | 0.58600000 | 88 | <input checked="" type="checkbox"/> 17 | 0.80800000 | 63 |
| <input checked="" type="checkbox"/> 6 | 0.59200000 | 88 | <input checked="" type="checkbox"/> 18 | 0.81100000 | 62 |
| <input checked="" type="checkbox"/> 7 | 0.73200000 | 81 | <input checked="" type="checkbox"/> 19 | 0.81500000 | 61 |
| <input checked="" type="checkbox"/> 8 | 0.73600000 | 80 | <input checked="" type="checkbox"/> 20 | 0.82000000 | 60 |
| <input checked="" type="checkbox"/> 9 | 0.74300000 | 80 | <input checked="" type="checkbox"/> 21 | 0.86500000 | 49 |
| <input checked="" type="checkbox"/> 10 | 0.74600000 | 78 | <input checked="" type="checkbox"/> 22 | 0.88000000 | 46 |
| <input checked="" type="checkbox"/> 11 | 0.75300000 | 77 | <input type="checkbox"/> 23 | 0.45000000 | 400 |
| <input checked="" type="checkbox"/> 12 | 0.75800000 | 76 | <input type="checkbox"/> 24 | 0.55000000 | 1 |

Select -> F, d, C (Visible) Primary: 1

OK Cancel Sort
Help Save Load

Espetro de transmissão do cristal Nd:YAG (1at.% Nd³⁺). Lambda em micrómetros, transmissão numa amostra com 10 mm de espessura (thick).

| Transmission Data | | | |
|-------------------|----------|----------|-----------|
| Glass: S-LAH60M | | | |
| Num | Lambda | Trans | Thick |
| 1 | 0.527000 | 0.240000 | 10.000000 |
| 2 | 0.531000 | 0.260000 | 10.000000 |
| 3 | 0.568000 | 0.090000 | 10.000000 |
| 4 | 0.578000 | 0.390000 | 10.000000 |
| 5 | 0.586000 | 0.002800 | 10.000000 |
| 6 | 0.592000 | 0.240000 | 10.000000 |
| 7 | 0.732000 | 0.240000 | 10.000000 |
| 8 | 0.736000 | 0.090000 | 10.000000 |
| 9 | 0.743000 | 0.160000 | 10.000000 |
| 10 | 0.746000 | 0.002000 | 10.000000 |
| 11 | 0.753000 | 0.024000 | 10.000000 |
| 12 | 0.758000 | 0.039000 | 10.000000 |
| 13 | 0.790000 | 0.350000 | 10.000000 |
| 14 | 0.793000 | 0.056000 | 10.000000 |
| 15 | 0.803000 | 0.040000 | 10.000000 |
| 16 | 0.805000 | 0.060000 | 10.000000 |
| 17 | 0.808000 | 0.001000 | 10.000000 |
| 18 | 0.811000 | 0.014000 | 10.000000 |
| 19 | 0.815000 | 0.250000 | 10.000000 |
| 20 | 0.820000 | 0.150000 | 10.000000 |
| 21 | 0.865000 | 0.240000 | 10.000000 |
| 22 | 0.880000 | 0.400000 | 10.000000 |

| | | |
|--------------|---------|----------------|
| Scroll Up | Page Up | Save Catalog |
| Scroll Dn | Page Dn | Exit |
| Save To File | | Load From File |

Espectro de transmissão da água. Lambda em micrómetros, transmissão numa amostra de 10 mm de espessura (thick)

| Transmission Data | | | |
|-------------------|----------|----------|-----------|
| Glass: WATER | | | |
| Num | Lambda | Trans | Thick |
| 1 | 0.200000 | 0.933327 | 10.000000 |
| 2 | 0.225000 | 0.972972 | 10.000000 |
| 3 | 0.250000 | 0.983340 | 10.000000 |
| 4 | 0.275000 | 0.989357 | 10.000000 |
| 5 | 0.300000 | 0.993322 | 10.000000 |
| 6 | 0.325000 | 0.995829 | 10.000000 |
| 7 | 0.350000 | 0.997673 | 10.000000 |
| 8 | 0.375000 | 0.998830 | 10.000000 |
| 9 | 0.400000 | 0.999420 | 10.000000 |
| 10 | 0.425000 | 0.999620 | 10.000000 |
| 11 | 0.450000 | 0.999720 | 10.000000 |
| 12 | 0.475000 | 0.999753 | 10.000000 |
| 13 | 0.500000 | 0.990750 | 10.000000 |
| 14 | 0.525000 | 0.999680 | 10.000000 |
| 15 | 0.550000 | 0.999550 | 10.000000 |
| 16 | 0.575000 | 0.999210 | 10.000000 |
| 17 | 0.600000 | 0.999703 | 10.000000 |
| 18 | 0.625000 | 0.997204 | 10.000000 |
| 19 | 0.650000 | 0.996805 | 10.000000 |
| 20 | 0.675000 | 0.995859 | 10.000000 |
| 21 | 0.700000 | 0.994018 | 10.000000 |
| 22 | 0.725000 | 0.984226 | 10.000000 |
| 23 | 0.750000 | 0.974335 | 10.000000 |
| 24 | 0.775000 | 0.976286 | 10.000000 |
| 25 | 0.800000 | 0.980199 | 10.000000 |
| 26 | 0.810000 | 0.980338 | 10.000000 |
| 27 | 0.820000 | 0.976377 | 10.000000 |
| 28 | 0.825000 | 0.972388 | 10.000000 |

BIBLIOGRAFIA

| | | | |
|----|----------|----------|-----------|
| 29 | 0.830000 | 0.971349 | 10.000000 |
| 30 | 0.840000 | 0.965888 | 10.000000 |
| 31 | 0.850000 | 0.957911 | 10.000000 |
| 32 | 0.860000 | 0.954318 | 10.000000 |
| 33 | 0.870000 | 0.949330 | 10.000000 |
| 34 | 0.875000 | 0.945539 | 10.000000 |
| 35 | 0.880000 | 0.945560 | 10.000000 |
| 36 | 0.890000 | 0.971349 | 10.000000 |
| 37 | 0.900000 | 0.934260 | 10.000000 |
| 38 | 0.910000 | 0.929682 | 10.000000 |
| 39 | 0.920000 | 0.896488 | 10.000000 |
| 40 | 0.925000 | 0.865888 | 10.000000 |
| 41 | 0.930000 | 0.841171 | 10.000000 |
| 42 | 0.940000 | 0.765390 | 10.000000 |
| 43 | 0.950000 | 0.677057 | 10.000000 |
| 44 | 0.960000 | 0.657047 | 10.000000 |
| 45 | 0.970000 | 0.637628 | 10.000000 |
| 46 | 0.975000 | 0.637638 | 10.000000 |
| 47 | 0.980000 | 0.650509 | 10.000000 |
| 48 | 0.990000 | 0.663650 | 10.000000 |
| 49 | 1.000000 | 0.697676 | 10.000000 |
| 50 | 1.020000 | 0.763379 | 10.000000 |
| 51 | 1.040000 | 0.852144 | 10.000000 |
| 52 | 1.060000 | 0.886920 | 10.000000 |
| 53 | 1.080000 | 0.878095 | 10.000000 |
| 54 | 1.100000 | 0.843665 | 10.000000 |
| 55 | 1.120000 | 0.594521 | 10.000000 |
| 56 | 1.140000 | 0.516850 | 10.000000 |
| 57 | 1.160000 | 0.410656 | 10.000000 |
| 58 | 1.180000 | 0.353455 | 10.000000 |
| 59 | 1.200000 | 0.353455 | 10.000000 |
| 60 | 0.000000 | 0.000000 | 0.000000 |
| 61 | 0.000000 | 0.000000 | 0.000000 |

| | | |
|--------------|----------------|--------------|
| Scroll Up | Page Up | Save Catalog |
| Scroll Dn | Page Dn | Exit |
| Save To File | Load From File | |

ANEXO

IV

Espetro de transmissão da sílica fundida. Lambda em micrómetros, transmissão numa amostra com 10 mm de espessura.

| Transmission Data | | | |
|-------------------|----------|----------|-----------|
| Glass: S-BAL3M | | | |
| Num | Lambda | Trans | Thick |
| 1 | 0.270000 | 0.000000 | 10.000000 |
| 2 | 0.280000 | 0.000000 | 10.000000 |
| 3 | 0.290000 | 0.000000 | 10.000000 |
| 4 | 0.300000 | 0.000000 | 10.000000 |
| 5 | 0.310000 | 0.000000 | 10.000000 |
| 6 | 0.320000 | 0.000000 | 10.000000 |
| 7 | 0.334000 | 0.096000 | 10.000000 |
| 8 | 0.350000 | 0.630000 | 10.000000 |
| 9 | 0.365000 | 0.894000 | 10.000000 |
| 10 | 0.370000 | 0.928000 | 10.000000 |
| 11 | 0.380000 | 0.963000 | 10.000000 |
| 12 | 0.390000 | 0.979000 | 10.000000 |
| 13 | 0.400000 | 0.988000 | 10.000000 |
| 14 | 0.404000 | 0.990000 | 10.000000 |
| 15 | 0.420000 | 0.994000 | 10.000000 |
| 16 | 0.436000 | 0.994000 | 10.000000 |
| 17 | 0.460000 | 0.995000 | 10.000000 |
| 18 | 0.500000 | 0.997000 | 10.000000 |
| 19 | 0.546000 | 0.998000 | 10.000000 |
| 20 | 0.580000 | 0.998000 | 10.000000 |
| 21 | 0.620000 | 0.998000 | 10.000000 |
| 22 | 0.660000 | 0.998000 | 10.000000 |
| 23 | 0.700000 | 0.998000 | 10.000000 |
| 24 | 1.060000 | 0.997000 | 10.000000 |
| 25 | 1.529000 | 0.991000 | 10.000000 |
| 26 | 1.970000 | 0.951000 | 10.000000 |

| | | |
|--------------|----------------|--------------|
| Scroll Up | Page Up | Save Catalog |
| Scroll Dn | Page Dn | Exit |
| Save To File | Load From File | |

Espetro de emissão solar à superfície terrestre

| Wavelength Data | | | | | |
|-------------------------------------|--------------------------|--------|-------------------------------------|--------------------------|--------|
| Use | Wavelength (micrometers) | Weight | Use | Wavelength (micrometers) | Weight |
| <input checked="" type="checkbox"/> | 0.32500000 | 0.898 | <input checked="" type="checkbox"/> | 1.03450000 | 11.63 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | 0.37175000 | 2.137 | <input checked="" type="checkbox"/> | 1.24350000 | 8.592 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | 0.41225000 | 3.585 | <input checked="" type="checkbox"/> | 1.61350000 | 7.787 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | 0.45850000 | 7.495 | <input checked="" type="checkbox"/> | 2.22250000 | 3.609 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | 0.50150000 | 4.614 | <input type="checkbox"/> | 0.80800000 | 63 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | 0.55300000 | 10.748 | <input type="checkbox"/> | 0.81100000 | 62 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | 0.62250000 | 9.36 | <input type="checkbox"/> | 0.82000000 | 60 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | 0.67150000 | 4.199 | <input type="checkbox"/> | 0.81500000 | 61 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | 0.70300000 | 4.02 | <input type="checkbox"/> | 0.86500000 | 49 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | 0.73450000 | 3.737 | <input type="checkbox"/> | 0.88000000 | 46 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | 0.78650000 | 7.889 | <input type="checkbox"/> | 0.55000000 | 1 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | 0.87850000 | 9.701 | <input type="checkbox"/> | 0.45000000 | 400 |

Select -> F, d, C (Visible) Primary: 1

| | | |
|------|--------|------|
| OK | Cancel | Sort |
| Help | Save | Load |

Espetro de emissão da radiação laser emitida pelo protótipo.

Wavelength Data

| Use | Wavelength (micrometers) | Weight | Use | Wavelength (micrometers) | Weight |
|---------------------------------------|--------------------------|--------|-----------------------------|--------------------------|--------|
| <input checked="" type="checkbox"/> 1 | 1.06400000 | 1 | <input type="checkbox"/> 13 | 0.79000000 | 67 |
| <input type="checkbox"/> 2 | 0.75300000 | 77 | <input type="checkbox"/> 14 | 0.79300000 | 66 |
| <input type="checkbox"/> 3 | 0.74600000 | 78 | <input type="checkbox"/> 15 | 0.80300000 | 65 |
| <input type="checkbox"/> 4 | 0.74300000 | 80 | <input type="checkbox"/> 16 | 0.80500000 | 64 |
| <input type="checkbox"/> 5 | 0.73600000 | 80 | <input type="checkbox"/> 17 | 0.80800000 | 63 |
| <input type="checkbox"/> 6 | 0.73200000 | 81 | <input type="checkbox"/> 18 | 0.81100000 | 62 |
| <input type="checkbox"/> 7 | 0.59200000 | 88 | <input type="checkbox"/> 19 | 0.81500000 | 61 |
| <input type="checkbox"/> 8 | 0.58600000 | 88 | <input type="checkbox"/> 20 | 0.82000000 | 60 |
| <input type="checkbox"/> 9 | 0.57800000 | 87 | <input type="checkbox"/> 21 | 0.86500000 | 49 |
| <input type="checkbox"/> 10 | 0.56800000 | 82 | <input type="checkbox"/> 22 | 0.88000000 | 46 |
| <input type="checkbox"/> 11 | 0.53100000 | 70 | <input type="checkbox"/> 23 | 0.45000000 | 400 |
| <input type="checkbox"/> 12 | 0.52700000 | 65 | <input type="checkbox"/> 24 | 0.55000000 | 1 |

Select -> F, d, C (Visible) Primary: 1

OK Cancel Sort
Help Save Load