



**UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA**  
**Faculdade de Ciências e Tecnologia**  
**Departamento de Física**



# **Construção de uma matriz de Díodos Emissores de Luz acoplada a um concentrador para Fototerapia**

**Por:**

**Joana Isabel Lázaro Almeida**

Dissertação apresentada na Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

**Orientador: *Professor Doutor Dawei Liang***

**Lisboa**

**2010**

# Agradecimentos

---

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer ao Prof. Dr. Dawei Liang não só pela orientação científica e constante presença durante a realização do projecto, mas também pela amizade, motivação e confiança demonstrada ao longo de todo este tempo.

Ao meu colega e amigo Frederico Duarte, estudante finalista de Medicina, pela ajuda e conhecimentos prestados na área da dermatologia, essenciais à interpretação de alguns resultados obtidos.

À Doutora Wei Kong, médica especialista na área de acupunctura, por toda a ajuda prestada nos ensaios experimentais efectuados no âmbito da fotoestimulação em marcas de Ventosaterapia.

Ao meu colega e amigo Luís Alberty Vieira, estudante finalista de Engenharia Mecânica, pela amizade, e auxílio prestado na construção do acessório para polimento lateral dos Díodos Emissores de Luz.

A todos os meus amigos e colegas que me apoiaram através da sua ajuda, amizade e carinho demonstrados ao longo de todo este tempo.

À minha mãe, o meu mais profundo agradecimento, não só pelo seu ombro amigo ao longo desta fase, mas em toda a minha vida, e pelo seu constante amor e suporte sem o qual não chegaria até aqui.

Ao meu pai e ao meu irmão, por toda a ajuda, carinho e dedicação desde sempre.

Ao meu avô, pelo seu apoio e ajuda durante esta fase importante.

## Resumo

---

O uso de dispositivos de LEDs (*Díodos Emissores de Luz*) em fototerapia, com luz na gama do espectro do vermelho e infravermelho-próximo (600-950nm), tem vindo a ser ampliado na última década. A sua eficácia, semelhante à do laser de baixa potência, tem sido demonstrada em diversos estudos. Os dispositivos LEDs podem ser utilizados como uma alternativa barata e segura, oferecendo um espectro de acção maior em tecidos-alvo, comparativamente ao laser.

No âmbito deste projecto foi proposto a realização de um protótipo simples para utilização de luz emitida por LEDs no tratamento de lesões cutâneas. O protótipo é constituído por uma matriz de  $10 \times 10$  LEDs com um pico de emissão nos 660nm. Cada LED foi polido lateralmente de modo a criar uma área de emissão mais compacta. Um concentrador com uma área de secção transversal quadrada foi utilizado para acoplar a luz emitida numa dada área de tratamento. Isto permite uma eficaz transmissão, uniformização e concentração da luz não alcançável em dispositivos de LEDs convencionais. O calor emanado pela fonte de luz é dissipado pelo concentrador, o que assegura a temperatura constante do tecido a ser tratado. O protótipo foi optimizado no software de simulação óptica ZEMAX®, obtendo-se na prática uma irradiância de aproximadamente  $40 \text{ mW/cm}^2$ , suficientemente elevada para produzir um efeito fotoestimulador num tempo de exposição relativamente curto.

Com o objectivo de produzir um efeito fotoestimulador o protótipo foi testado em manchas decorrentes de ventosaterapia. O uso do concentrador acoplado à fonte de LEDs evidenciou uma alteração de coloração da mancha que sugere uma activação do movimento sanguíneo e/ou ocorrência de vasodilatação imediatamente após a exposição à luz, não demonstrada com o uso da mesma fonte sem concentrador.

**Palavras - Chave:** Concentrador, Fototerapia, LED, luz, irradiância, transmissão, uniformidade, vasodilatação.

# Abstract

---

The use of LED (*Light Emitting Diode*) devices for phototherapy in both red and near infrared range (600-950nm) has been expanding in the last decade. Its similar efficacy to low power laser has been demonstrated by several studies. LED devices are cheap and safe choices, offering a larger emission spectrum in target tissue areas, when compared to laser emission.

In this project, a simple prototype is proposed by use of light emitted by LEDs for the treatment of skin lesions. The prototype consists of a  $10 \times 10$  LEDs array with a 660 nm peak emission. Each LED was laterally polished so as to form a compact emission area. A square cross-section concentrator was used to couple the LEDs emission. It allows an efficient transmission, uniformity and light concentration in a treatment area, which can not be achieved by conventional LED devices. The heat emanated by LEDs source is also dissipated by the concentrator, ensuring the constant temperature for tissue treatment. The prototype was optimized by optical simulation software ZEMAX<sup>®</sup> obtaining, in practice, an output irradiance near  $40 \text{ mW/cm}^2$ , high enough to produce a biological effect in a relatively short time exposure.

Aiming at photostimulatory effects, the prototype was tested on marks caused by cupping. The use of concentrator-coupled LEDs source allowed a color mark change, which suggests activation of blood movement and vasodilatation immediately after LEDs exposure, not shown by the same LEDs source without concentrator.

**Keywords:** Concentrator, irradiance, LED, light, phototherapy, transmission, uniformity, vasodilatation.

# Simbologia e Notações

---

CNC - *Computerized Numeric Control*

CPC - *Compound Parabolic Concentrator*

$D$  - Dose, Fluência ou Densidade de Energia

$d_e$  - Diâmetro de entrada do concentrador

$d_s$  - Diâmetro de saída do concentrador

FDA - *Food and Drugs Administration*

GaAlAs - *Gallium Aluminum Arsenide*

GaAsP - *Gallium Arsenide Phosphide*

GaP - *Gallium Phosphide*

HPI - Hiperpigmentação Pós-Inflamatória

$i$  - Corrente

$I$  - Irradiância ou Densidade de Potência

$I$  - Intensidade Relativa

$L$  - Comprimento do concentrador

LASER - *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*

LED - *Light Emitting Diode*

LLLT - *Low Level Light Therapy*

MTC - *Medicina Tradicional Chinesa*

NASA - *National Aero Space Agency*

NIR - *Near Infrared Range*

NSC - *Non-Sequential Components*

$P$  - Potência

$R$  - Resistência

TFD - Terapia Fotodinâmica

UV - Ultravioleta

$T_E$  - Tempo de Exposição

$t$  - Temperatura (°C)

$V_L$  - Tensão de funcionamento do LED

$V_f$  - Tensão fornecida pela fonte de tensão

$\theta_E$  - Ângulo do feixe luminoso incidente à entrada do concentrador

$\theta_S$  - Ângulo do feixe luminoso à saída do concentrador

$\theta_{1/2}$  - Semi-ângulo de divergência da luz emitida pelo LED

$\emptyset$  - Diâmetro de secção

# Índice de Matérias

Introdução.....	1
<b>CAPÍTULO 1</b> .....	<b>4</b>
1 Fundamentos Teóricos.....	4
1.1 Diodos Emissores de Luz - LEDs.....	4
1.1.1 Constituição e Princípios de Funcionamento do LED.....	4
1.1.2 LEDs vs LASERs.....	7
1.2 Efeitos da Interação da Luz nos Tecidos Biológicos.....	8
1.2.1 Parâmetros associados à Fotoestimulação e Fototerapia .....	9
1.2.1.1 Comprimento de Onda.....	9
1.2.1.2 Fluência, Irradiância e Tempo de Irradiação .....	11
1.2.1.3 Características dos Tecidos .....	12
1.3 Aplicações dos LEDs na Terapia com Luz de Baixa Intensidade.....	13
1.4 Processo de Regeneração de Tecidos .....	16
1.4.1 1- Fase Inflamatória.....	17
1.4.2 2 - Fase Proliferativa.....	18
1.4.3 3 - Fase de Maturação.....	20
1.4.4 Acção da luz LED na regeneração de tecidos .....	20
1.5 Concentrador Óptico de Luz.....	21
<b>CAPÍTULO 2</b> .....	<b>25</b>
2 Descrição do sistema óptico e Análise Computacional em ZEMAX® .....	25
2.1 Optimização e Construção da Fonte de LEDs.....	27
2.1.1 Escolha dos parâmetros do LED .....	27
2.1.1.1 Comprimento de Onda - 660nm .....	28
2.1.1.2 Intensidade Luminosa .....	29
2.1.1.3 Tipo de Lentes do Encapsulamento e Ângulo de visão .....	29
2.1.2 Medições práticas efectuadas para definição do LED no software ZEMAX® .....	29
2.1.2.1 Medição da Potência emitida por um LED .....	30

2.1.2.2	Determinação da distribuição da intensidade do feixe luminoso do LED em função do ângulo de incidência .....	31
2.1.3	Definição da Fonte Emissora no traçado de raios não-sequencial .....	34
2.1.4	Análise da Fonte de LEDs no traçado de raios não-sequencial.....	37
2.1.5	Construção da Fonte de LEDs.....	39
2.2	Optimização e Construção do Concentrador .....	41
2.2.1	Escolha dos parâmetros do Concentrador .....	41
2.2.1.1	Irradiância.....	42
2.2.1.2	Reflectância .....	42
2.2.2	Definição do Concentrador no traçado de raios não-sequencial.....	43
2.2.3	Construção do Concentrador .....	49
2.2.3.1	Uniformidade .....	50
2.2.3.2	Medição da potência e cálculo da irradiância à entrada e saída do concentrador.....	52
2.2.3.3	Temperatura.....	55
<b>CAPÍTULO 3</b>	.....	<b>57</b>
3	Resultados da aplicação do protótipo em Hiperpigmentação Pós-Inflamatória decorrente de Ventosaterapia .....	57
3.1.1	Comparação entre Tempos de Exposição iguais.....	61
3.1.2	Comparação entre Densidades de Energia iguais .....	63
3.1.3	Análise da eficácia do uso de concentrador em diferentes estágios da lesão.....	64
<b>CAPÍTULO 4</b>	.....	<b>68</b>
	Conclusões e Perspectivas Futuras .....	68
	Bibliografia .....	70
	Anexos.....	73
	Anexo A - Datasheet do LED L-53SRC-F utilizado no âmbito do projecto para a construção da fonte emissora de luz .....	74
	Anexo B - Datasheet do fotodíodo RS-308-067 utilizado na medição experimental da distribuição de intensidade do LED L-53SRC-F.....	78
	Anexo C - Valores medidos experimentalmente para determinação da distribuição de intensidade do LED em função do ângulo de incidência .....	80
	Anexo D - Dados do Espectro de Emissão do LED L-53SRC-F no software ZEMAX .....	82



# Índice de Figuras

Fig. 1.1 - (A) Esquema representativo da estrutura e componentes de um LED; (B) Dispositivo de um LED e cavidade reflectora, observados ao microscópio. ....	4
Fig. 1.2 - Esquema representativo do comportamento das cargas numa junção pn de um diodo ...	5
Fig. 1.3 - Esquema representativo do comportamento das cargas nas bandas de condução e de valência quando ocorre polarização directa. ....	6
Fig. 1.4 - Distribuição da energia da luz emitida por LASER e LED, em função da banda espectral ..	8
Fig. 1.5 - Ilustração dos principais fenómenos físicos associados à interacção da luz com a matéria .....	9
Fig. 1.6 - Profundidade de penetração da luz na pele (mm), em função do comprimento de onda (nm) .....	10
Fig. 1.7 - Espectro de absorção dos principais fotoreceptores dos tecidos biológicos e representação da "Janela terapêutica" .....	11
Fig. 1.8 - Distribuição das várias aplicações dos LEDs em função dos comprimentos de onda utilizados. ....	15
Fig. 1.9 - 1ª Fase típica do Processo de Recuperação de Feridas - Fase de Inflamação.....	17
Fig. 1.10 - 2ª Fase típica do Processo de Recuperação de Feridas - Fase Proliferativa.....	18
Fig. 1.11 - Formação da camada epitelial.....	19
Fig. 1.12 - 3ª Fase típica do Processo de Recuperação de Feridas - Fase de Maturação.....	20
Fig. 1.13 - Diferenças entre sistemas ópticos com e sem formação de imagem .....	22
Fig. 1.14 - Esquema representativo de um concentrador óptico quadrado .....	23
Fig. 1.15 - (1) Guia de luz com uma fonte de luz circular e uniforme e representação do método de imagens utilizado no estudo em (2) duas e (3) três dimensões.....	23
Fig. 1.16 - Uniformidade em função da quantidade dimensional, $\Lambda$ .....	24
Fig. 2.1 - Ilustração dos componentes ópticos constituintes do protótipo desenvolvido. ....	25
Fig. 2.2 - Relação entre os componentes do sistema óptico construído e respectivos componentes no modo não-sequencial de traçado de raios.....	26
Fig. 2.3 - Lista de alguns parâmetros característicos a todos os objectos, a definir no Editor dos objectos no modo não-sequencial. ....	27
Fig. 2.4 - Diodo Emissor de Luz escolhido para a construção da fonte de LEDs, e respectivas dimensões. ....	28
Fig. 2.5 - Esquema ilustrativo da montagem do circuito utilizado para acender o LED.....	30
Fig. 2.6 - Correspondência entre os valores da corrente (mA) e tensão de funcionamento (V) do LED.....	30
Fig. 2.7 - Esquema ilustrativo da montagem experimental para determinação da distribuição da intensidade relativa do LED em função do ângulo de incidência .....	31
Fig. 2.8 - Representação esquemática da incidência do feixe luminoso emitido pelo LED, em diferentes ângulos de posicionamento.....	32
Fig. 2.9 - Distribuição da luz na placa onde se encontra o fotodiodo, para um ângulo de incidência de luz nulo. ....	32

Fig. 2.10 - Intensidade relativa do feixe luminoso do LED em função do ângulo de incidência de luz no fotodíodo..... 33

Fig. 2.11 - Tipos de Fontes Radiantes do software ZEMAX® ..... 34

Fig. 2.12 - Definição dos parâmetros da fonte radial no software ZEMAX® ..... 36

Fig. 2.13 - (A) Espectro de emissão do LED definido no software ZEMAX baseado no espectro fornecido pelo fabricante (B) ..... 36

Fig. 2.14 - Distribuição espacial do feixe luminoso emitido pelo LED num detector a 30cm de distância da fonte, simulado no software ZEMAX® ..... 37

Fig. 2.15 - Esquema da fonte de LEDs sem e com polimento, definida no software ZEMAX®, e respectiva programação das coordenadas de posição. .... 38

Fig. 2.16 - Análise da potência detectada à saída de cada fonte, ( $S_d$ ) sem e ( $C_d$ ) com polimento, para uma área central de  $3,5cm \times 3,5cm$ ..... 38

Fig. 2.17 - Fonte constituída por uma matriz de LEDs  $10 \times 10$ , com espaçamento de 5mm entre centros..... 39

Fig. 2.18- (A) Peça em latão que serviu de suporte para polimento dos LEDs e (B) respectivas dimensões dos furos de encaixe. .... 40

Fig. 2.19 - Esquema ilustrativo do circuito de funcionamento de uma fila de LEDs em série. .... 40

Fig. 2.20 - Espectro da Reflectância do Alumínio..... 43

Fig. 2.21 - Esquema do objecto não-sequencial "Rectangular Pipe". .... 44

Fig. 2.22 - Definição dos principais parâmetros do concentrador no software ZEMAX®. .... 44

Fig. 2.23 - Tipo de revestimento interior (*coating*) definido para o concentrador..... 45

Fig. 2.24 - Representação do traçado de raios da fonte no concentrador (*NSC 3Dlayout*). .... 45

Fig. 2.25 - (A) Esquema do concentrador com as respectivas dimensões optimizadas e (B) exemplo do traçado de raios aleatórios provenientes da fonte de LEDs ..... 46

Fig. 2.26 - Análise da potência detectada e uniformidade à saída do concentrador, para os parâmetros optimizados. .... 47

Fig. 2.27 - Análise da potência detectada e uniformidade à saída do concentrador, para  $L=13$  cm e  $L=23$  cm, respectivamente. .... 48

Fig. 2.28 - Esquema das dimensões e construção do concentrador. .... 49

Fig. 2.29 - Comparação entre a uniformidade da luz (A) emitida pela fonte de LEDs e (B) à saída do concentrador, através da utilização de um papel branco à saída de cada componente. .... 50

Fig. 2.30 - Montagem experimental efectuada com um sistema de lentes alinhado com a fonte de LEDs (A e B), com o objectivo de comparar a imagem obtida por este sistema (C) em relação à imagem uniforme na saída do concentrador..... 51

Fig. 2.31 - Montagem utilizada na determinação experimental da potência: (A) à entrada e (B) à saída do concentrador. (C) Dimensões da guia de onda utilizada para o efeito. .... 52

Fig. 2.32 - Espectro de transmissão da Sílica fundida ..... 53

Fig. 2.33 - (A) Medição da temperatura ao longo do concentrador através de (B) um termómetro digital da marca *Thorlabs*. .... 55

Fig. 3.1 - Demonstração do funcionamento do protótipo numa possível situação de tratamento de lesões..... 57

Fig. 3.2 - (A) Copo de vidro com diâmetro de 5,5cm e (B) compressor manual, utilizados em Ventosaterapia ..... 58

Fig. 3.3 - Acessório de madeira acoplada ao protótipo (A) e respectivas dimensões da área de saída de luz (B) equiparadas às dimensões da área quadrada do concentrador de 3,5cmx3,5cm (C). ..... 59

Fig. 3.4 - Esquema representativo dos testes efectuados nas duas manchas cutâneas, decorrentes de Ventosaterapia, em dois voluntários. .... 59

Fig. 3.5- Ilustração da irradiação com luz nas manchas de ventosaterapia: (A) sem e (B) com concentrador..... 60

Fig. 3.6 - Manchas sujeitas a tratamento, sem e com concentrador, antes e após a exposição à luz LED, no voluntário 1, no 1º dia de irradiação com luz. .... 61

Fig. 3.7 - Manchas sujeitas a tratamento, sem e com concentrador, antes e após a exposição à luz LED, no voluntário 2, no 1º dia de irradiação com luz. .... 63

Fig. 3.8 - Manchas sujeitas a tratamento com concentrador antes e após a exposição à luz LED, no voluntário 1, no 2º e 4º dia de irradiação com luz..... 65

Fig. 3.9 - Manchas sujeitas a tratamento com concentrador antes e após a exposição à luz LED, no voluntário 2, no 2º e 4º dia de irradiação com luz..... 66

# Índice de Tabelas

Tabela 1 - Efeito nos tecidos biológicos e função da densidade de potência utilizada .....	13
Tabela 2 - Características principais dos LEDs constituintes da fonte de luz:.....	28
Tabela 3 - Comparação entre os valores de irradiância obtidos para as fontes de LEDs, sem ( $I_{sd}$ ) e com ( $I_{cd}$ ) polimento lateral da base, respectivamente, para uma área central de $3,5cm \times 3,5cm$ ...	39
Tabela 4 - Comparação entre os valores da potência e irradiância à entrada ( $I_{Ec}$ ) e saída ( $I_{Sc}$ ) do concentrador, com os parâmetros otimizados .....	48
Tabela 5 - Comparação entre os valores de potência detectados e os valores de potência corrigidos, tendo em conta a perda de transmissão da guia à entrada e saída do concentrador ..	53
Tabela 6 - Comparação entre os valores de irradiância determinados experimentalmente e os valores simulados, à entrada ( $I_{Ec}$ ) e saída ( $I_{Sc}$ ) do concentrador.....	54
Tabela 7 - Valores da medição da temperatura ao longo do concentrador .....	56

# Introdução

---

Os estudos dos efeitos da luz não coerente sobre sistemas biológicos datam de há bastante tempo e a sua utilização como recurso terapêutico pelos seres humanos é conhecida desde a antiguidade <sup>(1,2)</sup>. A luz solar já era aplicada por egípcios e gregos na cura de doenças, sendo utilizada na idade média no combate a doenças infecciosas como a praga <sup>(2)</sup>. Ainda hoje, a exposição à luz do sol é recomendada por médicos na atenuação de oleosidade da pele com acne <sup>(2)</sup>. Ainda assim, o espectro solar também abrange comprimentos de onda que, pelo contrário, são conhecidos por provocarem danos nos tecidos, como o caso dos raios-UV.

A gama do espectro de radiação electromagnético na qual existem registos de um efeito terapêutico, com luz de baixa potência, compreende os comprimentos de onda desde o visível ao infravermelho próximo (NIR), nomeadamente entre os 600-950nm <sup>(2-5)</sup>. Esta gama do espectro tem sido alvo de vários estudos desde a segunda metade do século XIX. Na década de 20 e 30, o efeito da luz em processos bioquímicos foi estudado com comprimentos de onda nos extremos do espectro visível (região do azul e vermelho) <sup>(1)</sup>.

No entanto, foi no início da década de 60, com a produção do primeiro dispositivo com amplificação de luz por emissão estimulada de radiação - o laser de rubi por Theodore H. Maiman - e com a comercialização do laser de He-Ne (com emissão nos 632,8 nm) que a aplicação da luz em medicina ganhou intensidade, causando um grande desenvolvimento em estudos do efeito da luz na região da cor vermelha do espectro <sup>(1,6)</sup>. Na transição da década de 60 para 70 surgiram os primeiros lasers de materiais semicondutores, mais baratos e com maior facilidade de manuseio, o que permitiu a sua aplicação em terapia de baixa potência, designada pela sigla *LLLT (Low Level Light Therapy)* <sup>(1)</sup>. Esta é caracterizada por induzir um efeito fotoestimulador e/ou biomodulador nos tecidos biológicos sem que ocorra o seu aquecimento.

Contudo, T. Karu, numa série de trabalhos científicos descobriu que a resposta celular não está associada a propriedades específicas da luz laser, como a coerência, a qual é perdida na interação da luz com o tecido biológico <sup>(1)</sup>.

Tais estudos levaram à exploração de outros tipos de fontes emissoras de luz, não-coerentes, no âmbito da fotoestimulação. Foi o caso dos LEDs, que além de serem mais baratos e de fácil manuseamento, operam a correntes mais baixas comparativamente com os lasers <sup>(1,7)</sup>.

O emprego de LEDs com finalidades terapêuticas tem vindo a ser ampliado na última década, com a implementação de vários dispositivos, mostrando o seu benefício na cura de várias patologias, tais como em inflamações e edemas; na redução de dor; promovendo a cicatrização de feridas, reparação de tecidos profundos e nervos <sup>(3,5,6,8)</sup>. Testes clínicos com aplicação de LEDs em úlceras, em

seres humanos, já foram aprovados pela FDA (*Food and Drugs Administration*) e estudos desenvolvidos pela NASA (*National Aero Space Agency*) demonstraram a sua eficiência em processos de fotoestimulação celular<sup>(1,6,8,9)</sup>.

Com a realização deste trabalho pretendeu-se a projectar e construir um protótipo alternativo de utilização da luz emitida por LEDs, com um concentrador uniformizador de luz, capaz de produzir um efeito fotoestimulador e terapêutico na sua aplicação em lesões cutâneas.

A gama do espectro escolhida para a fonte de LEDs situa-se na região do vermelho com um pico de emissão nos 660nm. O concentrador, construído com material reflector, foi adaptado e acoplado à fonte de LEDs, de modo a garantir a uniformidade e eficácia de transmissão de luz para a área de tratamento desejada.

O estudo e optimização dos parâmetros do concentrador, e o seu desempenho conjuntamente com a fonte de luz, foram simulados recorrendo ao software de simulação óptica ZEMAX®.

Após a sua construção, e comprovado o seu funcionamento, o protótipo foi testado em distúrbios cutâneos decorrentes de Ventosaterapia - técnica utilizada em Medicina Tradicional Chinesa - caracterizados por uma pigmentação acentuada da pele. Com isto pretendeu-se estudar a importância do uso do concentrador na produção de um efeito fotoestimulador, através da comparação entre a influência da irradiação com luz LED com e sem a utilização do concentrador acoplado à fonte de LEDs.

O relatório deste projecto encontra-se dividido em quatro capítulos:

No capítulo 1 são introduzidos alguns fundamentos teóricos que englobam uma pesquisa essencial à compreensão e desenvolvimento deste projecto. Esta inclui uma abordagem aos seguintes conceitos: constituição e funcionamento do LED; vantagens do seu em terapia de baixa potência comparativamente ao laser; referência às diferentes áreas de aplicação dos LEDs, com base nos mecanismos de acção biológica da luz nos tecidos; abordagem sobre a técnica de Ventosaterapia e processo de regeneração de tecidos; princípios e meios ópticos utilizados no desenvolvimento do protótipo que justificam o seu carácter inovador e alternativo.

O capítulo 2 descreve todo o processo de optimização, computacional e experimental, inerente à construção e validade do protótipo proposto.

No capítulo 3 estão descritos os testes efectuados e são apresentados os resultados, fazendo-se uma interpretação dos mesmos.

No capítulo 4 são apresentadas conclusões face aos resultados obtidos e enunciadas propostas para futuros desenvolvimentos.

# CAPÍTULO 1

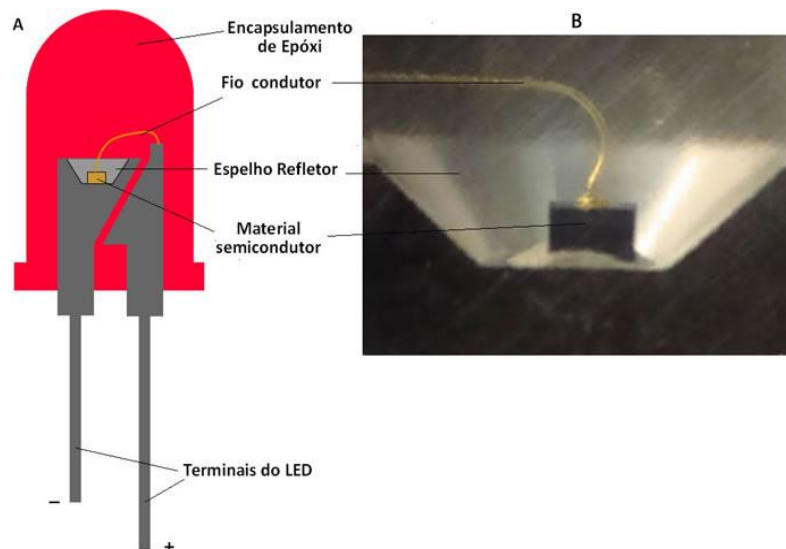
## 1 Fundamentos Teóricos

### 1.1 Díodos Emissores de Luz - LEDs

Os LEDs começaram a ser comercializados no final dos anos 60. Devido à sua fraca intensidade luminosa eram inicialmente utilizados como indicadores de luz em dispositivos electrónicos. Durante os anos 70, com o progresso da sua tecnologia, a eficiência da luz emitida foi aumentando, e os LEDs tornaram-se suficientemente brilhantes para serem usados em iluminação. Nos anos 80, com o crescimento rápido da sua utilização, começaram a ser produzidos para diversas aplicações, tais como sistemas de transmissão por fibra óptica, e equipamento médico <sup>(10)</sup>.

Na última década, o estudo da utilização dos LEDs como recurso terapêutico tem vindo a ser amplificado, por alguns investigadores, em estudos experimentais e clínicos <sup>(1,4)</sup>.

#### 1.1.1 Constituição e Princípios de Funcionamento do LED



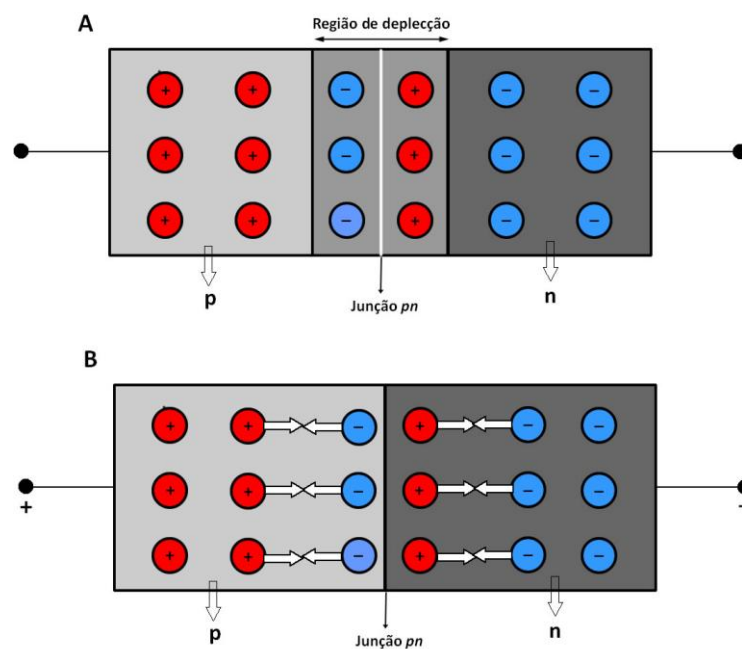
**Fig. 1.1 - (A)** Esquema representativo da estrutura e componentes de um LED; **(B)** Dispositivo de um LED e cavidade reflectora, observados ao microscópio.

Os LEDs são constituídos por uma estrutura emissora de luz, normalmente com uma área de secção quadrada entre  $0,18\text{mm}^2$  e  $0,36\text{mm}^2$ . Esta é composta por material semicondutor,



geralmente Fosfeto de Arseneto de Gálio (*GaAsP*) ou Fosfeto de Gálio (*GaP*), estando rodeada por uma cavidade reflectora que permite a reflexão direccionada da luz. A estrutura assenta numa das metades do "corpo" do LED, estando envolta por uma cápsula de resina epóxi<sup>1</sup> que a protege e dispersa a luz emitida<sup>(4,11)</sup>.

Tal como a maioria dos materiais semicondutores, os LEDs também são sujeitos a um processo de dopagem, de modo a criar-se uma junção entre um lado com partículas carregadas negativamente (lado *n*) e outro com défice de electrões (lado *p*). O fio condutor estabelece a ligação entre o lado *p* e o lado *n*<sup>(12)</sup>.



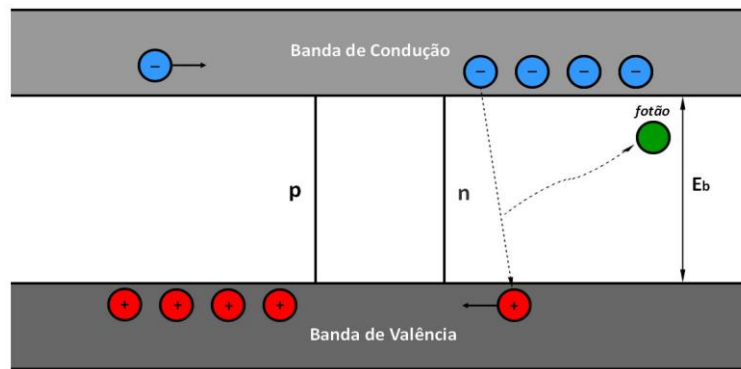
**Fig. 1.2** - Esquema representativo do comportamento das cargas numa junção pn de um díodo: **(A)** quando não é aplicada nenhuma diferença de potencial aos seus terminais e **(B)** quando o díodo é polarizado directamente.<sup>(13, 14)</sup>

Quando nenhuma diferença de potencial é aplicada no díodo (Fig. 1.2A), os electrões provenientes do material semiconductor tipo *n* preenchem as lacunas do material tipo *p*, ao longo da junção, acabando por formar-se uma região onde a carga não flui, denominada *Região de deplecção*<sup>(13)</sup>.

<sup>1</sup> A resina epóxi é um plástico termofixo utilizado em diversas aplicações na indústria eléctrica e electrónica, funcionando como isolador e/ou encapsulante. Após aplicada, qualquer método mecânico, químico ou térmico para remover a resina irá destruir os componentes<sup>(37)</sup>.

Ao ligar-se os lados *n* e *p*, respectivamente aos terminais negativo e positivo de um circuito ou bateria (Fig. 1.2B), os electrões do material do tipo *n* que se encontram livres são repelidos pelo eléctrodo negativo, e por consequência, atraídos para o eléctrodo positivo. A área de depleção diminui, começando a existir movimento de carga ao longo do diódo <sup>(13)</sup>.

Consoante a sua aplicação, os materiais usados no fabrico dos LEDs têm bandas de energia correspondentes ao infravermelho próximo, ultra-violeta próximo e visível <sup>(10)</sup>.



**Fig. 1.3** - Esquema representativo do comportamento das cargas nas bandas de condução e de valência quando ocorre polarização directa. <sup>(12)</sup>

Os electrões que se encontram na banda de condução, devido à presença dos átomos dopantes, têm tendência a deslocar-se para a região *n* e as lacunas para a região *p*. Quando um electrão proveniente da banda de condução encontra uma lacuna na banda de valência, decai para um nível de energia mais baixo e liberta energia em forma de fotão, correspondente ao valor de  $E_b$  (Fig. 1.3).

O comprimento de onda emitido pelo LED irá, então, depender da banda de energia, pelo que o seu espectro de emissão apresenta um pico pronunciado em torno de um comprimento de onda específico <sup>(10,12)</sup>.

### 1.1.2 LEDs vs LASERS

As fontes laser e LED apresentam semelhanças do ponto de vista da luz emitida, pois ambas produzem uma banda espectral relativamente estreita <sup>(4)</sup>. No entanto, possuem várias características específicas que as diferenciam tanto na produção do feixe luminoso como no modo de distribuição de energia.

Para que haja produção de um feixe luminoso numa fonte laser são necessárias três componentes essenciais:

- Uma fonte exterior de energia que forneça um "bombeamento" a um meio activo de forma a possibilitar a produção estimulada de radiação;

- Um meio activo constituído por materiais (sólidos, líquidos, gasosos, semicondutores) que possuam uma estrutura apropriada de níveis de energia discretos, com capacidade de armazenar energia recebida do exterior.

- Uma cavidade ressonante óptica (constituída por espelhos reflectores) que amplifique a radiação do comprimento de onda apropriado <sup>(4,15)</sup>.

A forma de produção do feixe luminoso em fontes laser confere-lhe as propriedades de monocromaticidade, coerência e colimação, que as tornam diferentes das fontes de luz incandescente e fluorescente <sup>(4)</sup>.

A monocromaticidade deve-se à distribuição espectral centrada num determinado comprimento de onda. A coerência está relacionada com os mecanismos de emissão estimulada, sendo a luz formada por ondas com a mesma frequência, direcção e fase. O feixe de luz é colimado, apresentando uma unidireccionalidade resultante das múltiplas reflexões nos espelhos da cavidade ressonante. A luz colimada permite a concentração do feixe de luz num ponto focal ao longo de distâncias consideráveis, uma maior concentração de energia e brilho numa pequena faixa espectral ( $\pm 5\text{nm}$ ) <sup>(4,16)</sup>.

A luz emitida pelo LED, pelo contrário, não apresenta coerência e colimação, pelo que o seu espectro de acção eletromagnético é mais amplo ( $\pm 35\text{nm}$ ) em relação ao do laser, e a energia libertada é substancialmente mais baixa <sup>(4,6)</sup>.

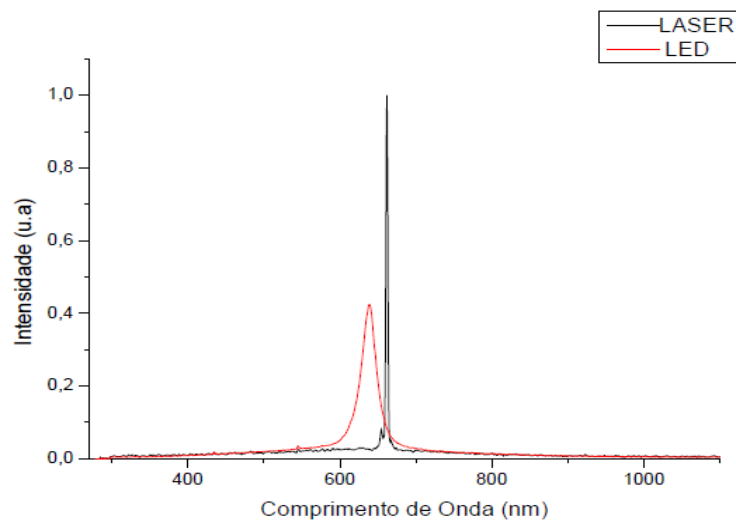


Fig. 1.4 - Distribuição da energia da luz emitida por LASER e LED, em função da banda espectral <sup>(4)</sup>.

Os LEDs dispersam luz sobre uma área maior do que os lasers, podendo assim ser utilizados em áreas de tecido-alvo maiores, com a possibilidade de combinação de vários comprimentos de onda. Além disso, não fornecem potência suficiente para provocar lesões em tecidos <sup>(4,6)</sup>.

Comparativamente a outras fontes de luz convencionais, os LEDs apresentam várias vantagens:

- Comprimento de onda específico;
- Produção térmica baixa;
- Baixo consumo energético;
- Tempo de vida útil significativamente maior (aproximadamente 100000h);
- Tamanho pequeno;
- Intensidade luminosa ajustável;
- Alta eficiência de conversão fotoelétrica.

## 1.2 Efeitos da Interação da Luz nos Tecidos Biológicos

Os sistemas biológicos são geralmente administrados pela interação da luz, a qual, de acordo com a teoria da Mecânica Quântica, é composta por fótons ou pacotes discretos de energia electromagnética <sup>(3,4)</sup>.

Dos principais fenómenos físicos associados à interação da luz com a matéria destacam-se: a transmissão, reflexão, dispersão e absorção.

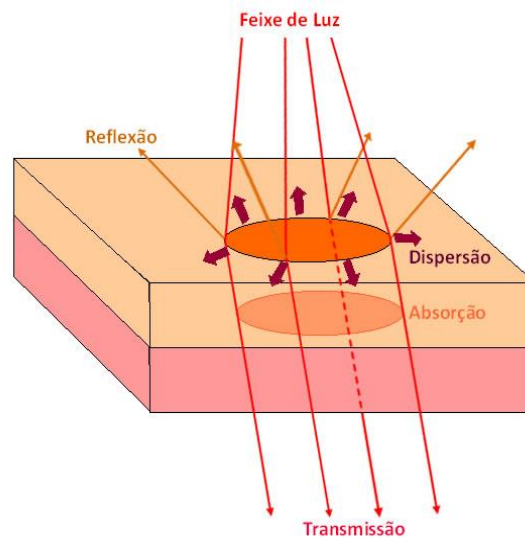


Fig. 1.5 - Ilustração dos principais fenômenos físicos associados à interação da luz com a matéria. <sup>(16)</sup>

### 1.2.1 Parâmetros associados à Fotoestimulação e Fototerapia

Os efeitos biológicos dependem de vários parâmetros da radiação da luz tais como: comprimento de onda, dose, irradiância (ou densidade de potência) e tempo de irradiação <sup>(6)</sup>. Além disso, estão também dependentes do ângulo de incidência do feixe luminoso e das características do tecido <sup>(4)</sup>.

#### 1.2.1.1 Comprimento de Onda

Uma reação fotobiológica envolve a absorção de um comprimento de onda específico por moléculas fotoreceptoras ou cromóforos. Diferentes comprimentos de onda têm diferentes cromóforos. Na região do visível e infravermelho próximo, a penetração do feixe luminoso nos tecidos é tanto maior quanto maior for o comprimento de onda <sup>(3,4,6)</sup>.

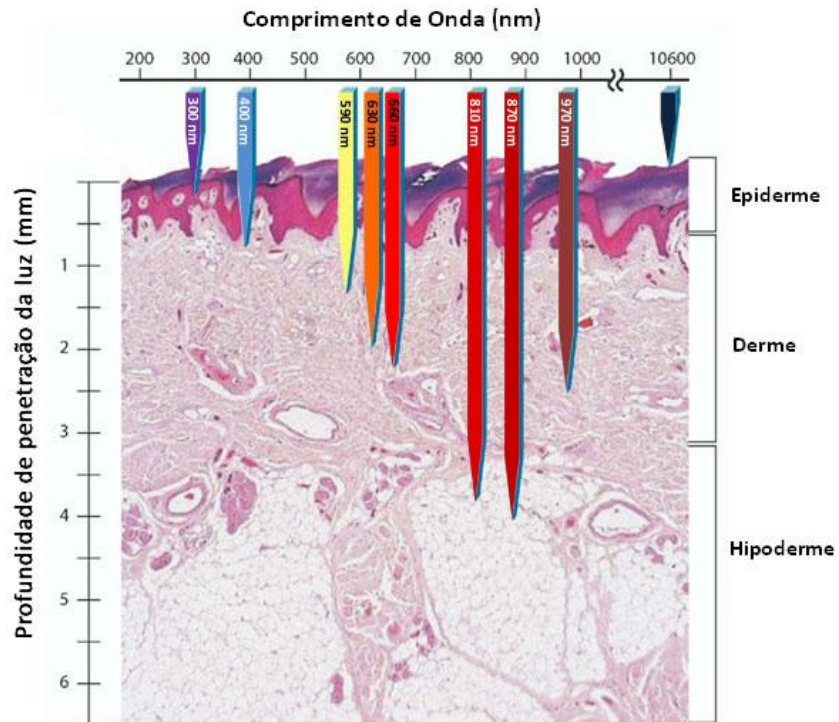


Fig. 1.6 - Profundidade de penetração da luz na pele (mm), em função do comprimento de onda (nm).<sup>(6)</sup>

Os tecidos biológicos são formados por cerca de 70% de água e 30% de moléculas biológicas. Os principais cromóforos existentes no nosso organismo são a hemoglobina (Hb) e a melanina, os quais possuem bandas de absorção altas em comprimentos de onda abaixo dos 600nm, tornando-se num obstáculo à absorção de fótons abaixo desta gama. A água é transparente na gama do visível mas absorve no infravermelho e no ultravioleta <sup>(3,16)</sup>.

Por esta razão, existe uma "janela terapêutica" que cobre os comprimentos de onda da absorção de luz nos tecidos biológicos onde a penetração da luz nos tecidos é máxima (600-950nm)<sup>(3,4)</sup>.

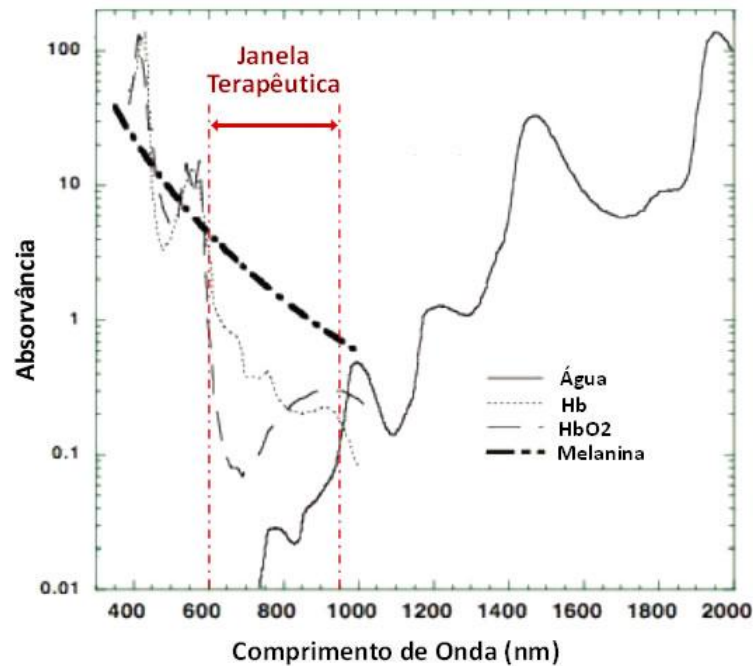


Fig. 1.7 - Espectro de absorção dos principais fotoreceptores dos tecidos biológicos e representação da "Janela terapêutica".<sup>(3)</sup>

O citocromo c oxidase, constituinte fundamental da cadeia respiratória mitocondrial, é considerado um fotoreceptor primário, tendo sido encontradas semelhanças entre o seu espectro de absorção e a região espectral correspondente às respostas biológicas à luz, na região do vermelho e infravermelho próximo<sup>(2)</sup>. Este fotoreceptor apresenta dois picos de absorção, um deles na região do vermelho - 660nm - e o outro na região do infravermelho próximo - 850 nm<sup>(6)</sup>. A fotoestimulação induz mudanças no citocromo c oxidase, podendo proporcionar outras mudanças nas reacções bioquímicas na cadeia respiratória e, como consequência, um aumento de ATP. Todas as células possuem citocromos, permitindo que a luz vermelha estimule todas elas, resultando numa iniciação de sinais que promovem a proliferação e protecção celular<sup>(4,17)</sup>.

### 1.2.1.2 Fluência, Irradiância e Tempo de Irradiação

A fluência, ou dose, é definida pela energia transmitida por um feixe luminoso por unidade de área e é medida, geralmente, em  $J/cm^2$ . Este parâmetro é também designado de densidade de energia, sendo dada pelo produto entre a irradiância,  $I$ , e o tempo de exposição,  $T_E$ , à irradiação:

$$D = I \times T_E \quad (1.1)$$

A dose depende da patologia e da profundidade do tecido a tratar. Para tecidos superficiais a dose geralmente aplicada é cerca de  $4 \text{ J/cm}^2$ , podendo abranger uma gama entre  $1 \text{ J/cm}^2$  a  $10 \text{ J/cm}^2$ . Em danos de tecidos mais profundos, as doses aplicadas devem ser mais altas, normalmente num intervalo entre  $10\text{-}50 \text{ J/cm}^2$  <sup>(5)</sup>.

A irradiância é a potência de saída de luz por unidade de área irradiada <sup>(5)</sup>, sendo geralmente medida em  $\text{mW/cm}^2$  quando utilizada no âmbito da fotoestimulação.

A variação da irradiância e do tempo de exposição para alcançar uma constante específica de dose afectará o efeito do tratamento com luz. Na prática, se a irradiância for mais baixa do que um determinado limite para um dado tecido-alvo, não ocorrerá fotoestimulação, mesmo que haja aumento do tempo de exposição, podendo, pelo contrário, ocorrer fotoinibição <sup>(6)</sup>.

### 1.2.1.3 Características dos Tecidos

As várias células e tipos de tecidos têm características únicas de absorção, cada um absorvendo em comprimentos de onda específicos <sup>(6)</sup>.

Quando a fototerapia é focada na epiderme, a quantidade de energia absorvida é proporcional à qualidade do tecido:

- Peles oleosas e com pouca melanina poderão actuar como superfícies reflectoras de luz;
- Em tecido com elevado índice de melanina a energia é altamente absorvida. Nestas circunstâncias, a potência óptica ( $\text{mW}$ ) e o limiar de densidade energética ( $\text{J/cm}^2$ ) influenciarão a profundidade de penetração devido à absorção da luz por tecidos hiperpigmentados <sup>(4)</sup>.

A magnitude da fotoestimulação depende também das condições dos tecidos e das células no momento de irradiação. Células e tecidos com danos respondem mais prontamente à transferência de energia entre a luz emitida e os fotoreceptores do que tecidos saudáveis <sup>(6)</sup>.



### 1.3 Aplicações dos LEDs na Terapia com Luz de Baixa Intensidade

A luz, na gama do visível e/ou infravermelho próximo, com baixo nível de intensidade tem vindo a ser utilizada há 40 anos com o aparecimento dos LASERs, na redução de dor, inflamações, e reparação de feridas <sup>(3)</sup>. Mais recentemente, este uso tem vindo a ser alargado recorrendo a fontes de luz não-coerente, como o caso dos LEDs.

A razão pela qual esta terapia é designada de baixo nível de intensidade, deve-se ao facto das densidades de potência usadas para a terapia laser de baixa intensidade serem mais baixas do que as necessárias para produzir calor nos tecidos <sup>(3)</sup>.

**Tabela 1** - Efeito nos tecidos biológicos e função da densidade de potência utilizada <sup>(3,16)</sup>:

<b>Densidade de Potência (W/cm<sup>2</sup>)</b>	<b>Efeito nos Tecidos Biológicos</b>
<b>&lt;0,1</b>	Fotoestimulação/Fotobiomodulação
<b>0,1-10</b>	Aquecimento
<b>10-100</b>	Fotocoagulação
<b>≥ 100</b>	Fotovaporização

Vários estudos efectuados, *in vitro*, em modelos animais e em casos clínicos, têm evidenciado resultados da terapia com LEDs em diferentes aplicações:

- Cicatrização de Feridas

Trabalho recente envolvendo LEDs com luz no visível e infravermelho próximo (NIR) tem vindo a mostrar o seu efeito na aceleração do processo de cicatrização, associado ao aumento da taxa de proliferação de células essenciais à reparação de tecidos, tais como fibroblastos e células endoteliais. O efeito benéfico dos LEDs tem sido evidenciado no tratamento de pacientes com úlceras crónicas <sup>(6,8,18)</sup>;

- Prevenção de cicatrizes quelóides caracterizadas por uma proliferação excessiva de fibroblastos e excesso de deposição de colagénio <sup>(6)</sup>;

- Redução de dor e reconstrução de nervos, estimulando o crescimento de neurónios e células gliais <sup>(3)</sup>;

- Inflamação

Os LEDs apresentam um efeito anti-inflamatório relacionado com a proliferação de algumas células que contrariam os mediadores do processo de inflamação <sup>(6)</sup>;

- Prevenção contra a Hiperpigmentação Pós-Inflamatória (HPI)

A hiperpigmentação pós-inflamatória é frequentemente representativa de uma consequência de desordens cutâneas, estando muitas vezes associada a terapias orientais <sup>(6)</sup>. Um dos exemplos deste tipo de hiperpigmentação é o caso das marcas decorrentes da técnica de Ventosaterapia, estudadas no âmbito deste projecto;

- Acupunctura

A acupunctura por cor, através do uso de LEDs, tem vindo a ser utilizada nos últimos anos demonstrando ser eficaz no tratamento de várias patologias associadas ao sistema nervoso central<sup>(7)</sup>;

- Fotobiomodulação

A nível celular, a fotoirradiação a baixas fluências pode gerar efeitos biológicos significantes, incluindo a proliferação celular, síntese de colagénio e libertação de factores de crescimento, estimulando a angiogénese e, como consequência, a cicatrização de feridas<sup>(17)</sup>.

A optimização de trajectórias de componentes bioactivos para autoregular vias celulares pode ser aplicada no rejuvenescimento, tratamento de acne inflamatório e desordens de pigmentação <sup>(6)</sup>;

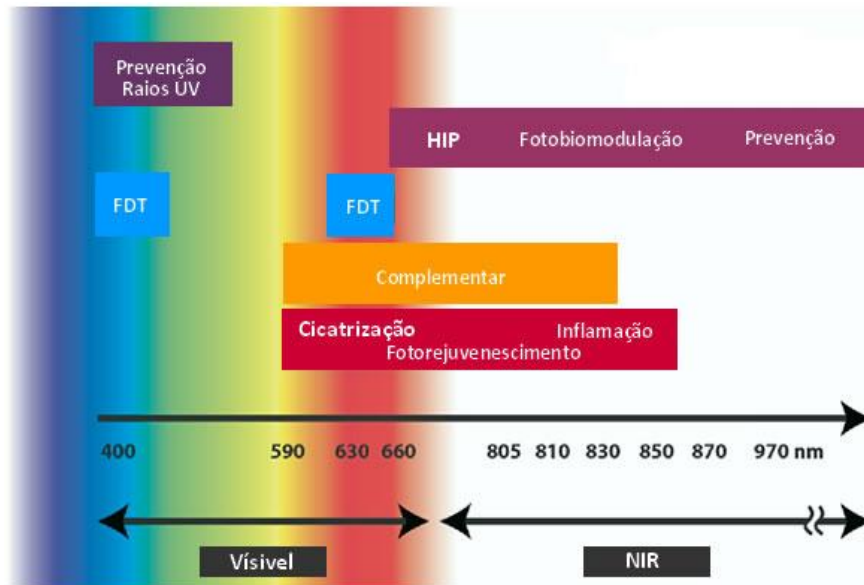
- Terapia fotodinâmica (TFD)

Os LEDs têm a vantagem de abranger alguns comprimentos de onda devido ao largo perfil do seu feixe (comparativamente ao do laser). A combinação de luz vermelha e azul pode ser utilizada no tratamento da acne, e outras desordens na pele, reduzindo a fotosensibilidade pós-tratamento e dor.

- Fotoprevenção contra eritemas produzidos por raios UV-B <sup>(6)</sup>;

O tratamento com LEDs auxilia na dilatação dos vasos sanguíneos e, consequentemente, no aumento do fornecimento de sangue aos mesmos <sup>(6)</sup>, sendo um fenómeno essencial nas aplicações atrás descritas.

As diferentes aplicações dos LEDs dependem dos comprimentos de onda utilizados.



**Fig. 1.8** - Distribuição das várias aplicações dos LEDs em função dos comprimentos de onda utilizados. <sup>(6)</sup>

No âmbito deste projecto foram estudados os efeitos da luz emitida por LEDs em Hiperpigmentação Pós-Inflamatória, originada por Ventosaterapia.

## 1.4 Processo de Regeneração de Tecidos

### PELE

A pele é o maior órgão do corpo humano, sendo composta por três camadas - epiderme, derme e hipoderme -, cada uma formada por tecidos diferenciados e com funções distintas:

- A epiderme é a camada mais externa, protege o organismo do meio exterior e é responsável pela impermeabilização, permitindo a regulação térmica;

- A derme é constituída por tecido conjuntivo e está associada à resistência e elasticidade da pele, contendo fibras de colagénio e fibras elásticas. A existência de terminações nervosas, vasos sanguíneos e linfáticos conferem-lhe, também, as funções de sustentabilidade e nutrição. Desta camada derivam apêndices, tais como unhas, pêlos e as glândulas sudoríparas e sebáceas;

- A hipoderme é a camada mais interna da pele, sendo constituída por tecido adiposo e conjutivo <sup>(4,5,22)</sup>.

Uma vez que a pele serve como barreira de protecção contra agressões exteriores, qualquer dano que ocorra neste órgão deve ser emendado de forma rápida e eficaz. Essa capacidade de resposta é uma característica fundamental de todos os organismos multicelulares, existindo uma grande diversidade na forma como esta se processa <sup>(23,24)</sup>.

Existem, no entanto, três fases típicas no processo de reparação de feridas: 1 - Fase Inflamatória; 2 - Fase Proliferativa; 3 - Fase de Maturação <sup>(24,25)</sup>.

### 1.4.1 1- Fase Inflamatória

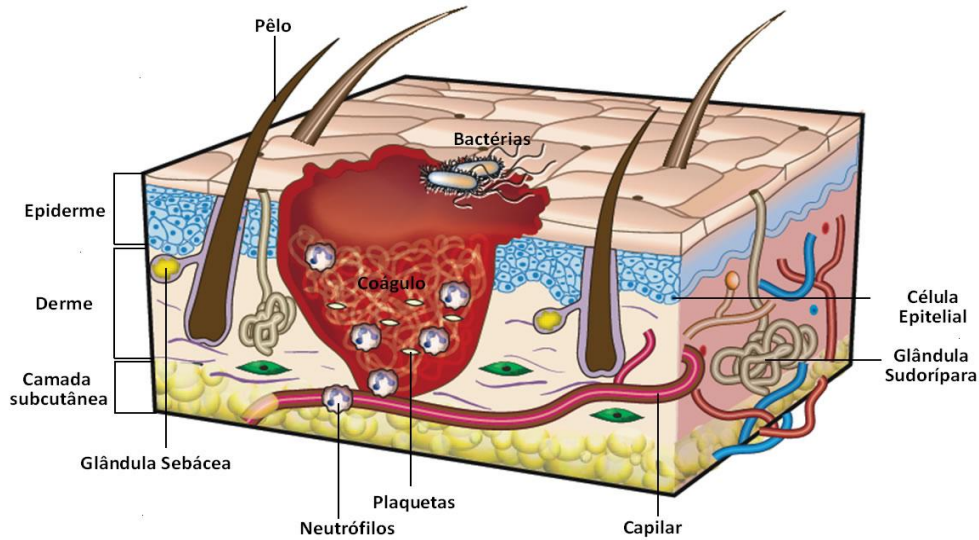


Fig. 1.9 - 1ª Fase típica do Processo de Recuperação de Feridas - Fase de Inflamação. <sup>(24)</sup>

Esta etapa surge como resposta vascular e celular ao dano, iniciando-se imediatamente após a sua ocorrência <sup>(24,25)</sup>.

As incisões, quando feitas através de uma espessa camada de pele, causam disrupção de vasos sanguíneos e, por consequência, hemorragia <sup>(23,25)</sup>. Para impedir a sua extensão, segue-se um período de vasoconstrição (contração dos vasos sanguíneos) após alguns minutos da ocorrência do dano, resultando na formação de um coágulo de plaquetas <sup>(24-26)</sup>. Este irá servir como uma protecção temporária dos tecidos lesados, providenciando uma matriz provisória para o recrutamento de células inflamatórias. Esta matriz, constituída por uma rede de fibras de fibrina (substância proteica) inter cruzadas, quando removida impede o processo de cicatrização <sup>(23-26)</sup>.

Ao período de vasoconstrição sucede-se um período mais duradouro, de vasodilatação, caracterizado pelo eritema, edema e calor verificado após uma lesão. Agentes libertados pelas plaquetas activas induzem a aderência de células inflamatórias que migram, posteriormente, para o local da ferida <sup>(25,26)</sup>.

Células inflamatórias - neutrófilos e monócitos - são recrutadas da corrente sanguínea para o local da ferida, em resposta às mudanças moleculares na superfície das células endoteliais do revestimento dos capilares. Os neutrófilos são predominantes após 48h da lesão, limpando a ferida de bactérias e libertando mediadores inflamatórios. À medida que vão deixando de ser necessários, degranulam-se e morrem, acumulando-se os macrófagos (resultantes da diferenciação dos monócitos) no local da ferida. Estes fagocitam os detritos e microorganismos patogénicos,

funcionando, também, como uma fonte de factores de crescimento. Os macrófagos segregam substâncias que atraem células endoteliais para o local da ferida, estimulando a sua proliferação<sup>(23-26)</sup>.

#### 1.4.2 2 - Fase Proliferativa

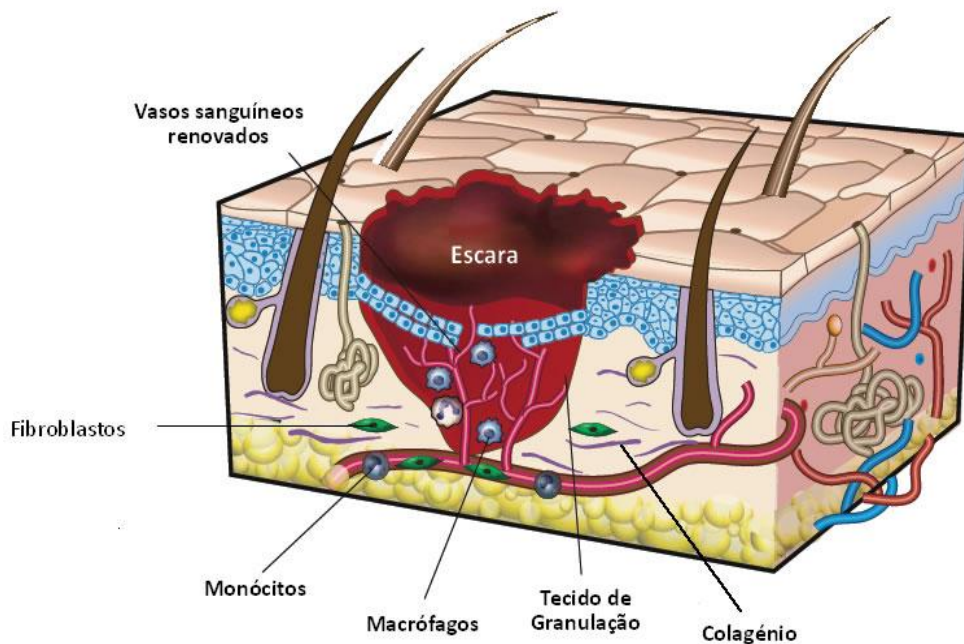


Fig. 1.10 - 2ª Fase típica do Processo de Recuperação de Feridas - Fase Proliferativa.<sup>(24)</sup>

Esta fase ocorre 2 a 10 dias após a lesão. Caracteriza-se pela migração e proliferação de vários tipos de células e formação do tecido de granulação. Nesta fase ocorrem fenómenos como a fibroplasia, reepitelização, contração da ferida e angiogénese<sup>(24,25)</sup>.

#### *Fibroplasia*

Este fenómeno inicia-se 3 a 5 dias após a ocorrência do dano, podendo durar até 2 semanas, e é caracterizado pela síntese e degradação dos componentes da matriz celular. Os fibroblastos (anteriormente estimulados pelos macrófagos) são responsáveis por este processo, tornando-se componentes essenciais do tecido de granulação. Crescem no local da ferida à medida que o número de células inflamatórias decresce e produzem colagénio e elastina, que também constituem o tecido de granulação<sup>(25,26)</sup>.

A síntese e deposição de colagénio é essencial no processo de cicatrização, nomeadamente nesta fase, sendo o componente mais abundante da matriz extracelular, na maior parte dos tecidos (25,26).

A elastina é uma proteína estrutural que confere as propriedades de elasticidade e retracção à pele, estando, também, presente no local da ferida, embora em menos quantidade (25).

### Reepitelização

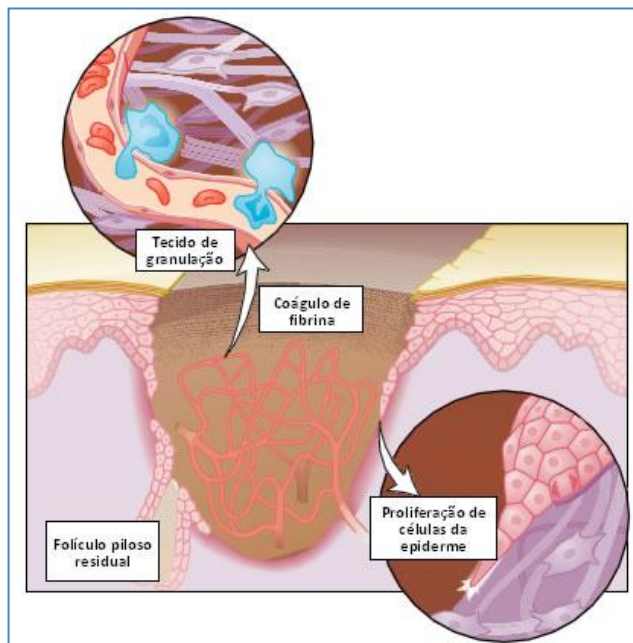


Fig. 1.11 - Formação da camada epitelial. (23)

A formação de novo epitélio em feridas incisionais ocorre normalmente 24h a 48h após a origem da mesma. As células da epiderme sofrem alterações estruturais que levam a rompimento proliferativo das mesmas. À medida que as células migram das margens da ferida, vão dissecando a ferida e separam a escara do tecido subjacente, formando uma espécie de selo entre a ferida e o ambiente exterior (23,25).

Em feridas superficiais, os órgãos anexos - glândulas e folículos pilosos - também contribuem para a reepitelização

(25).

Assim que a ferida esteja coberta por camada epitelial, a migração da epiderme cessa (23,25).

### Contractão da ferida

A reepitelização é facilitada pela contractibilidade da ferida, que consiste no movimento centrípeto das suas margens, resultando na diminuição do tamanho da ferida. Esta etapa é normalmente coincidente com a síntese de colagénio e depende da actividade de células contracteis - miofibroblastos - originados pela diferenciação de alguns fibroblasto (24,25).

### Angiogénese

Este fenómeno é caracterizado pela formação de novos vasos sanguíneos, os quais são imprescindíveis na formação do tecido. Como resultado, obtém-se um grande fluxo sanguíneo na



ferida e, por consequência, um aumento da perfusão e factores de cicatrização. Este processo pára quando já não são necessários novos vasos sanguíneos <sup>(25)</sup>.

### 1.4.3 3 - Fase de Maturação

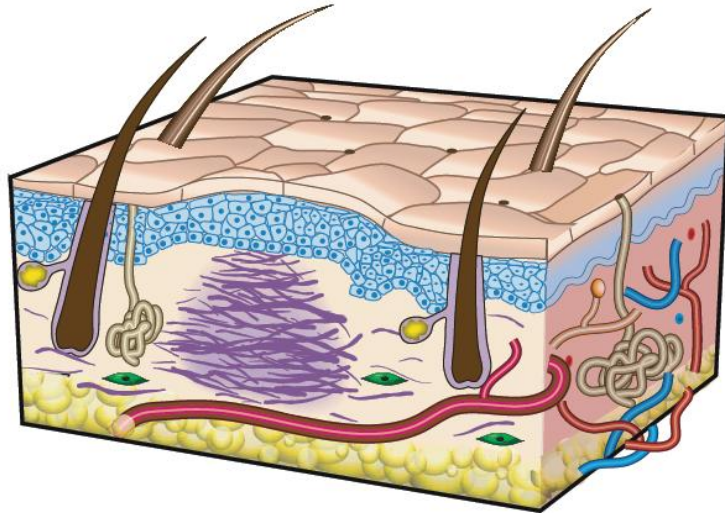


Fig. 1.12 - 3ª Fase típica do Processo de Recuperação de Feridas - Fase de Maturação. <sup>(24)</sup>

Nesta fase de reparação, que ocorre cerca de 2 a 3 semanas após a lesão, todos os processos activados tornam-se mais lentos, acabando por cessar. A maioria das células endoteliais, macrófagos e miofibroblastos sofrem morte celular programada ou saem do local do dano, deixando uma massa constituída maioritariamente por colagénio. O colagénio é remodelado, ocorrendo a união e ligação das suas fibras, e, conseqüentemente, a redução do tamanho da cicatriz. O tecido, contudo, já não consegue recuperar as propriedades do tecido não lesado e a maturação da cicatriz poderá durar indefinidamente <sup>(24,25)</sup>.

### 1.4.4 Acção da luz LED na regeneração de tecidos

O mecanismo de fotobiomodulação é normalmente atribuído à activação de componentes da cadeia respiratória mitocondrial resultando na iniciação de uma cascata de reacções celulares <sup>(6)</sup>. Um desses componentes é o citocromo c oxidase, cujas ligações com outras moléculas, e exposição à luz LED irão influenciar o funcionamento do metabolismo celular e, como consequência, o processo de regeneração de tecidos.



O óxido nítrico (NO) é utilizado pelas células para regular processos da cadeia respiratória. Durante um processo inflamatório, a ligação desta molécula com o citocromo c oxidase provoca a inibição da respiração celular <sup>(6)</sup>, alterando o metabolismo celular e conseqüentemente prejudicando o processo de regeneração.

Estudos recentes têm demonstrado que a terapia com luz LED provoca a fotodissociação das moléculas de NO permitindo que o oxigénio se volte a ligar ao citocromo c oxidase reactivando o mecanismo celular. A irradiação com luz LED induz assim o aumento da taxa de proliferação e a migração de fibroblastos, aumentando a produção de ATP, a angiogénese e o fluxo sanguíneo <sup>(6)</sup>.

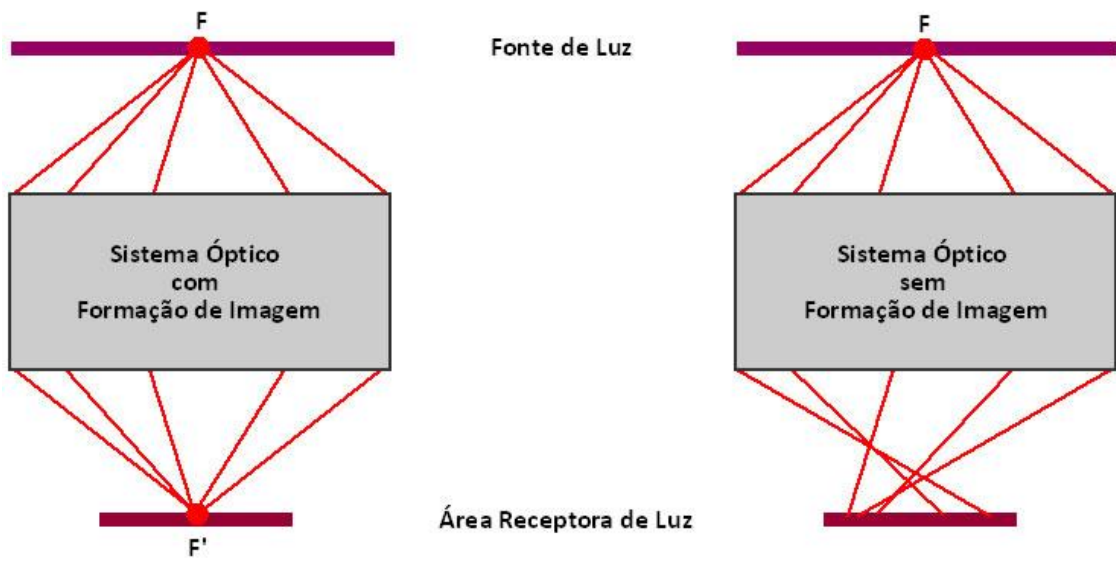
## 1.5 Concentrador Óptico de Luz

O concentrador óptico é um componente essencial neste projecto pois permite o aumento da concentração e da irradiância emitida pela fonte de LEDs, garantindo, também, uma maior uniformidade na distribuição da luz na sua saída.

Este protótipo foi desenvolvido com base na teoria dos concentradores ópticos não formadores de imagem, nomeadamente no *Método de Winston-Welford*.

Um dos dispositivos característicos deste método é o concentrador parabólico (*CPC - Compound Parabolic Concentrator*), constituído por material reflector e usado para converter a radiação emitida por uma fonte de luz homogénea, com uma área ampla e um pequeno ângulo de incidência, numa área de saída mais pequena com emissão de luz uniforme e num ângulo mais amplo. Como consequência, a irradiância na área de saída é maior do que na entrada, levando a uma concentração da luz em rede <sup>(27,28)</sup>.

Neste tipo de elementos ópticos, conceitos relacionados com a formação de imagem, tais como aberrações, distância focal e abertura numérica, tornam-se pouco significantes <sup>(27)</sup>.



**Fig. 1.13** - Diferenças entre sistemas ópticos com e sem formação de imagem, respectivamente: no primeiro, os raios emitidos por F são focados em F', enquanto que no segundo os raios estão uniformemente distribuídos pela área receptora de luz.<sup>(27)</sup>

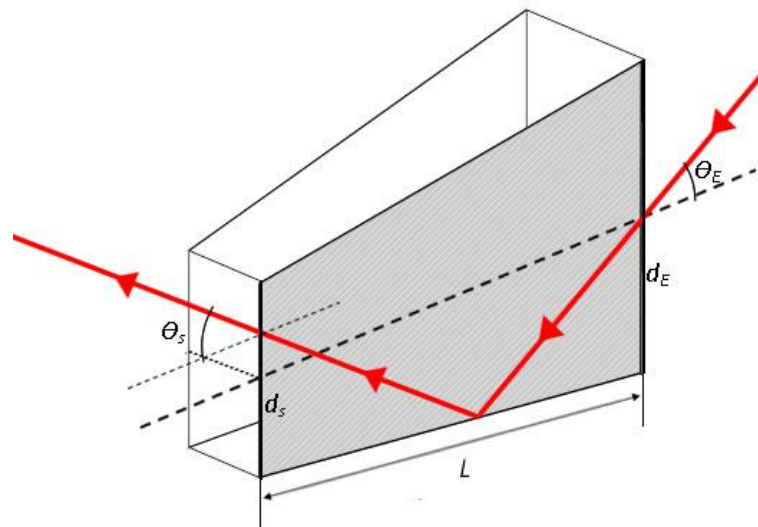
Verifica-se assim a vantagem do uso de dispositivos não formadores de imagem, como o caso dos concentradores, cujo objectivo principal é a transferência de luz com máxima eficiência<sup>(27)</sup>.

A relação entre o ângulo do feixe de incidência,  $\theta_E$ , e de saída,  $\theta_S$ , num concentrador óptico pode ser dada pela equação invariante de óptica<sup>(28)</sup>:

$$d_E \text{sen}(\theta_E) = d_S \text{sen}(\theta_S) \tag{1.2}$$

Em que  $d_E$  e  $d_S$  são os diâmetros de entrada e saída do concentrador, respectivamente.

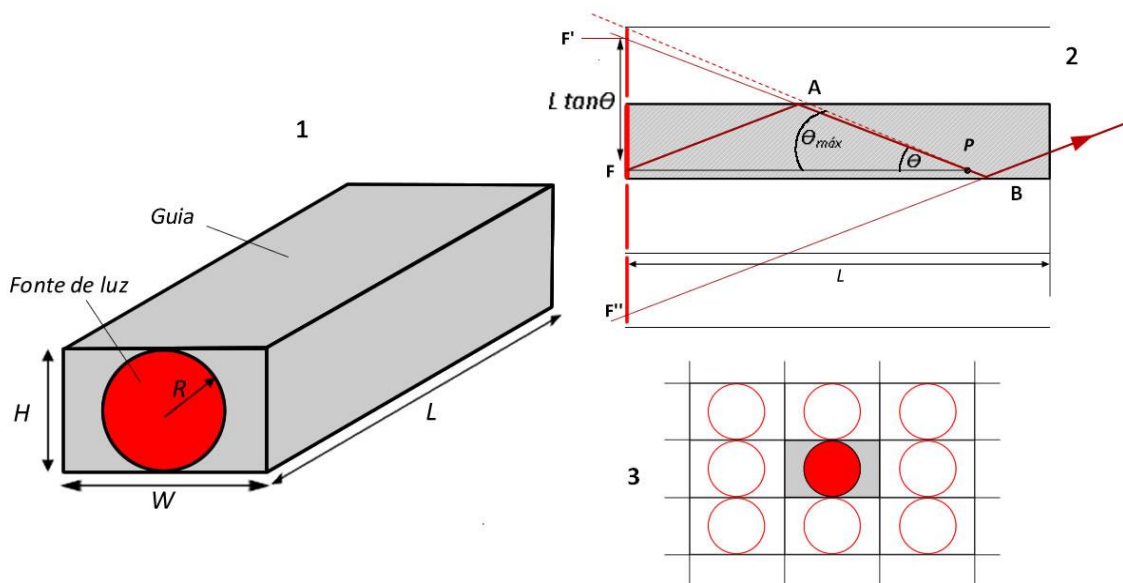
Esta equação só é válida para qualquer tipo de concentrador num plano de corte longitudinal, como representado na Fig. 1.14.



**Fig. 1.14** - Esquema representativo de um concentrador óptico quadrado com diâmetro de entrada  $d_E$  e área de saída com diâmetro  $d_s$ , sendo  $d_s < d_E$ . Desta forma, a radiação incidente no concentrador é colectada na área de saída, com um ângulo  $\theta_s > \theta_E$ .

A transformação e uniformização do feixe luminoso estão, também, dependentes do comprimento do concentrador.

Estudos efectuados com a utilização de guias de luz rectangulares associadas a uma fonte de luz uniforme na entrada (Fig. 1.15) estabelecem uma relação entre a uniformização óptica da luz e o comprimento da conduta <sup>(29)</sup>.



**Fig. 1.15** - (1) Guia de luz com uma fonte de luz circular e uniforme e representação do método de imagens utilizado no estudo em (2) duas e (3) três dimensões. <sup>(29)</sup>

Este método baseia-se no facto de que qualquer raio proveniente da fonte  $F$  que seja reflectido por um espelho é geometricamente equivalente a um raio proveniente de uma fonte virtual. Por exemplo, o raio  $AB$ , originalmente emitido por um ponto da fonte  $F$ , é geometricamente igual ao raio virtual  $F'B$ , proveniente de uma fonte virtual equivalente à fonte real (Fig. 1.15 - 2). As múltiplas reflexões, originadas pelas quatro paredes da guia, irão originar um conjunto de fontes bidimensional (Fig. 1.15 - 3)<sup>(29)</sup>.

Estes estudos demonstraram uma aproximação da uniformidade ideal para comprimentos  $L$ , segundo a relação:

$$L = 3 \frac{\sqrt{H^2+W^2}}{\tan \theta_{m\acute{a}x}} \tag{1.3}$$

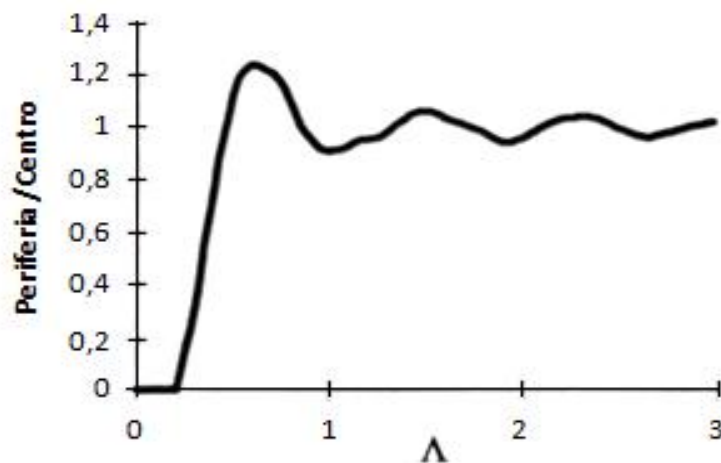


Fig. 1.16 - Uniformidade em função da quantidade dimensional,  $\Lambda$ , dada pelo quociente entre  $L \tan(\theta_{m\acute{a}x})$  e a secção diagonal da guia de onda  $\sqrt{H^2 + W^2}$ .<sup>(29)</sup>

O protótipo desenvolvido no âmbito do projecto é, no entanto, um caso mais complexo, uma vez que o concentrador possui uma geometria diferente da guia e a fonte de luz é mais complexa, sendo composta por várias fontes de luz que não emitem uniformemente.

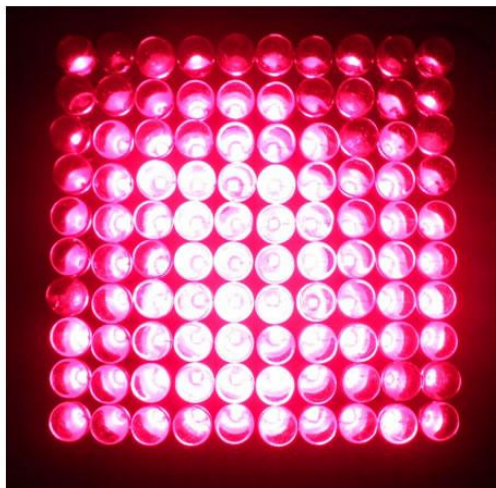
Por este motivo, e devido a outros parâmetros envolvidos na optimização do concentrador, foram necessárias várias simulações no software ZEMAX® de modo a escolher o comprimento, e restantes dimensões, mais adequados ao objectivo pretendido.

# CAPÍTULO 2

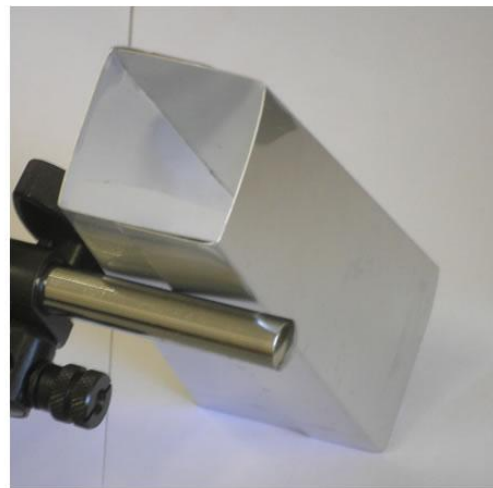
## 2 Descrição do sistema óptico e Análise Computacional em ZEMAX®

Neste capítulo é feita a descrição do protótipo desenvolvido no âmbito do projecto, bem como a análise computacional e experimental inerente à sua construção.

### Componentes do Sistema Óptico



Fonte de Díodos Emissores de Luz



Concentrador Óptico

Fig. 2.1 - Ilustração dos componentes ópticos constituintes do protótipo desenvolvido.

Na construção e optimização de um protótipo é fundamental uma parte de análise computacional de forma a reduzir substancialmente o tempo e material dispendido numa optimização puramente experimental.

O sistema óptico, constituído pela fonte de LEDs e concentrador foi, então, definido e optimizado tridimensionalmente no software de simulação óptica ZEMAX®, com utilização do método de traçado de raios (*"ray tracing"*) não-sequencial.

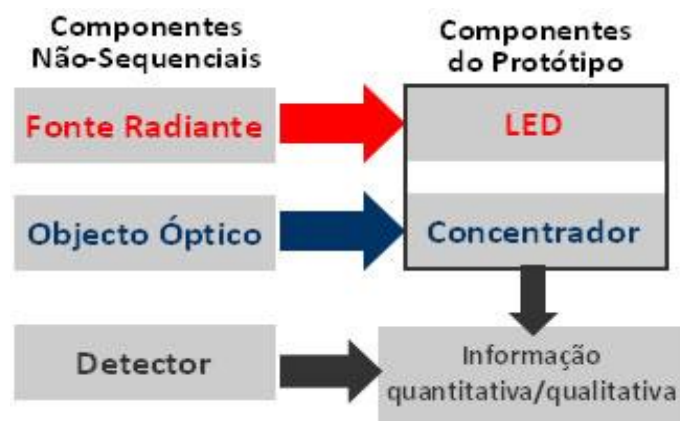
O traçado de raios é uma técnica utilizada em óptica geométrica que permite estudar o percurso de um raio de luz à medida que este interage com superfícies ópticas, podendo sofrer processos de absorção, reflexão e/ou refração. Existem dois modos de análise através dos quais pode ser feito o estudo do traçado de raios: por modo sequencial e modo não sequencial.

A maioria dos sistemas com formação de imagem pode ser descrita por superfícies ópticas sequenciais. No modo sequencial os modelos de traçado de raios são sistemas ópticos cujos raios seguem uma sequência pré-definida. É o caso da maioria dos sistemas com formação de imagem, os quais podem ser descritos por superfícies ópticas sequenciais <sup>(16)</sup>. Contudo, em sistemas ópticos mais complexos, este modo apresenta algumas limitações.

O modo não-sequencial de traçado de raios, no entanto, é utilizado em sistemas ópticos que possibilitam aos raios seguirem diversos caminhos ópticos não pré-definidos. Ou seja, a ordem com que os raios interagem com cada componente óptico depende exclusivamente do seu percurso <sup>(30)</sup>.

Este modo permite calcular a distribuição espacial da potência e analisar a imagem resultante através da utilização de detectores, possibilitando assim estudar a viabilidade do protótipo desenvolvido e, ao mesmo tempo, a sua optimização.

Todos os objectos no modo não-sequencial são tridimensionais e podem dividir-se em três tipos: fontes radiantes, elementos ópticos geométricos e detectores <sup>(30)</sup>.



**Fig. 2.2** - Relação entre os componentes do sistema óptico construído e respectivos componentes no modo não-sequencial de traçado de raios.

A fonte radiante emite os raios analisados na simulação. Neste caso, cada fonte emissora representa um LED. Os elementos ópticos geométricos definem os componentes ópticos nos quais os

raios podem sofrer fenómenos de absorção, reflexão, refração, dispersão, etc. O concentrador é o objecto óptico no qual os raios provenientes de cada LED estão sujeitos a esses fenómenos. Os detectores adquirem a informação qualitativa/quantitativa relativa aos raios que nele incidem <sup>(30)</sup>.

Na análise computacional do sistema óptico foi utilizado o detector rectangular. Este tipo de detector pode ser colocado no interior ou exterior de um outro objecto e pode ter a função de absorver, reflectir, ou não ter qualquer efeito sobre a radiação nele incidente. A resolução da imagem obtida pode ser ajustada pelo número de pixéis do detector, tendo consequentemente influência no tempo total necessário para cada simulação.

Os diversos tipos de objectos utilizados numa simulação não-sequencial são definidos na tabela "Non-Sequential Component Editor" assim como as suas posições espaciais (componentes X, Y, e Z) e o tipo de material dos objectos, entre outros parâmetros.

Object Type	X Position	Y Position	Z Position	Tilt About X	Tilt About Y	Tilt About Z	Material
88 Source Radial	-22.500000	17.500000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	-
89 Source Radial	-22.500000	-22.500000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	-
90 Source Radial	-22.500000	22.500000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	-
91 Source Radial	22.500000	-2.500000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	-
92 Source Radial	22.500000	2.500000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	-
93 Source Radial	22.500000	-7.500000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	-
94 Source Radial	22.500000	7.500000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	-
95 Source Radial	22.500000	-12.500000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	-
96 Source Radial	22.500000	12.500000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	-
97 Source Radial	22.500000	-17.500000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	-
98 Source Radial	22.500000	17.500000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	-
99 Source Radial	22.500000	-22.500000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	-
100 Source Radial	22.500000	22.500000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	-
101 Rectangular ..	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	MIRROR
102 Detector Rect	0.000000	0.000000	180.000000	0.000000	0.000000	0.000000	ABSORB

Fig. 2.3 - Lista de alguns parâmetros característicos a todos os objectos, a definir no Editor dos objectos no modo não-sequencial.

## 2.1 Optimização e Construção da Fonte de LEDs

### 2.1.1 Escolha dos parâmetros do LED

Para a construção da fonte emissora de luz, utilizou-se 100 LEDs da marca *Kingbright®* com um encapsulamento de diâmetro igual a 5mm.



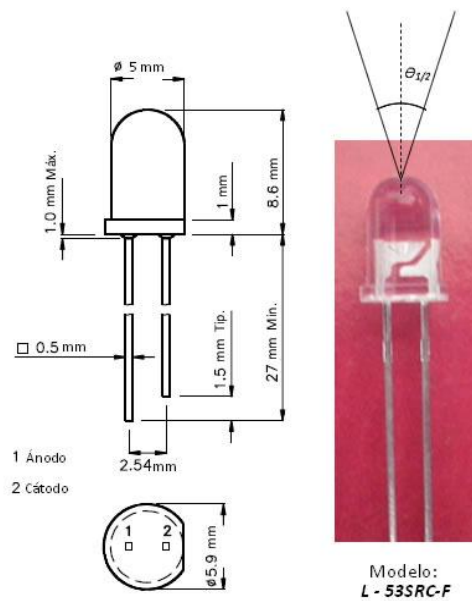


Fig. 2.4 - Díodo Emissor de Luz escolhido para a construção da fonte de LEDs, e respectivas dimensões.

As características principais que levaram à escolha do LED encontram-se descritas em baixo:

Tabela 2 - Características principais dos LEDs constituintes da fonte de luz:

<i>L-53SRC-F</i>	
<b>Tipo de Material Semicondutor</b>	<i>GaAlAs</i> (Arsenieto de Gálio e Alumínio)
<b>Comprimento de Onda (nm) / Cor</b>	660 (vermelho)
<b>Intensidade Luminosa (mcd)</b>	3500-4500
<b>Tipo de lentes do encapsulamento</b>	<i>Water clear</i>
<b>Ângulo de visão (<math>2\theta_{1/2}</math>)</b>	30°

### 2.1.1.1 Comprimento de Onda - 660nm

A escolha da região do espectro de emissão do LED deveu-se ao facto de estar inserida na gama dos comprimentos de onda que definem a chamada "Janela Terapêutica".

As principais razões da escolha deste comprimento de onda (660nm) foram:

- As semelhanças entre o espectro de absorção do citocromo c oxidase, com pico de absorção nos 660nm, e o espectro de acção de algumas respostas biológicas à luz;



- O efeito terapêutico dos LEDs com comprimento de onda de 660nm, em casos de estudo semelhantes aos estudados no âmbito do projecto, como a Hiperpigmentação Pós-Inflamatória e na reparação de tecidos, em animais e humanos. O efeito deste comprimento de onda foi demonstrado no tratamento de úlceras em indivíduos com diabetes, com recurso a terapia com LEDs, e no melhoramento de feridas *in vivo*, com indução da libertação de factores de crescimento<sup>(6,31)</sup>;
- A laserterapia com 660nm demonstrou ter efeito no tratamento de feridas cutâneas experimentais (em ratos)<sup>(5)</sup>;
- O efeito da irradiação com 660nm foi, também, evidenciado noutros estudos, como no aumento da respiração celular e síntese de ATP em mitocôndrias isoladas e noutras aplicações, tais como o tratamento da acne<sup>(17,32)</sup>.

### **2.1.1.2 Intensidade Luminosa**

Foi necessária a escolha de uma intensidade luminosa suficientemente alta para garantir a irradiância pretendida à saída do concentrador, sem a necessidade de um número de LEDs demasiadamente elevado. Ao mesmo tempo, a intensidade não deve ser demasiado elevada ao ponto de inviabilizar a utilização de um concentrador, o qual é essencial na transmissão e uniformização da luz.

### **2.1.1.3 Tipo de Lentes do Encapsulamento e Ângulo de visão**

O tipo de lentes do encapsulamento de um LED é responsável pela divergência do feixe de luz emitido. Deste modo, é conveniente que a fonte de LEDs emita luz com um ângulo de divergência suficientemente pequeno de forma a minimizar perdas de luz nas intersecções com o concentrador.

## **2.1.2 Medições práticas efectuadas para definição do LED no software ZEMAX®**

Para ser viável a análise computacional do LED foi necessário efectuar alguns testes práticos, de modo a determinar alguns parâmetros necessários à sua definição.

A potência do LED e a distribuição da intensidade relativa do feixe de luz emitido em função do ângulo de incidência foram medidos experimentalmente, como explicado mais abaixo.

2.1.2.1 Medição da Potência emitida por um LED

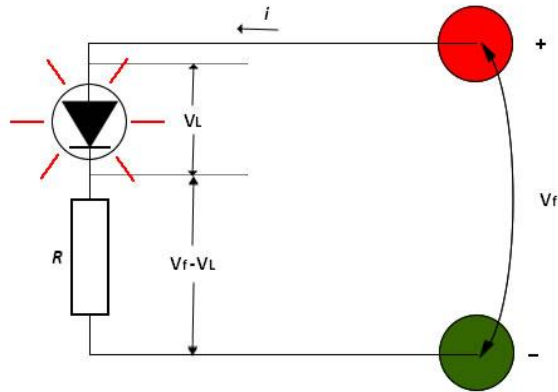


Fig. 2.5 - Esquema ilustrativo da montagem do circuito utilizado para acender o LED.

Um LED deve ter uma resistência ligada em série para limitar a corrente que passa pelo LED, caso contrário este queima<sup>(33)</sup>. O valor desta resistência é dado por:

$$R = \frac{V_f - V_L}{i} \tag{1.4}$$

Em que  $V_L$  é a tensão de funcionamento do LED e  $V_f = 5V$  o valor da tensão com que foi alimentado o circuito. O valor da resistência foi calculado para um valor entre 20 e 30mA, de modo a não ultrapassar a corrente de funcionamento do LED, para este não aquecer demasiado. Para estes valores de corrente,  $V_L$  varia entre 1,8 e 1,9V.

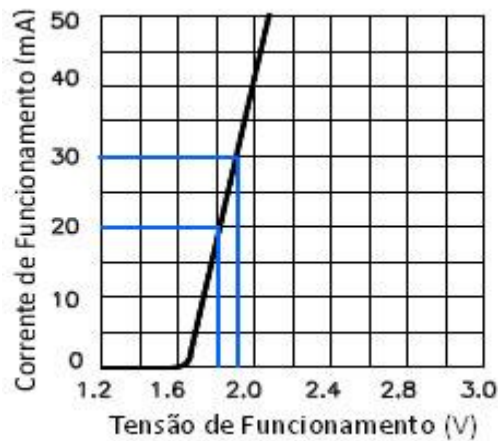
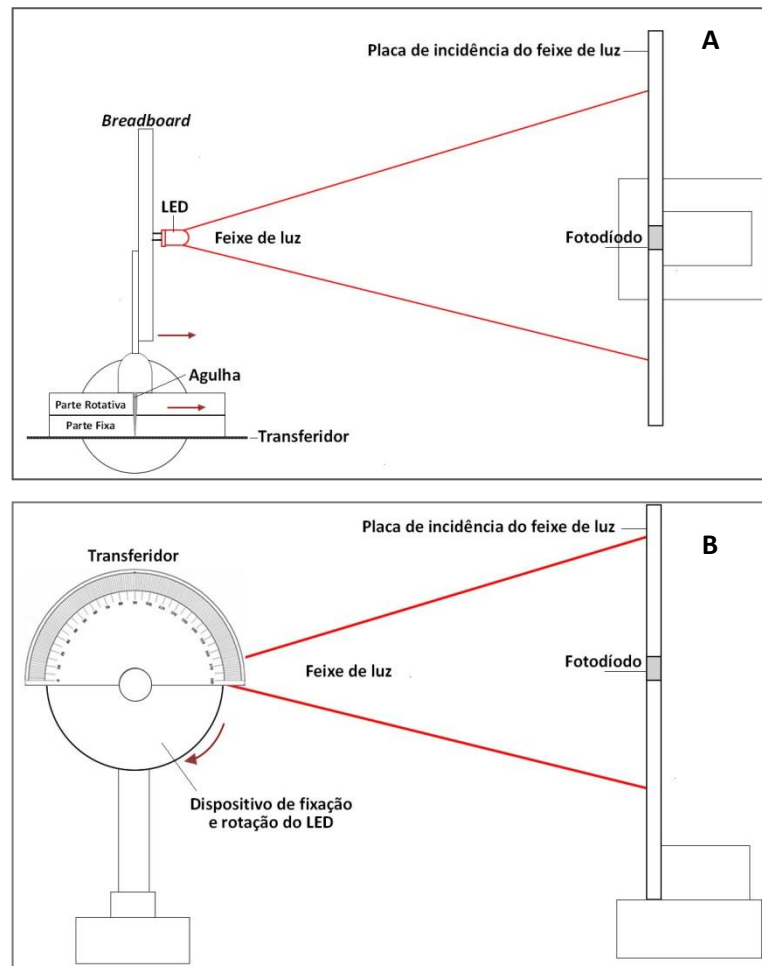


Fig. 2.6 - Correspondência entre os valores da corrente (mA) e tensão de funcionamento (V) do LED (gráfico fornecido pelo fabricante).

Uma vez o circuito montado, a potência da luz emitida foi determinada com um medidor de potência da marca "Thorlabs", tendo-se obtido um valor aproximado de 7mW. Como, ao ser ligado, o LED vai aquecendo, foi utilizada uma ventoinha suficientemente perto do LED para assegurar que o valor da potência medido não seria influenciado pelo seu aquecimento.

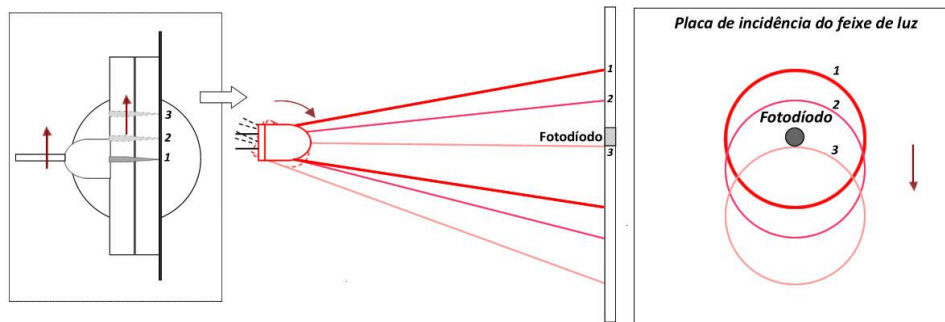
**2.1.2.2 Determinação da distribuição da intensidade do feixe luminoso do LED em função do ângulo de incidência**

A distribuição da intensidade relativa do LED em função do ângulo de incidência do feixe luminoso foi determinada com recurso à montagem experimental abaixo representada:



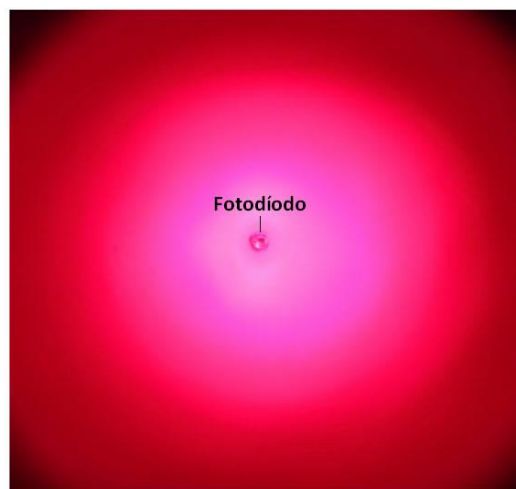
**Fig. 2.7** - Esquema ilustrativo da montagem experimental para determinação da distribuição da intensidade relativa do LED em função do ângulo de incidência: **(A)** Vista de cima e **(B)** Vista frontal.

A *breadboard*, onde o LED se encontrava ligado, foi fixada mecanicamente ao eixo central de um dispositivo cilíndrico. Por sua vez, o fotodíodo, utilizado para detectar a intensidade da luz emitida, foi inserido numa placa apoiada verticalmente, para que o topo do encapsulamento do LED coincidissem com o seu centro e, ao mesmo tempo, poder observar-se a distribuição da luz na placa. Deste modo, ao fazer-se rodar a *breadboard* (deslocando a parte rotativa do dispositivo), a deslocação do LED permitiu a leitura de valores para vários ângulos de incidência da luz (Fig. 2.8).



**Fig. 2.8** - Representação esquemática da incidência do feixe luminoso emitido pelo LED, em diferentes ângulos de posicionamento.

Para saber qual o ângulo de incidência respeitante a cada valor detectado foi fixado um transferidor ao dispositivo, paralelamente à base de apoio, em conjunto com a fixação de uma agulha na parte rotativa. Deste modo, a ponta da agulha vai marcando o deslocamento angular do LED no transferidor (o qual se encontra fixo). O topo do LED encontra-se alinhado com o centro do fotodíodo, quando a ponta da agulha marca os 90° no transferidor.



**Fig. 2.9** - Distribuição da luz na placa onde se encontra o fotodíodo, para um ângulo de incidência de luz nulo.

Os valores da intensidade detectada pelo fotodíodo foram lidos, em Volts (V), num Multímetro até um deslocamento angular de  $2\theta = 2 \times 15^\circ$ , coincidente com o valor do semi-ângulo de divergência  $\Theta_{1/2}$  dado pelo fabricante. Foram realizadas medições para duas distâncias diferentes entre o LED e o fotodíodo. O gráfico da distribuição de intensidade em função do ângulo de incidência de luz no fotodíodo (Fig. 2.10) é dado pela média da intensidade relativa obtida nas duas medições, a qual praticamente não varia com a distância entre a fonte e o fotodíodo.

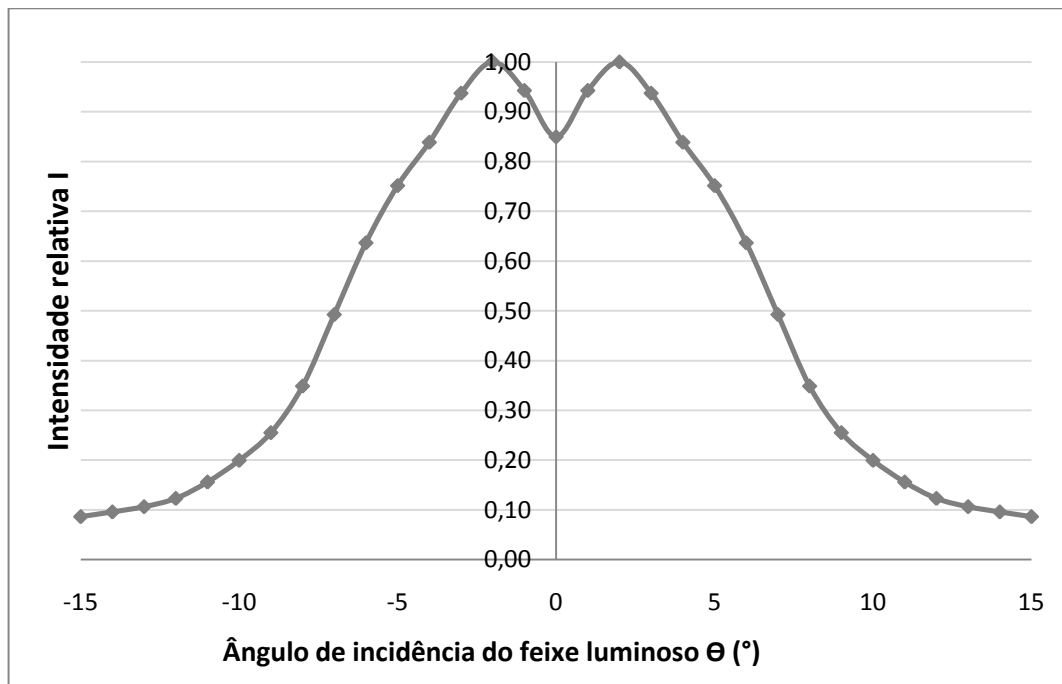


Fig. 2.10 - Intensidade relativa do feixe luminoso do LED em função do ângulo de incidência de luz no fotodíodo.

### 2.1.3 Definição da Fonte Emissora no traçado de raios não-sequencial

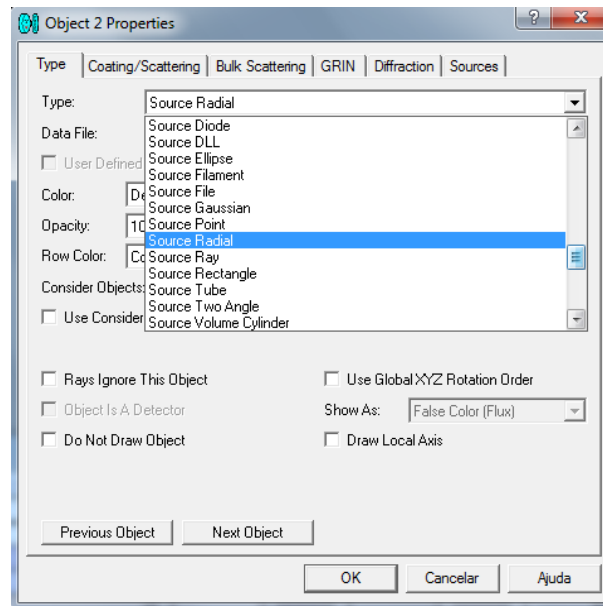


Fig. 2.11 - Tipos de Fontes Radiantes do software ZEMAX®.

Existem vários tipos de fontes emissoras de raios (Fig. 2.11). Todas elas possuem alguns parâmetros em comum, tais como:

- Número de raios aleatórios provenientes da fonte, aquando a representação do esboço da fonte ("*Layout Rays*") e na sua análise computacional ("*Analise Rays*");
- Potência ("*Power*");
- Comprimento de Onda ("*Wavenumber*"). Quando este é definido como zero ("*0*"), os raios provenientes da fonte são escolhidos aleatoriamente consoante o seu peso, definido no editor dos dados do comprimento de onda (Fig. 2.13A)
- Cor ("*Color*") dos raios provenientes da fonte emissora.

Para definir cada LED, foi utilizada a fonte "*Source Radial*". Esta fonte é plana e pode assumir uma forma elíptica ou rectangular, consoante as suas dimensões (*X Half Width* e *Y Half Width*) sejam definidas como negativas ou positivas, respectivamente. Os raios emitidos por esta fonte estão simetricamente distribuídos num dos hemisférios. Esta distribuição é caracterizada por uma curva de ajuste a valores arbitrários de intensidade,  $I$ , em função do ângulo de incidência dos raios. A resolução da curva é definida pelo espaçamento entre os ângulos, o qual é dado pelo número de

pontos (*"number of points"*), que pode ser um número inteiro entre 5 a 180. Devido à simetria da distribuição, os ângulos podem variar entre 0 a 90 graus.

Non-Sequential Component Editor				
Edit Solves Errors Detectors Database Help				
	Object Type	# Layout Rays	# Analysis Rays	Power (Milliwatts)
2	Source Radial	100	10000000	7.000000
3	Source Radial	100	10000000	7.000000
4	Source Radial	100	10000000	7.000000

Non-Sequential Component Editor				
Detectors Database Help				
	Wavenumber	Color #	X Half Width	Y Half Width
	0	3	-2.500000	-2.500000
	0	3	-2.500000	-2.500000
	0	3	-2.500000	-2.500000

Non-Sequential Component Editor				
Detectors Database Help				
	# Of Points	I (0.00)	I (1.00)	I (2.00)
	91	0.850000	0.940000	1.000000
	91	0.850000	0.940000	1.000000
	91	0.850000	0.940000	1.000000

Non-Sequential Component Editor				
Detectors Database Help				
	I (3.00)	I (4.00)	I (5.00)	I (6.00)
	0.940000	0.840000	0.750000	0.640000
	0.940000	0.840000	0.750000	0.640000
	0.940000	0.840000	0.750000	0.640000

Non-Sequential Component Editor				
Detectors Database Help				
	I (7.00)	I (8.00)	I (9.00)	I (10.00)
	0.490000	0.350000	0.260000	0.200000
	0.490000	0.350000	0.260000	0.200000
	0.490000	0.350000	0.260000	0.200000

Source Editor				
Sources Database Help				
I (11.00)	I (12.00)	I (13.00)	I (14.00)	I (15.00)
0.160000	0.120000	0.110000	0.100000	0.090000
0.160000	0.120000	0.110000	0.100000	0.090000
0.160000	0.120000	0.110000	0.100000	0.090000

Fig. 2.12 - Definição dos parâmetros da fonte radial no software ZEMAX®.

As dimensões da fonte foram definidas considerando a luz emitida pela área de secção total do encapsulamento do LED. A intensidade relativa da fonte foi definida até um ângulo de 15° ("I(15.00)"), com uma resolução de 1 grau.

O espectro de emissão do LED foi definido na caixa de diálogo *Wavelength*, tendo como base o espectro de emissão fornecido pelo *datasheet* do fabricante.

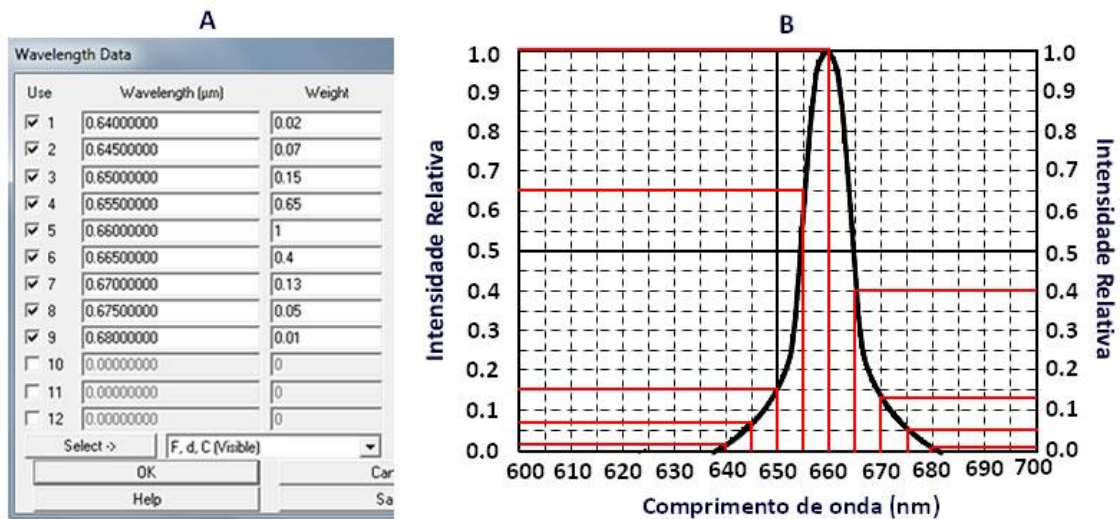


Fig. 2.13 - A - Espectro de emissão do LED programada no software ZEMAX baseado no espectro fornecido pelo fabricante (B).



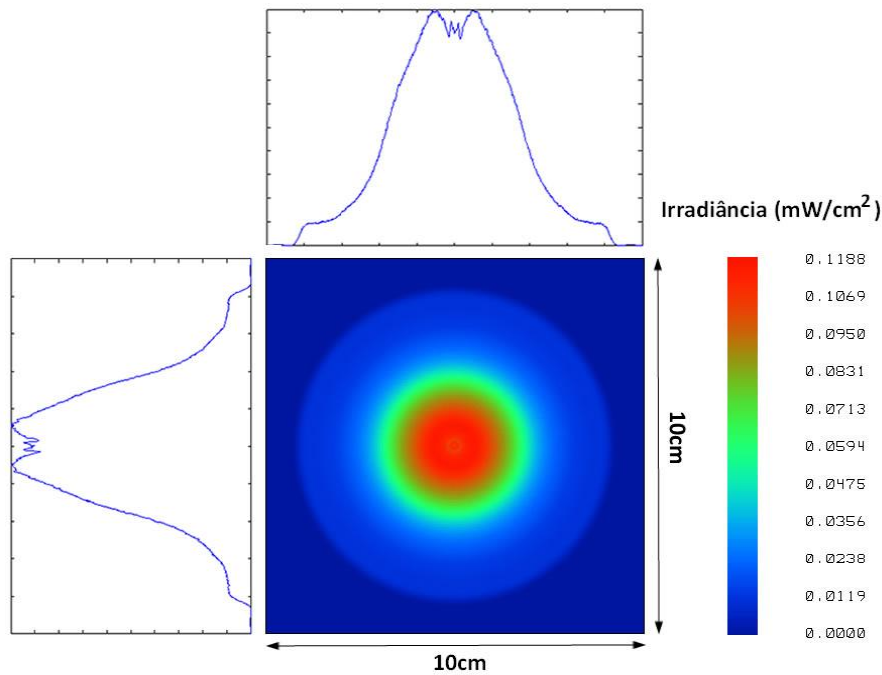


Fig. 2.14 - Distribuição espacial do feixe luminoso emitido pelo LED num detector a 30cm de distância da fonte, simulado no software ZEMAX®.

### 2.1.4 Análise da Fonte de LEDs no traçado de raios não-sequencial

Cada LED da fonte foi definido no ZEMAX® com os mesmos parâmetros para todos, à excepção das coordenadas espaciais, as quais definem a posição de cada um.

Foram efectuadas várias simulações para determinar qual o número de LEDs desejável na fonte, e a distribuição espacial mais adequada dos mesmos. A opção por uma matriz de 100 LEDs compactados revelou ser uma opção simples de construção, capaz de reunir as condições de irradiância e uniformidade desejadas à saída do concentrador. O facto de os LEDs ocuparem uma área de secção quadrada torna mais a sua construção prática mais simples, com menos gasto de material e de tempo de execução.

A maior compactação possível é conseguida com um espaçamento de 5mm entre o centro de cada LED, equivalente ao diâmetro do seu encapsulamento. No entanto, para que isso acontecesse seria necessária a remoção da base dos LEDs (com um diâmetro maior de 5,9mm), através de polimento. Para justificar as vantagens desta opção, ambas as situações - fonte de LEDs sem polimento e com polimento - foram programadas e analisadas no traçado de raios não-sequencial. Na programação da fonte não sujeita a polimento lateral considerou-se a melhor situação possível de

compactação da área ocupada pela fonte, ou seja, considerou-se uma distância entre centros igual ao diâmetro da base dos LEDs.

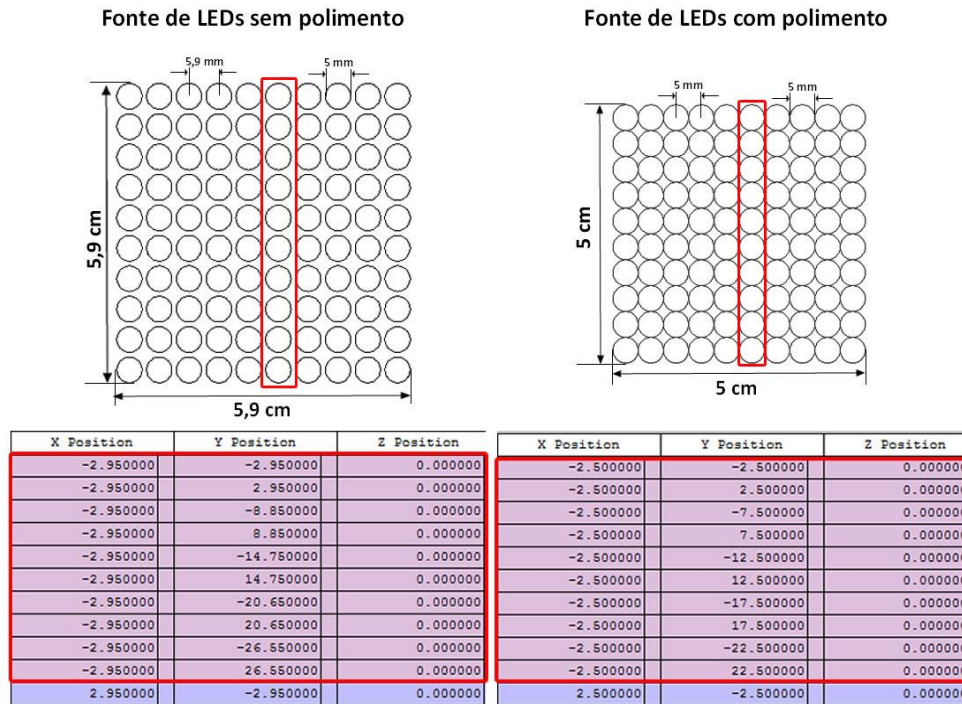


Fig. 2.15 - Esquema da fonte de LEDs sem e com polimento, definida no software ZEMAX®, e respectiva definição das coordenadas de posição.

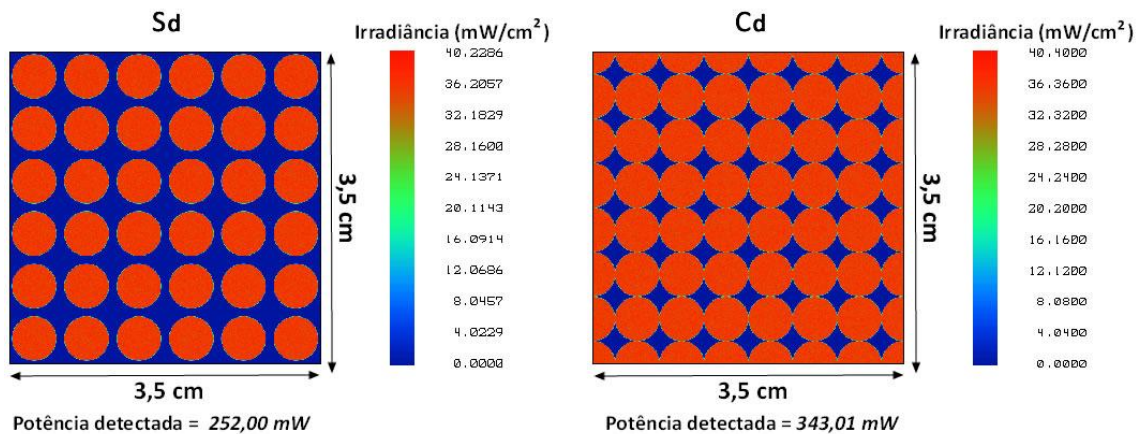


Fig. 2.16 - Análise da potência detectada à saída de cada fonte, (S<sub>d</sub>) sem e (C<sub>d</sub>) com polimento, para uma área central de 3,5cmx3,5cm.

Ao comparar-se ambas as situações, fonte sem e com polimento, verifica-se uma redução na área ocupada pela fonte com polimento lateral de 28% relativamente à área ocupada pela fonte não sujeita a polimento. Consequentemente, a potência fornecida pela fonte polida lateralmente, numa dada área, irá ser maior devido a abranger uma maior quantidade de LEDs.

**Tabela 3** - Comparação entre os valores de irradiância obtidos para as fontes de LEDs, sem ( $I_{sd}$ ) e com ( $I_{cd}$ ) polimento lateral da base, respectivamente, para uma área central de  $3,5cm \times 3,5cm$ :

Irradiância $I$ ( $mW/cm^2$ )	
$I_{sd}$	$I_{cd}$
20,57	28,00
$I_{cd}/I_{sd} \approx 1,36$	

Obtém-se, assim, um valor de irradiância para a fonte com polimento cerca de 36% maior ao valor obtido para a fonte sem polimento.

A opção por uma área de LEDs mais compacta, e portanto mais uniforme torna-se vantajosa na optimização do concentrador para a eficácia da transmissão de luz e obtenção de uma maior uniformidade à saída do mesmo, com menos gasto de material. Uma fonte com LEDs sem polimento lateral da base iria necessitar de um concentrador de maiores dimensões para obter resultados idênticos.

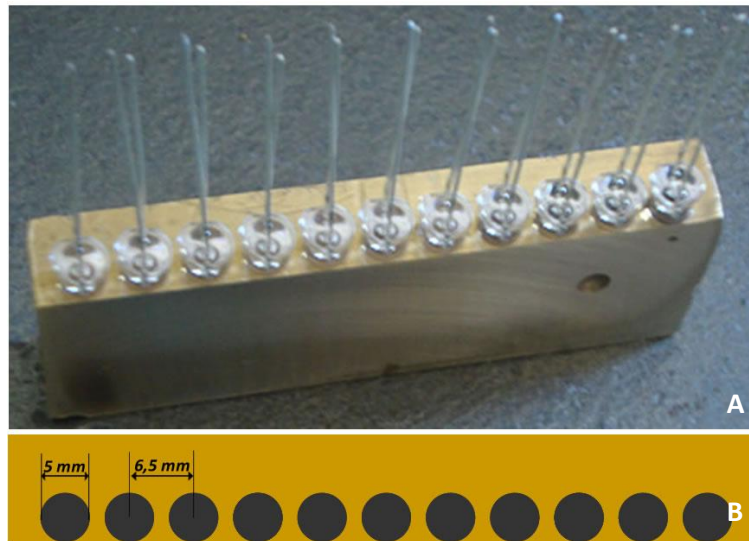
### 2.1.5 Construção da Fonte de LEDs



**Fig. 2.17** - Fonte constituída por uma matriz de LEDs  $10 \times 10$ , com espaçamento de 5mm entre centros.

Com o intuito de se obter uma área de emissão mais compacta, útil no posterior aproveitamento de luz à saída do concentrador, foi então efectuado o polimento lateral da base de cada LED.

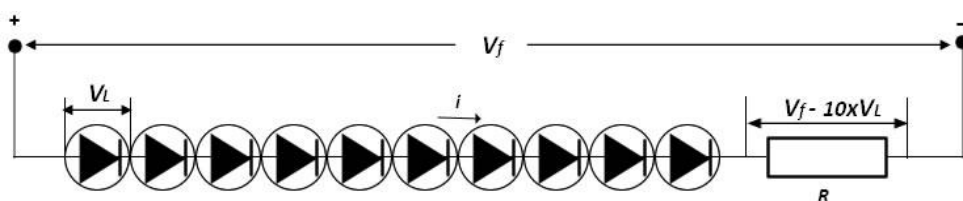
Para o polimento ser efectuado com eficácia, com o mínimo de danos possível, e com um tempo de realização relativamente curto, recorreu-se à utilização de uma peça de encaixe para os LEDs (Fig. 2.18).



**Fig. 2.18-** (A) Peça em latão que serviu de suporte para polimento dos LEDs e (B) respectivas dimensões dos furos de encaixe.

Os furos da peça que serviu de suporte para polimento dos LEDs foram feitos na Máquina de Controlo Numérico Computorizado (CNC - *Computerized Numeric Control*), do departamento de Mecânica e Gestão Industrial da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa. A peça é composta por 11 furos com diâmetro de 5mm, com um espaçamento mínimo necessário de 6,5mm entre centros. Os furos foram dispostos a uma distância ínfima de uma das margens, de forma a garantir o polimento eficaz da base dos LEDs, sem estragar o encapsulamento.

Após o polimento dos LEDs, os LEDs foram soldados numa placa de circuito impresso, dispostos em 10 filas ligadas em paralelo, cada uma constituída por 10 LEDs ligados em série.



**Fig. 2.19 -** Esquema ilustrativo do circuito de funcionamento de uma fila de LEDs em série.

Cada fila de LEDs foi alimentada com uma tensão  $V_f$  de 24V. As resistências foram calculadas de modo a passar uma corrente entre 20 a 30mA pela fila de LEDs, analogamente à expressão 1.4:

$$R = \frac{V_f - 10 \times V_L}{i} \quad (1.5)$$

Uma vez construída a fonte de LEDs, foram feitos alguns ensaios experimentais para testar a fonte e determinar a potência emitida à sua saída, os quais se encontram explicados mais adiante em 2.2.3.2, juntamente com as medições efectuadas com o protótipo no seu conjunto.

## 2.2 Optimização e Construção do Concentrador

A construção do concentrador teve como objectivo concentrar a luz emitida pela fonte de LEDs numa área menor, de modo a poder adaptar-se a situações de tratamento de lesões cutâneas. A maior irradiância e uniformidade à saída do concentrador permitem, assim, a obtenção de um maior potencial terapêutico na região lesada sem que, para tal, a luz seja muito difundida pelo tecido saudável envolvente.

### 2.2.1 Escolha dos parâmetros do Concentrador

Na construção e optimização do concentrador foi tido em conta alguns parâmetros essenciais, tais como:

- A Irradiância pretendida à saída do concentrador, a qual deveria ter um valor próximo dos valores de irradiância encontrados na literatura, utilizados no tratamento do mesmo tipo de lesões estudadas no âmbito do projecto;
- A Reflectância do material utilizado, de modo a garantir a eficácia de transmissão da luz, com o mínimo de perdas por absorção, e maior uniformidade possível;
- O comprimento  $L$  do concentrador, ajustado aos restantes parâmetros de forma a permitir a eficácia da concentração da luz na área pretendida e a sua uniformidade, sem que, para tal, seja preciso um gasto de material desnecessário, aliado a um concentrador demasiado comprido.

### 2.2.1.1 Irradiância

Vários estudos têm sido efectuados para determinar qual a melhor dose a aplicar no tratamento com luz de baixa potência, consoante o tipo de lesão e/ou patologia a ser tratada, bem como das características do tecido. A escolha da dose correcta está directamente relacionada com a irradiância aplicada, uma vez que esta deve ser maior que um certo valor de limite fisiológico, para um determinado alvo, para que a dose aplicada tenha efeito<sup>(6)</sup>.

Deste modo, uma vez que a dose pode ser controlada pela variação da irradiância e tempo de exposição, pode-se assim otimizar o concentrador, de forma a obter-se à sua saída um valor de irradiância próximo dos valores geralmente referidos pela literatura nas mesmas aplicações de tratamento estudadas.

Os dispositivos com LEDs mais utilizados em fototerapia, nomeadamente com o objectivo de reparação de feridas, possuem irradiâncias típicas entre  $10 - 50 \text{ mW/cm}^2$ <sup>(18)</sup>.

A NASA tem desenvolvido vários estudos sobre o efeito dos LEDs na cicatrização de feridas em ratos e na proliferação de células, *in vitro*, inerentes ao desenvolvimento deste processo. Os estudos efectuados, com comprimentos de onda na gama do vermelho e infravermelho próximo (670nm, 728nm e 880nm) e uma irradiância próxima de  $50 \text{ mW/cm}^2$ , têm apresentado resultados positivos, revelando uma redução da área da ferida e um aumento na proliferação de fibroblastos, síntese de colagénio e angiogénese. Também, em estudos realizados com humanos, os dispositivos de LEDs utilizados pela NASA têm revelado uma aceleração da cicatrização de lacerações ou lesões originadas por terapias evasivas e redução de dor<sup>(9)</sup>.

O valor de irradiância de  $50 \text{ mW/cm}^2$ , em dispositivos com LEDs, tem sido utilizado também em várias aplicações, tais como a terapia fotodinâmica, fotorejuvenescimento e no tratamento de inflamações originadas por terapias anteriores, como o caso da hiperpigmentação pós-inflamatória<sup>(6)</sup>.

Desta forma, procurou-se atingir uma irradiância próxima de  $50 \text{ mW/cm}^2$  à saída do concentrador.

### 2.2.1.2 Reflectância

A reflectância define a proporção da radiação que é reflectida ao incidir numa dada superfície. Deste modo, para garantir uma eficácia elevada na transmissão da luz através do concentrador, é essencial que o material utilizado apresente uma reflectância elevada.



O Alumínio apresenta uma reflectância maior que 86% desde a região do UV até ao infravermelho, sendo aproximadamente de 90% para o comprimento de onda de 660nm (Fig. 2.20)

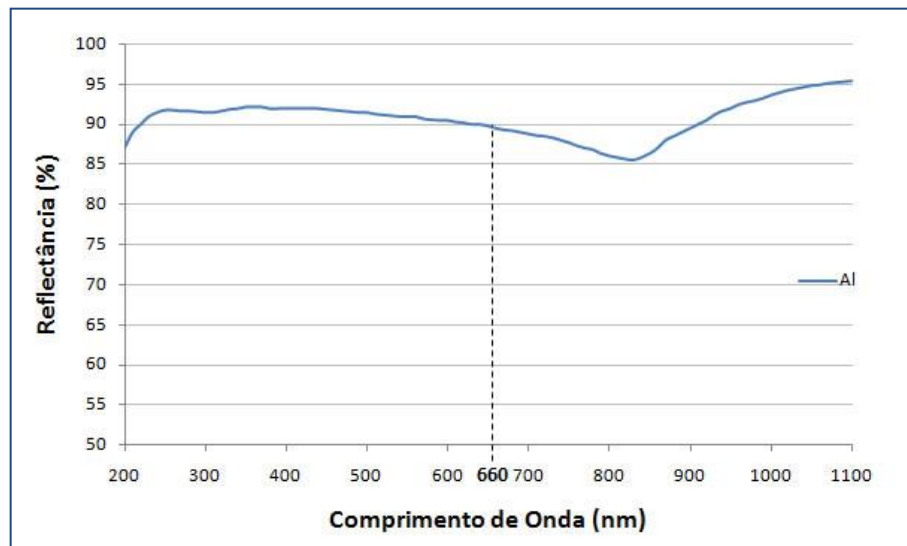


Fig. 2.20 - Espectro da Reflectância do Alumínio. <sup>(34)</sup>

A alta reflectância do alumínio satisfaz, assim, os requisitos do material a ser utilizado no revestimento (*coating*) das superfícies internas do concentrador.

### 2.2.2 Definição do Concentrador no traçado de raios não-sequencial

Para optimização do concentrador foi utilizado o objecto não-sequencial "*Rectangular Pipe*", o qual é constituído por 4 lados fechados. As faces de topo - frontal e posterior - encontram-se abertas.

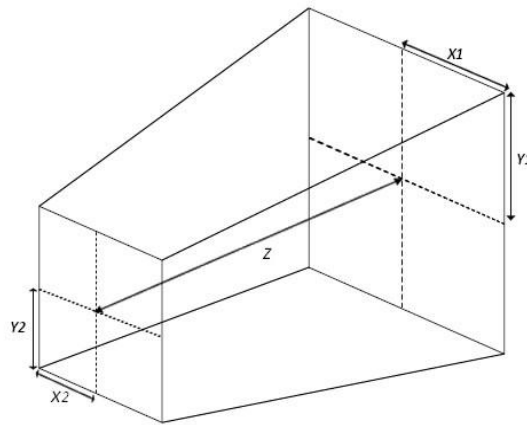


Fig. 2.21 - Esquema do objecto não-sequencial "Rectangular Pipe".

Non-Sequential Component Editor						
Edit Solves Errors Detectors Database Help						
Object Type	Comment	Ref Object	Inside Of			
101	Null Object	0	0			
102	Rectangular . .	-1	0			

Non-Sequential Component Editor						
Detectors Database Help						
X Position	Y Position	Z Position	Tilt About X	Tilt About Y	Tilt About Z	
0.000000	0.000000	-8.600000	0.000000	0.000000	0.000000	
0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	

Material	X1 Half Width	Y1 Half Width	
MIRROR	27.500000	27.500000	

Z Length	X2 Half Width	Y2 Half Width	
180.000000	17.500000	17.500000	

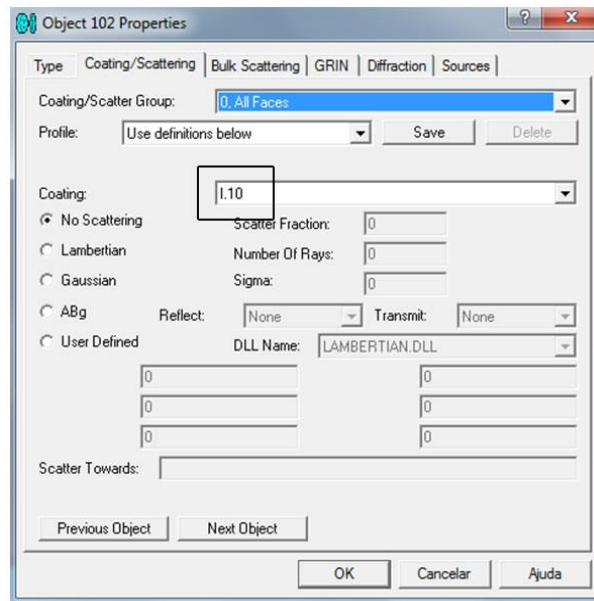
  

Non-Sequential Component Editor						
Detectors Database Help						
Front X Angle	Front Y Angle	Rear X Angle	Rear Y Angle			
0.000000	0.000000	0.000000	0.000000			

Fig. 2.22 - Definição dos principais parâmetros do concentrador no software ZEMAX®.

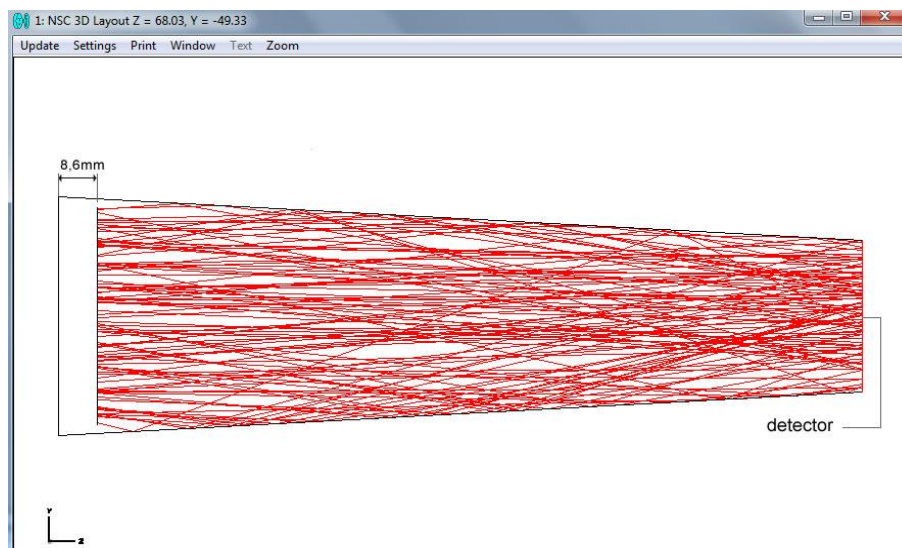
No tipo de material, a opção "MIRROR" é utilizada para definir o concentrador como um objecto reflector. O tipo de revestimento foi escolhido para uma reflectância de 90% (I.10), próxima da reflectância do alumínio para o comprimento de onda utilizado.





**Fig. 2.23** - Tipo de revestimento interior (*coating*) definido para o concentrador. O formato 1.10 significa que 10% da radiação é transmitida ao concentrador, considerando-se a restante reflectida (90%).

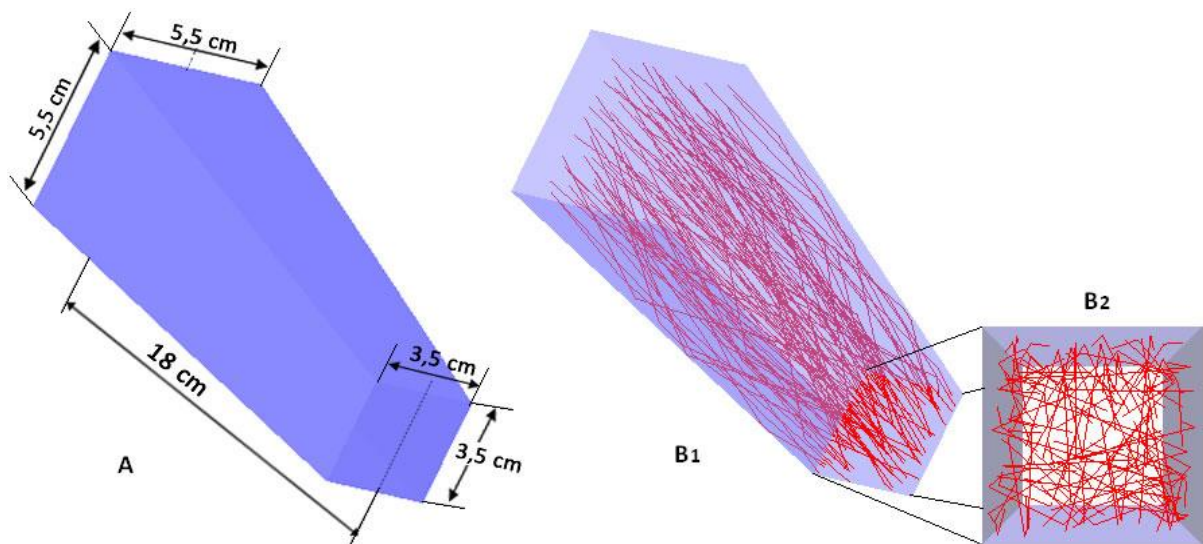
Para facilitar o posicionamento central do concentrador em relação à fonte, este foi referenciado em relação a um objecto não-existente "*Null-object*", cujas coordenadas de referência localizam-se no ponto (0,0,0). Deste modo, qualquer alteração no valor destas coordenadas corresponde a um deslocamento idêntico do concentrador.



**Fig. 2.24** - Representação do traçado de raios da fonte no concentrador (*NSC 3Dlayout*).

Foram efectuadas várias simulações para optimização das dimensões do concentrador, de modo a reunir as condições de eficácia da concentração e uniformidade da luz na sua saída. Em

baixo, encontram-se as dimensões do concentrador que proporcionaram melhores resultados face às características pretendidas:



**Fig. 2.25 - (A)** Esquema do concentrador com as respectivas dimensões optimizadas e **(B)** exemplo do traçado de raios aleatórios provenientes da fonte de LEDs. Na imagem B<sub>2</sub> verifica-se a concentração de raios em rede, típica dos sistemas não formadores de imagem.

A área de entrada de  $5,5\text{mm} \times 5,5\text{mm}$  foi escolhida de modo a deixar um espaçamento seguro entre os LEDs e o concentrador, uma vez que este é encaixado junto à base da fonte de LEDs, de modo a proporcionar uma fixação mais simples e segura.

As condições de uniformidade e irradiância pretendidas puderam ser analisadas com a inserção de um detector à saída do concentrador.

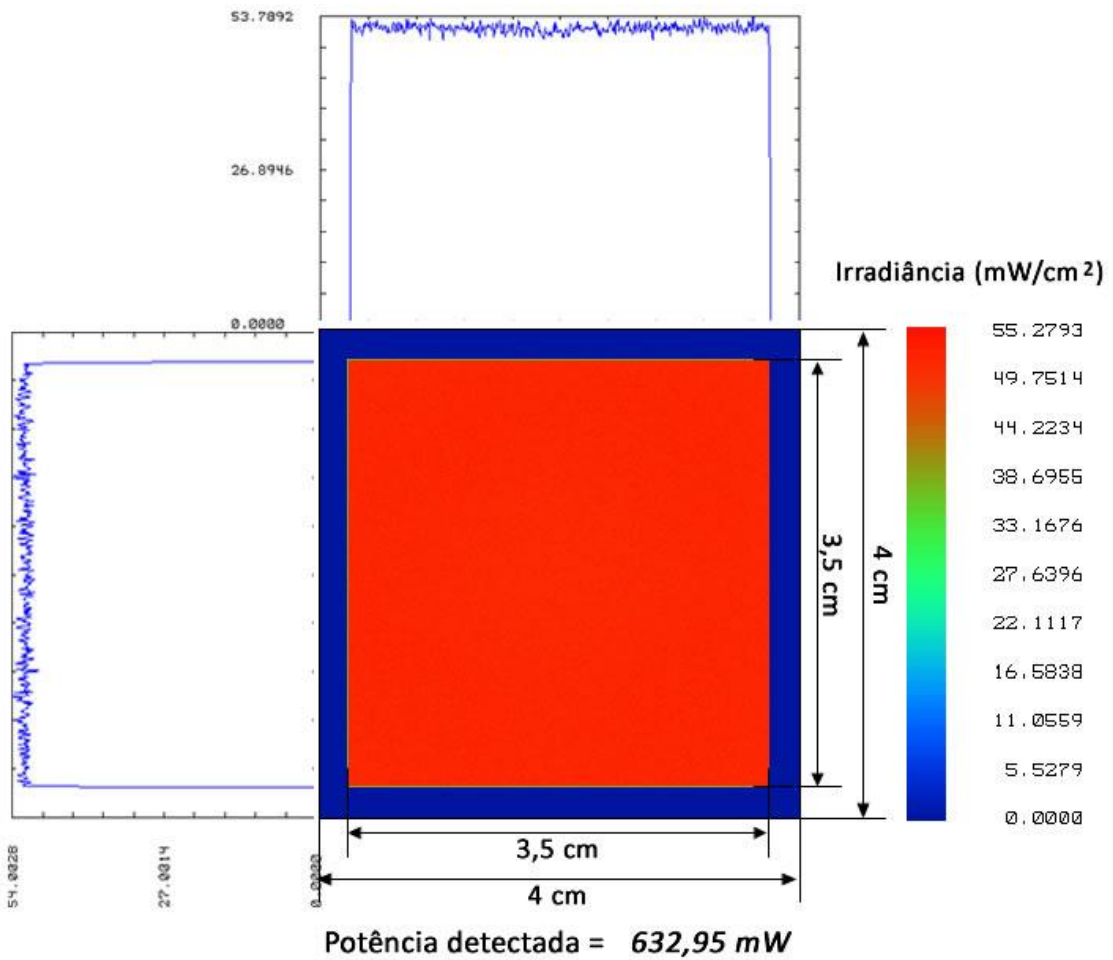


Fig. 2.26 - Análise da potência detectada e uniformidade à saída do concentrador, para os parâmetros otimizados.

Como se pode observar, é evidente a obtenção da uniformidade à saída do concentrador e uma eficiência de cerca de 90% de transmissão de luz, a qual é dada pela expressão:

$$\frac{\text{Potência na saída do concentrador (mW)}}{\text{Potência na entrada do concentrador (mW)}} \times 100\% \tag{1.6}$$

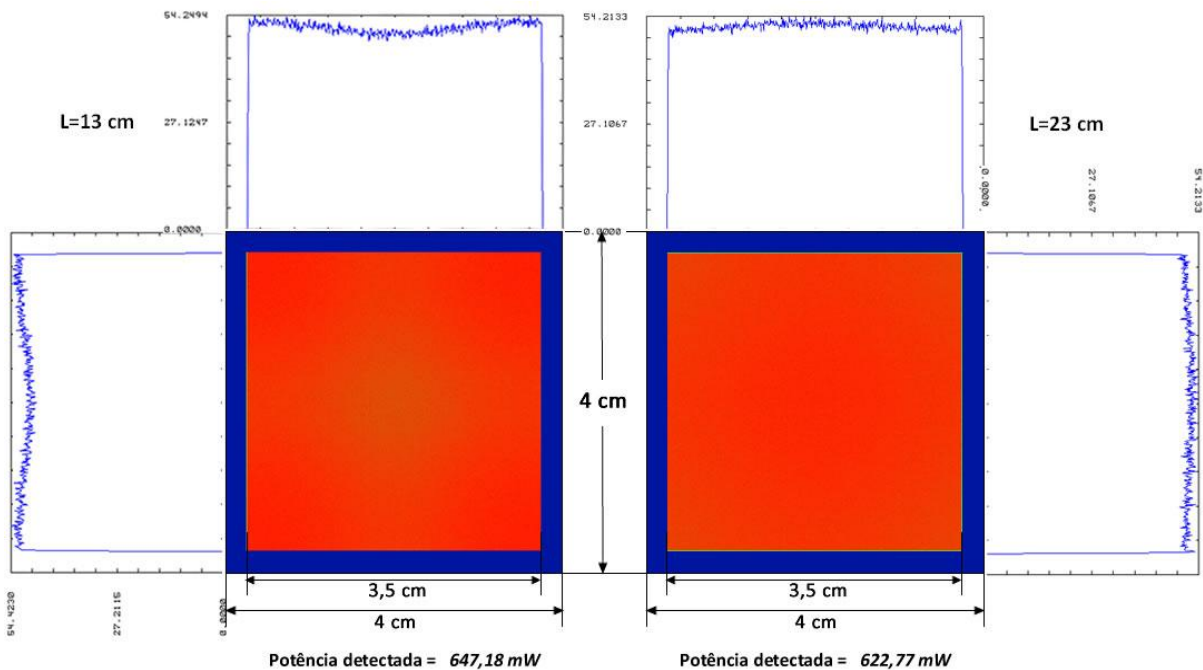
Em que a potência à entrada do concentrador é dada pelo somatório das potências emitidas por cada LED, ou seja 700mW (=100x7mW).

**Tabela 4** - Comparação entre os valores da potência e irradiância à entrada ( $I_{Ec}$ ) e saída ( $I_{Sc}$ ) do concentrador, com os parâmetros otimizados:

Irradiância $I$ ( $mW/cm^2$ )	
$I_{Ec}$	$I_{Sc}$
28,00	51,67
$I_{Ec}/I_{Sc} \approx 1,85$	

Na simulação, para os parâmetros otimizados, conseguiu-se obter a irradiância desejada de aproximadamente  $50mW/cm^2$ , à saída do concentrador, a qual excede a irradiância na sua entrada em cerca de 85%.

De modo a estabelecer-se melhor uma comparação do que acontece à saída do concentrador, para outros comprimentos L diferentes do otimizado, encontram-se representadas, em baixo, duas situações: uma para um comprimento menor (-5 cm) que o otimizado e outra para um comprimento maior (+5 cm).



**Fig. 2.27** - Análise da potência detectada e uniformidade à saída do concentrador, para L=13 cm e L=23 cm, respectivamente.

Ao analisar-se as duas situações, verifica-se assim, que para comprimentos mais pequenos do que o valor otimizado, começa a evidenciar-se uma maior intensidade da luz nos extremos da saída

concentrador, sucedendo o inverso para comprimentos mais longos, onde o centro começa a intensificar-se. Contudo, embora com uma alteração significativa do comprimento do concentrador (5cm), a diferença de uniformidade não é muito significativa. Este facto torna-se vantajoso durante a construção do concentrador, pois mesmo que ocorra um pequeno erro de dimensionamento, devido ao corte e/ou polimento do material, a luz continua a ser uniforme à sua saída.

Uma vez determinados os parâmetros óptimos do concentrador, por análise computacional, passou-se então à sua construção.

### 2.2.3 Construção do Concentrador

O material escolhido o concentrador foi o alumínio. Devido à sua espessura, foi necessário projectar o concentrador em duas partes, para ser viável a sua construção do concentrador, como demonstrado na Fig. 2.28.

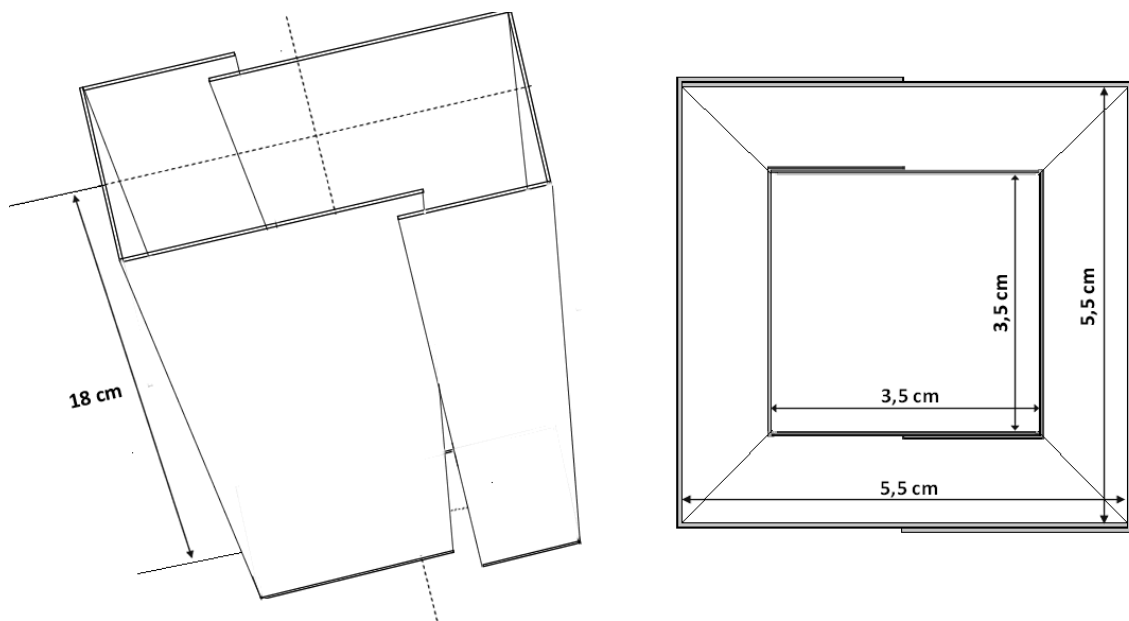
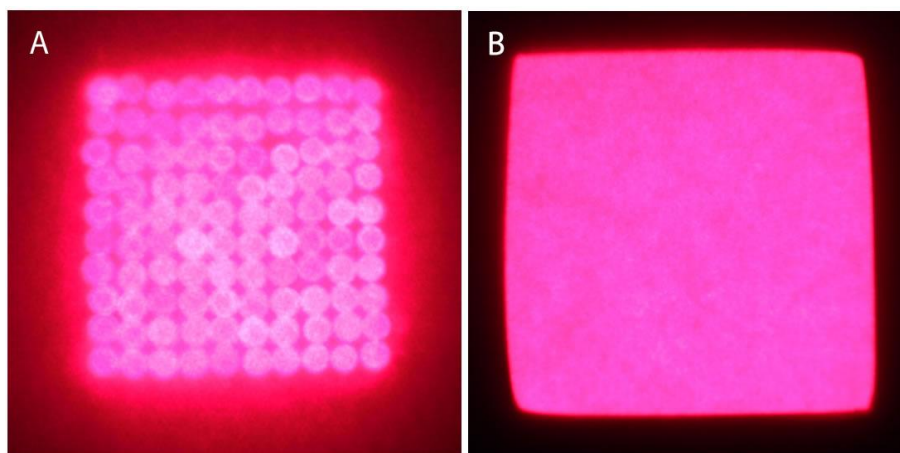


Fig. 2.28 - Esquema das dimensões e construção do concentrador.

A divisão do concentrador permitiu, também, uma maior facilidade e eficácia do polimento das suas extremidades. As duas partes foram acopladas de forma a garantir o máximo aproveitamento do seu revestimento.

Após a sua construção, o concentrador foi então fixado à placa de circuito impresso, de forma à sua entrada ficar centrada com a fonte de LEDs.

### 2.2.3.1 Uniformidade

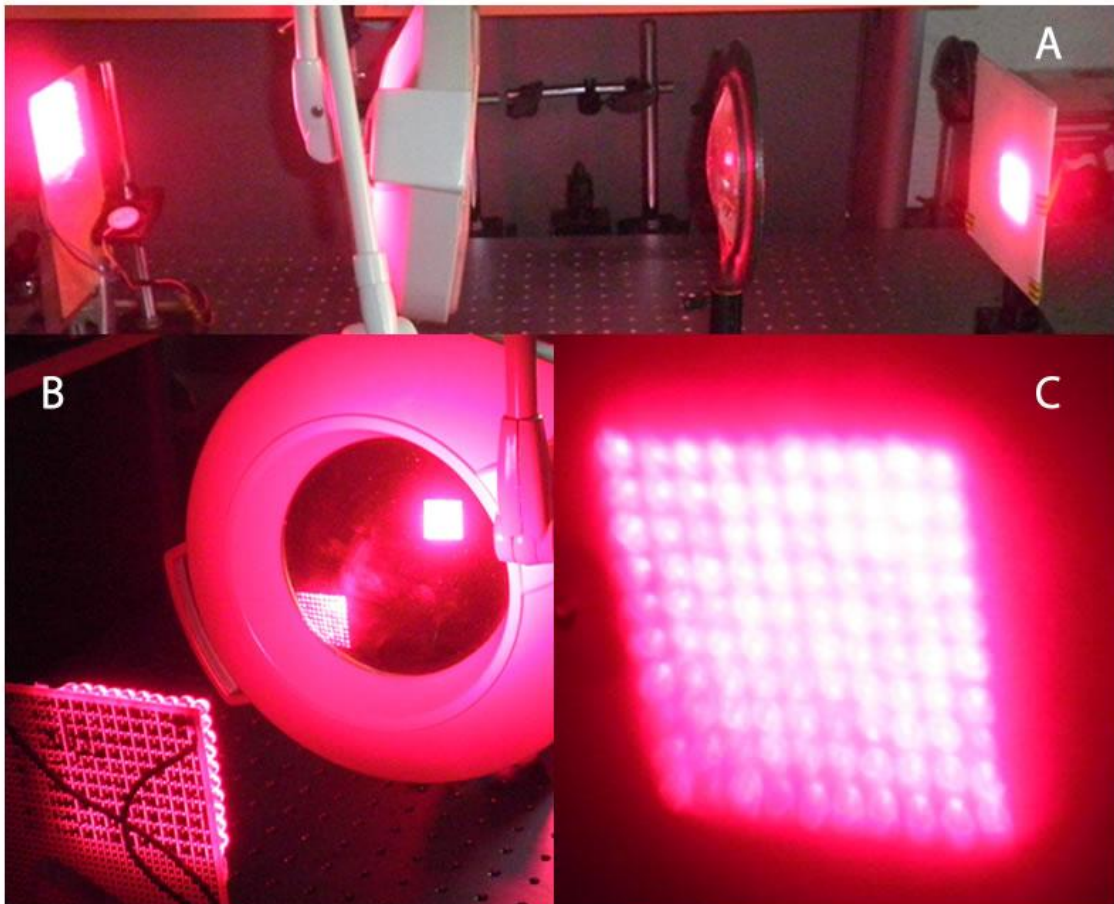


**Fig. 2.29** - Comparação entre a uniformidade da luz **(A)** emitida pela fonte de LEDs e **(B)** à saída do concentrador, através da utilização de um papel branco à saída de cada componente.

Através das imagens torna-se evidente a vantagem do uso de concentrador na obtenção de uniformidade e na eficaz concentração de luz, o que não é possível ser obtido por um sistema de lentes convencional de formação de imagem.

Para ilustrar essa situação foi efectuada uma montagem experimental com um sistema de duas lentes alinhadas com a fonte de LEDs (Fig. 2.30).





**Fig. 2.30** - Montagem experimental efectuada com um sistema de lentes alinhado com a fonte de LEDs (A e B), com o objectivo de comparar a imagem obtida por este sistema (C) em relação à imagem uniforme na saída do concentrador.

Com este sistema de lentes simples a obtenção de uma imagem com dimensões próximas à área de saída do concentrador só é alcançada a uma distância muito grande da fonte (Fig. 2.30A), comparativamente ao comprimento do concentrador de apenas *18 cm*. É evidente a grande dispersão de luz ao longo do caminho óptico (Fig. 2.30B), contribuindo para uma imagem não uniforme e dispersa (Fig. 2.30C).

Para ser possível a obtenção das características de uniformidade e concentração seria necessário um sistema mais complexo e bastante caro. A grande distância necessária entre a fonte e imagem, bem como a dispersão de luz ao longo da mesma, tornariam inviável a utilização de um protótipo de formação de imagem, para o tipo de aplicações desejadas.

2.2.3.2 Medição da potência e cálculo da irradiância à entrada e saída do concentrador

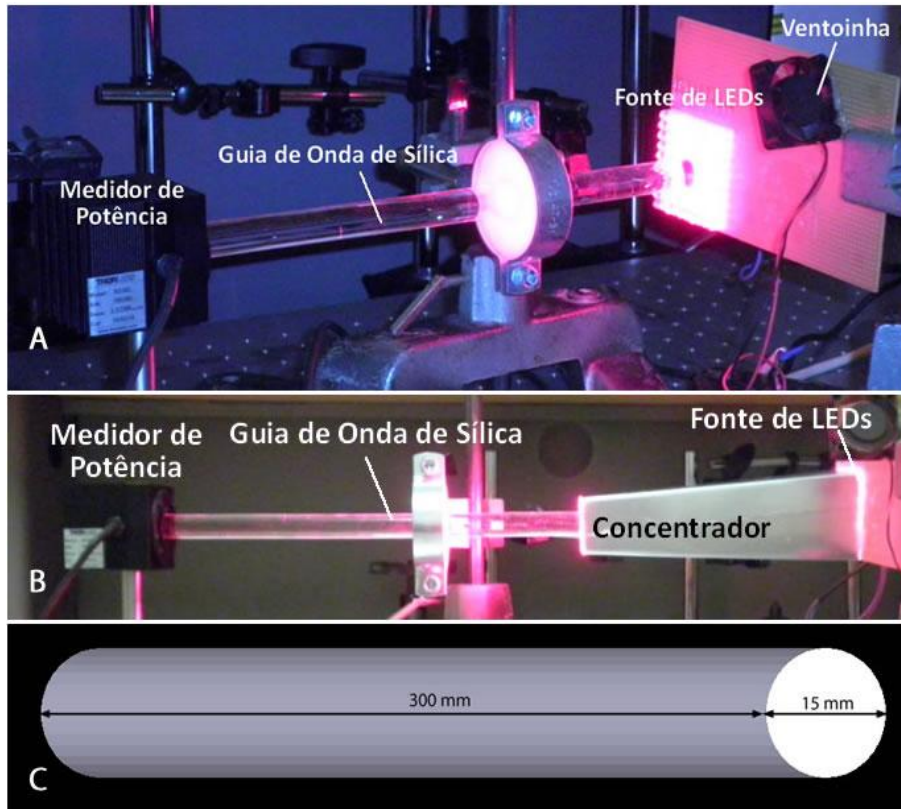
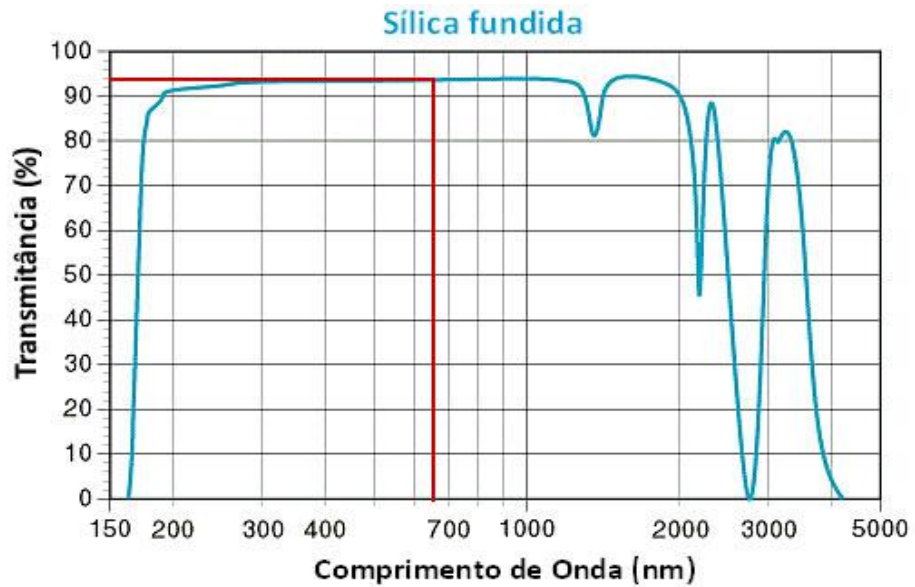


Fig. 2.31 - Montagem utilizada na determinação experimental da potência: (A) à entrada e (B) à saída do concentrador. (C) Dimensões da guia de onda utilizada para o efeito.

A necessidade da utilização de uma guia de onda na medição experimental da potência, à entrada e saída do concentrador, deveu-se ao pequeno diâmetro do detector do medidor de potência ( $\varnothing = 20mm$ ). Uma vez que a guia possui um diâmetro inferior, de  $\varnothing = 15mm$ , poderia transmitir luz mais próximo do detector e com mais eficiência.

Escolheu-se o material da guia de onda com base no facto da *Sílica* ter uma boa transmissão para o comprimento de onda emitido pelos LEDs (Fig. 2.32), oferecendo ainda uma boa homogeneidade.





**Fig. 2.32** - Espectro de transmissão da Sílica fundida. Este material apresenta uma boa transmitância para a gama de comprimentos entre os 200nm e 2000nm, sendo cerca de 97% nos 660nm. <sup>(35)</sup>

Na determinação experimental da potência e irradiância teve que se ter em conta as perdas de transmissão na guia, em função dos ângulo de incidência de luz, à entrada e saída do concentrador.

Na situação A considerou-se uma eficiência de transmissão de 90% face a um ângulo de incidência pequeno emitido por cada LED da fonte. Na situação B, uma vez que o ângulo de incidência de luz na guia é maior devido à luz concentrada na saída do concentrador, a perda de luz na fibra é maior. Nesta situação foi considerada uma transmissão de luz de 65%. Os valores de transmissão escolhidos encontram-se referenciados num estudo sobre a transmissão de energia solar com elevada potência através de guias de Sílica fundida <sup>(36)</sup>.

**Tabela 5** - Comparação entre os valores de potência detectados e os valores de potência corrigidos, tendo em conta a perda de transmissão da guia à entrada e saída do concentrador:

Entrada do Concentrador	Saída do Concentrador
<b>Potência detectada (mW)</b>	
34,4	46,3
<b>Potência corrigida (mW)</b>	
38,22	71,23

Para o cálculo da irradiância foram tidos em conta os valores de potência corrigidos e uma área de  $\pi r^2$ , sendo r igual à metade do diâmetro de 15mm da guia utilizada.

**Tabela 6** - Comparação entre os valores de irradiância determinados experimentalmente e os valores simulados, à entrada ( $I_{Ec}$ ) e saída ( $I_{Sc}$ ) do concentrador:

Irradiância $I$ ( $mW/cm^2$ )	
Valores Experimentais	Valores obtidos por Simulação
<b>Entrada do Concentrador</b>	
21,63	28,00
<b>Saída do Concentrador</b>	
40,31	51,67
<b><math>I_{Sc}/I_{Ec}</math></b>	
1,86	1,85

O valor da irradiância medida, experimentalmente, à saída do concentrador é cerca de 78% do valor obtido por simulação. A diferença de valores existente entre os resultados já seria esperada devido à existência de diversos factores inerentes à optimização e construção tanto da fonte como do concentrador:

- A optimização da fonte de LEDs no software ZEMAX® foi feita com base na repetição de 100 LEDs idênticos, programados com o mesmo valor de potência, o qual foi medido experimentalmente. No entanto, o valor das resistências calculadas para cada fila de LEDs da fonte difere do cálculo e do valor da resistência na ligação de apenas um LED. Desta forma, existem sempre ligeiras diferenças na corrente que passa em cada LED e, portanto, variações na potência emitida pela fonte utilizada.

-Em relação ao concentrador, o revestimento do material foi programado para uma reflectância idêntica à do alumínio (cerca de 90%), no entanto e na realidade, devido ao tipo de fabrico, poderá haver ligeiras diferenças que alterem a percentagem de reflectância do material utilizado. Além disso, é de não esquecer que, para a viabilidade de construção do concentrador, esta teve de ser efectuada duas partes, o que poderá ter levado a mais perdas de luz por absorção ao longo do concentrador e, portanto, a uma potência de saída mas baixa.

Contudo, observa-se uma razão idêntica entre as irradiâncias à saída e entrada do concentrador nos valores obtidos experimentalmente e por simulação. Isto indica que bastaria

baixar-se ligeiramente o valor das resistências da fonte para obter uma potência emitida maior e um valor mais próximo do desejado e obtido por simulação.

Deste modo, pode constatar-se a eficácia de construção do concentrador, que consegue reunir uma boa capacidade de concentração e uniformidade na sua saída. Além disso, o valor de irradiância obtido à saída do concentrador demonstrou ser suficiente para produção de um efeito fotoestimulador, como demonstrado no *Capítulo 3*, nos resultados obtidos para dois tipos de lesões cutâneas.

### 2.2.3.3 Temperatura

Durante o funcionamento da fonte de LEDs, foi medida a temperatura ao longo do concentrador.



Fig. 2.33 - (A) Medição da temperatura ao longo do concentrador através de (B) um termómetro digital da marca Thorlabs.

A temperatura foi medida em três pontos do concentrador - junto à fonte (como representado na Fig. 2.33A), ao meio do concentrador e junto à sua saída, após 5 minutos do funcionamento da fonte, e em duas situações - com e sem ventoinha.

Mediu-se, também, a temperatura ao longo do concentrador antes de se ligar a fonte, a qual se verificou ser constante. Os valores medidos encontram-se registados, em baixo, na Tabela 7.

**Tabela 7** - Valores da medição da temperatura ao longo do concentrador:

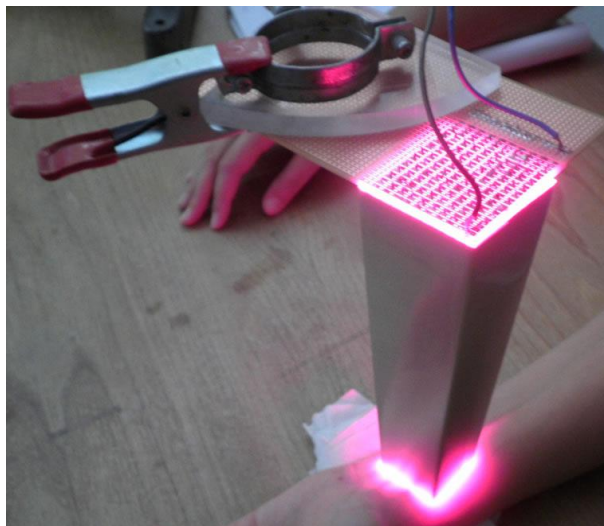
Local de medição da temperatura	Com ventoinha		Sem ventoinha	
	0 min	5 min	0 min	5 min
Junto à entrada do concentrador	25°C	28,3°C	24,5°C	28,7°C
Meio do concentrador	25°C	27,9°C	24,5°C	27,3 °C
Junto à saída do concentrador	25,1°C	26,9°C	24,5°C	26,8°C

Verifica-se que a temperatura diminui ao longo do concentrador, mesmo sem o uso de ventoinha para o arrefecimento dos LEDs e resistências. Isto garante que o tecido alvo a ser tratado não aqueça substancialmente.

## CAPÍTULO 3

### 3 Resultados da aplicação do protótipo em Hiperpigmentação Pós-Inflamatória decorrente de Ventosaterapia.

O protótipo foi testado em hiperpigmentação cutânea decorrente de uma técnica terapêutica - Ventosaterapia - em dois voluntários que recorreram à mesma por motivos de saúde. A técnica foi executada por uma especialista na área de acupunctura.



**Fig. 3.1** - Demonstração do funcionamento do protótipo numa possível situação de tratamento de lesões.

A ventosaterapia (ou "*cupping*") é uma técnica terapêutica muito utilizada em medicina oriental, que recorre ao uso de ventosas, no tratamento de várias patologias. O efeito de ventosa pode ser obtido através da utilização de copos, em que a pressão dentro deste é reduzida, ou por calor ou por bombeamento de ar (Fig. 3.2)<sup>(19,20)</sup>.

O dorso é a região normalmente escolhida no tratamento por Ventosaterapia, devido à confluência de vários pontos de acupunctura e pelo facto de ser uma região plana e de fácil acesso.

A baixa pressão no interior do copo provoca a expansão dos vasos o que frequentemente origina uma mancha de cor púrpura na região onde a pele foi sugada. Esta mancha desaparece ao fim de poucos dias <sup>(19)</sup>.

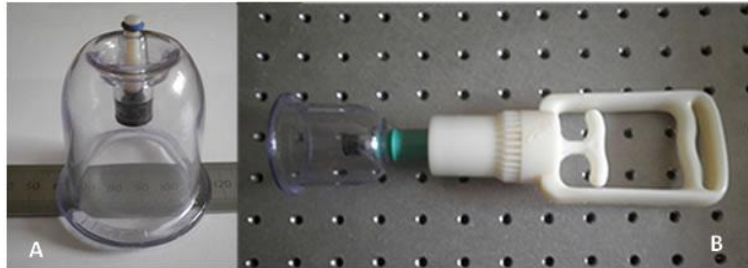


Fig. 3.2 - (A) Copo de vidro com diâmetro de 5,5cm e (B) compressor manual, utilizados em Ventosaterapia.

A escolha deste tipo de lesões para estudo deveu-se a vários factores:

- As manchas decorrentes do uso desta técnica não causam problemas à saúde e bem-estar do indivíduo ao qual seja indicado este tipo de tratamento;
- O efeito benéfico dos LEDs em lesões semelhantes, para um comprimento de onda de 660nm, já foi demonstrado em estudos efectuados para prevenção de Hiperpigmentação Pós-Inflamatória <sup>(6)</sup>;
- O facto das manchas originadas por esta técnica se deverem a um aumento do aporte sanguíneo local facilita a leitura de resultados, comparativamente a uma região que não tenha sofrido "agressão".

Após um período de estabilização de 24 horas dos locais sujeitos a ventosa, iniciou-se a irradiação com luz LED em duas manchas simétricas, em cada um dos voluntários.

Para estudar o efeito da irradiação com luz concentrada comparativamente à emissão de luz não concentrada, numa das manchas foi testado o protótipo no seu conjunto (fonte de LEDs acoplada a concentrador), enquanto na outra mancha a fonte de luz foi utilizada sem o uso de concentrador, para a mesma área de tratamento. Para tal, recorreu-se a um acessório em madeira para igualar a área de saída de luz da fonte isolada à área de saída do concentrador (Fig. 3.3).

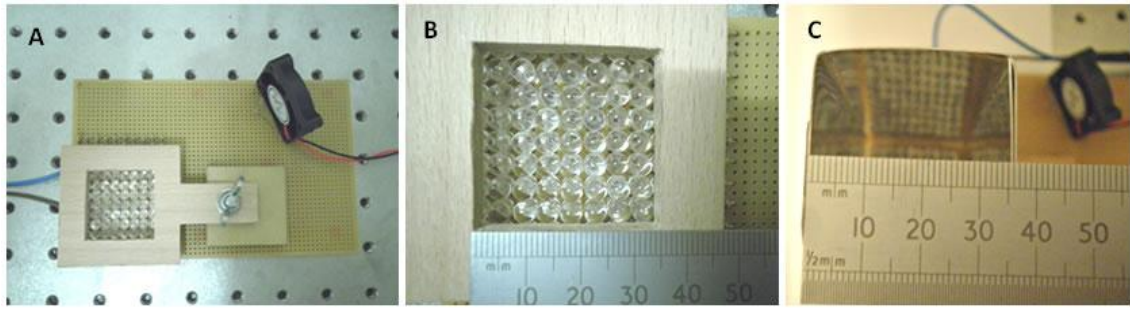


Fig. 3.3 - Acessório de madeira acoplada ao protótipo (A) e respectivas dimensões da área de saída de luz (B) equiparadas às dimensões da área quadrada do concentrador de 3,5cmx3,5cm (C).

Com isto, procurou-se evidenciar diferenças nas manchas, com e sem o uso de concentrador, em duas situações: quando sujeitas ao mesmo tempo de exposição à luz (voluntário 1) e quando sujeitas a densidades de energia idênticas (voluntário 2). O esquema de tratamento utilizado encontra-se representado em baixo.



Fig. 3.4 - Esquema representativo dos testes efectuados nas duas manchas cutâneas, decorrentes de Ventosaterapia, em dois voluntários.

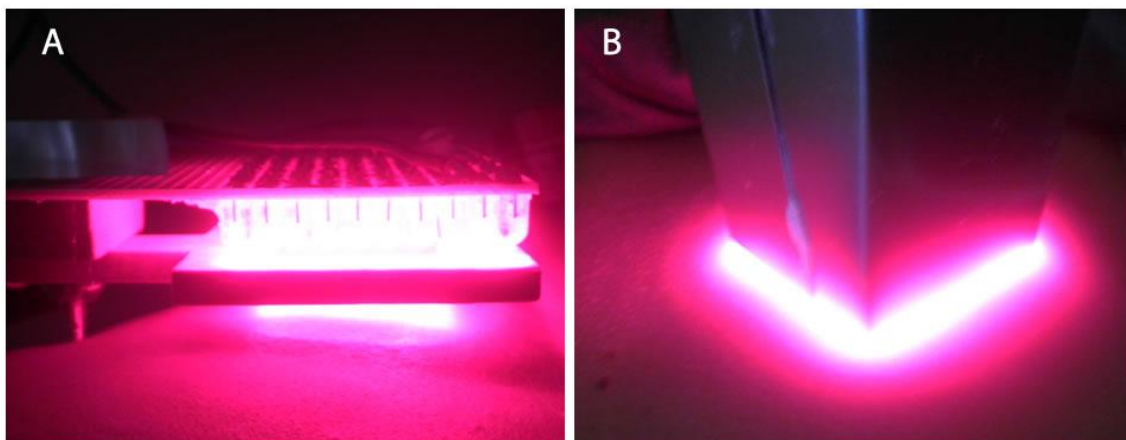
No segundo voluntário, o tempo de exposição à luz sem uso de concentrador, para a obtenção da mesma densidade de energia, foi calculado com base na seguinte expressão:

$$T_S = T_C \times \frac{P_C}{P_S} = 15min \times \frac{632,95 mW}{343,01 mW} \approx 28 min \quad (1.7)$$

Em que,  $T_s$  e  $T_c$  representam o tempo de exposição à luz, sem e com o uso de concentrador, respectivamente. A potência  $P_c$  define a potência detectada, por simulação, à saída do concentrador (obtida em 2.2.2), enquanto a potência  $P_s$  representa a potência à saída da área de LEDs não abrangida pelo acessório, também determinada por simulação (em 2.1.4 ).

A escolha de um tempo de irradiação de *15 minutos* deveu-se ao facto do mesmo já ter sido utilizado em tratamentos de hiperpigmentação com uma irradiância de  $50mW/cm^2$ <sup>(6)</sup>, próxima do valor obtido por análise computacional, à saída do concentrador. Noutro tipo de lesões cutâneas, como é o caso de feridas abertas, utilizam-se doses menores para evitar estragos em mais de uma camada da pele.

Durante a irradiação, evitou-se o contacto directo da boca de saída dos aparelhos com as lesões, de modo a não influenciar o seu comportamento quando expostas à luz. Caso contrário, poderiam aparecer marcas indesejáveis nas manchas em estudo, resultantes de um bloqueio na corrente sanguínea.

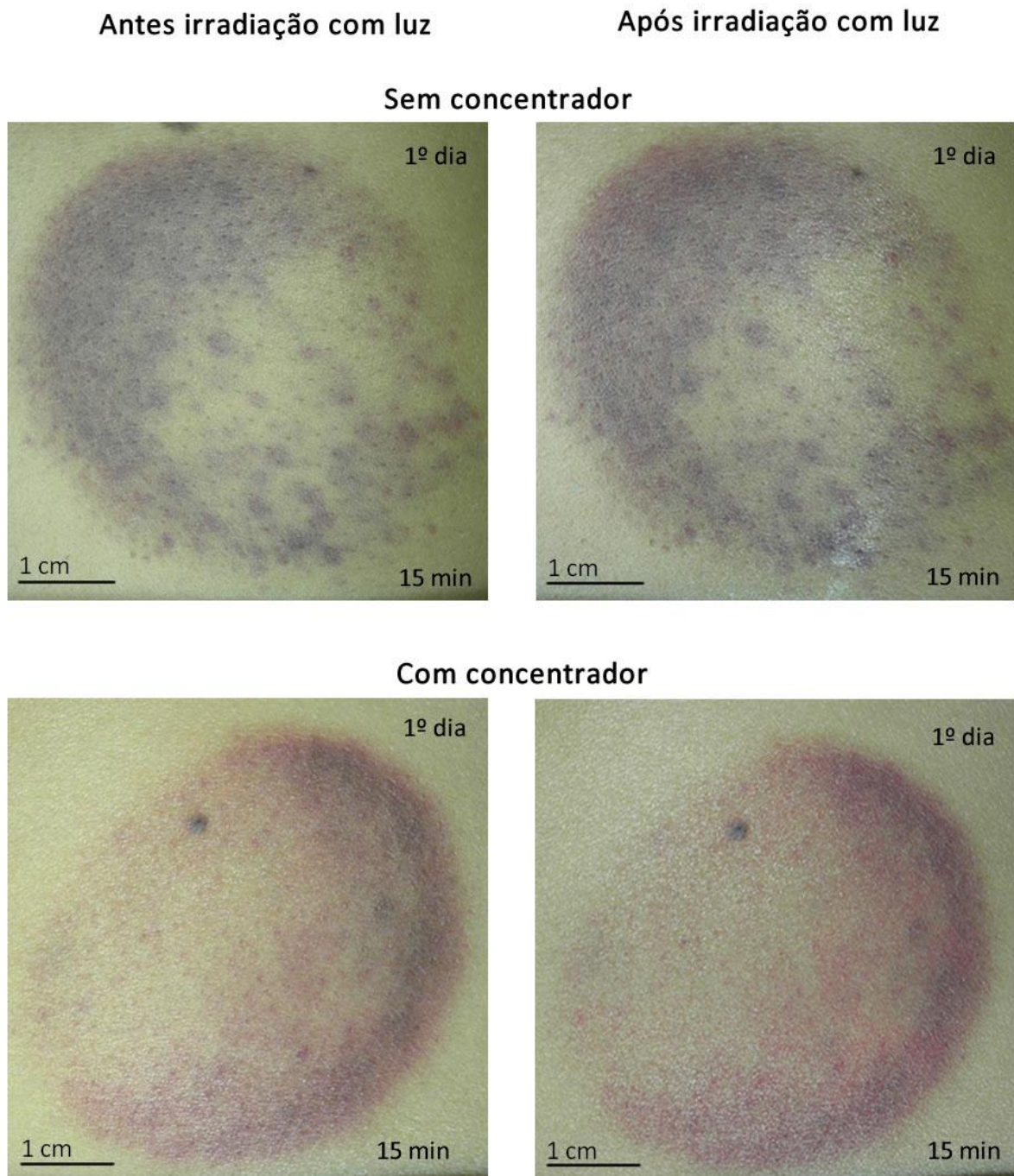


**Fig. 3.5-** Ilustração da irradiação com luz nas manchas de ventosaterapia: (A) sem e (B) com concentrador.

Na figura 3.6 encontram-se as imagens das manchas antes e logo após cada tratamento, em cada situação. Estas foram tiradas com uma máquina fotográfica da marca *Olympus*, modelo *FE-4030*, com resolução de 14 Megapixéis.



### 3.1.1 Comparação entre Tempos de Exposição iguais

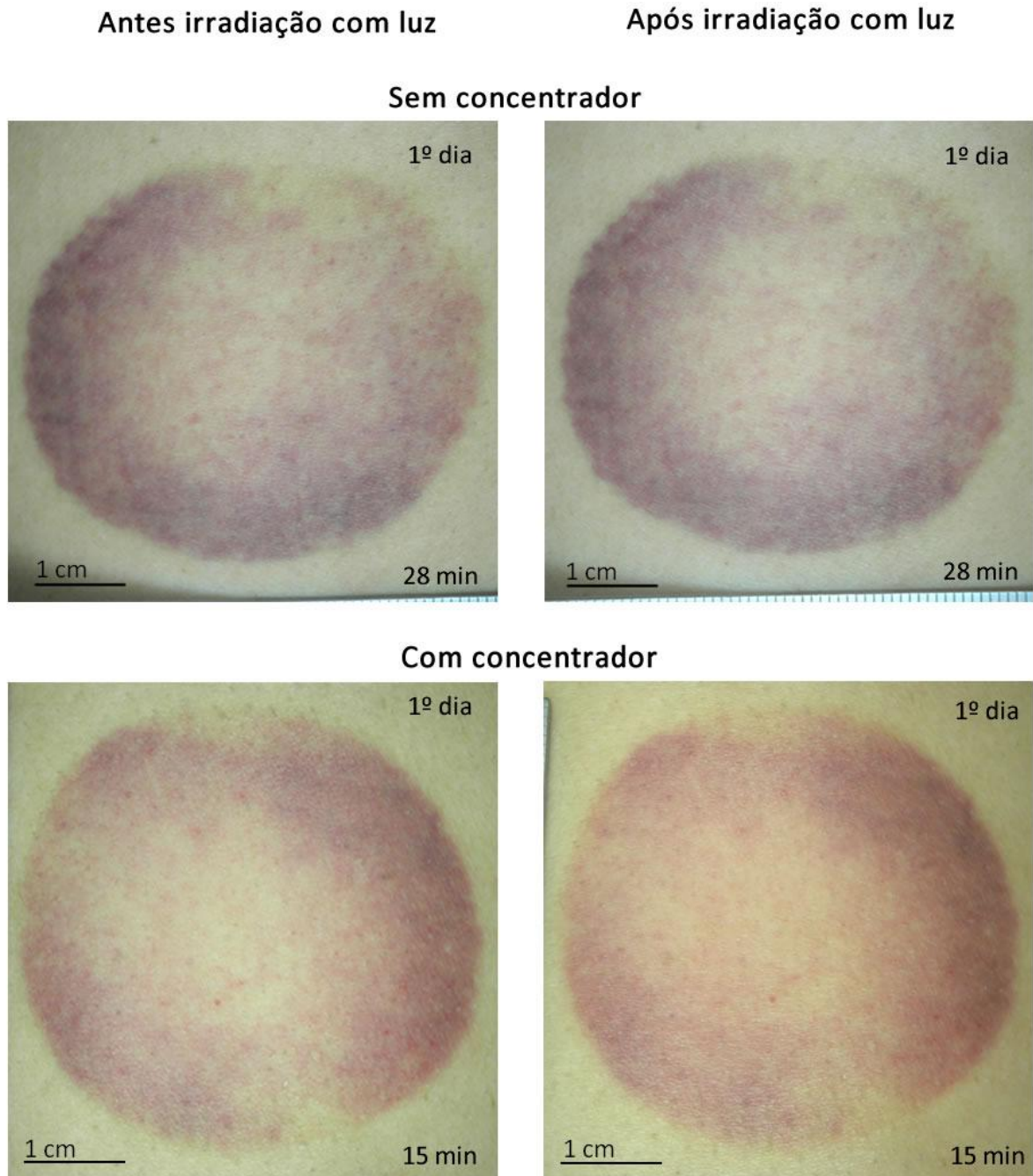


**Fig. 3.6** - Manchas sujeitas a tratamento, sem e com concentrador, antes e após a exposição à luz LED, no voluntário 1, no 1º dia de irradiação com luz.

Através da observação directa das manchas, foi possível observar-se a existência de alterações na mancha sujeita à irradiação de luz com a utilização do concentrador, caracterizadas pelo aparecimento de uma cor mais avermelhada imediatamente após a exposição à luz. Esta mudança pode apontar para a activação do movimento sanguíneo devido ao efeito da luz LED. Pelo contrário, na mancha irradiada sem concentrador, com o mesmo tempo de exposição, não se observaram mudanças que evidenciassem a ocorrência de um efeito causado pela exposição à luz. As imagens na Fig. 3.6 ilustram a alteração que na observação directa é incontundante.

A irradiação cutânea com uma fonte emissora de luz a uma distância relativamente curta levou a que se questionasse a influência directa da temperatura sobre estes fenómenos. É sabido que pequenas variações de temperatura iniciam no organismo fenómenos de adaptação, fazendo variar o calibre dos pequenos vasos, de forma a economizar ou libertar calor. Uma vez que a vasodilatação ocorre na sequência de um aumento de temperatura, tentou-se eliminar essa variável como possível factor de influência de resultados. Assim, os tratamentos foram realizados num ambiente a 25°C, tendo sido feitas várias medições da temperatura da pele ao longo do tratamento. A análise dessas medições permitiram concluir que a variação de temperatura não era suficientemente significativa para influenciar os resultados. Além disso, foi evidenciado, em 2.2.3.3, que a temperatura ao longo do concentrador diminui com o afastamento à fonte de LEDs. Deste modo, tornar-se-ia mais provável um efeito de dilatação por aumento de temperatura, no caso em que não é utilizado concentrador uma vez que a fonte de LEDs se encontra mais próxima da pele, o que não se verifica.

### 3.1.2 Comparação entre Densidades de Energia iguais



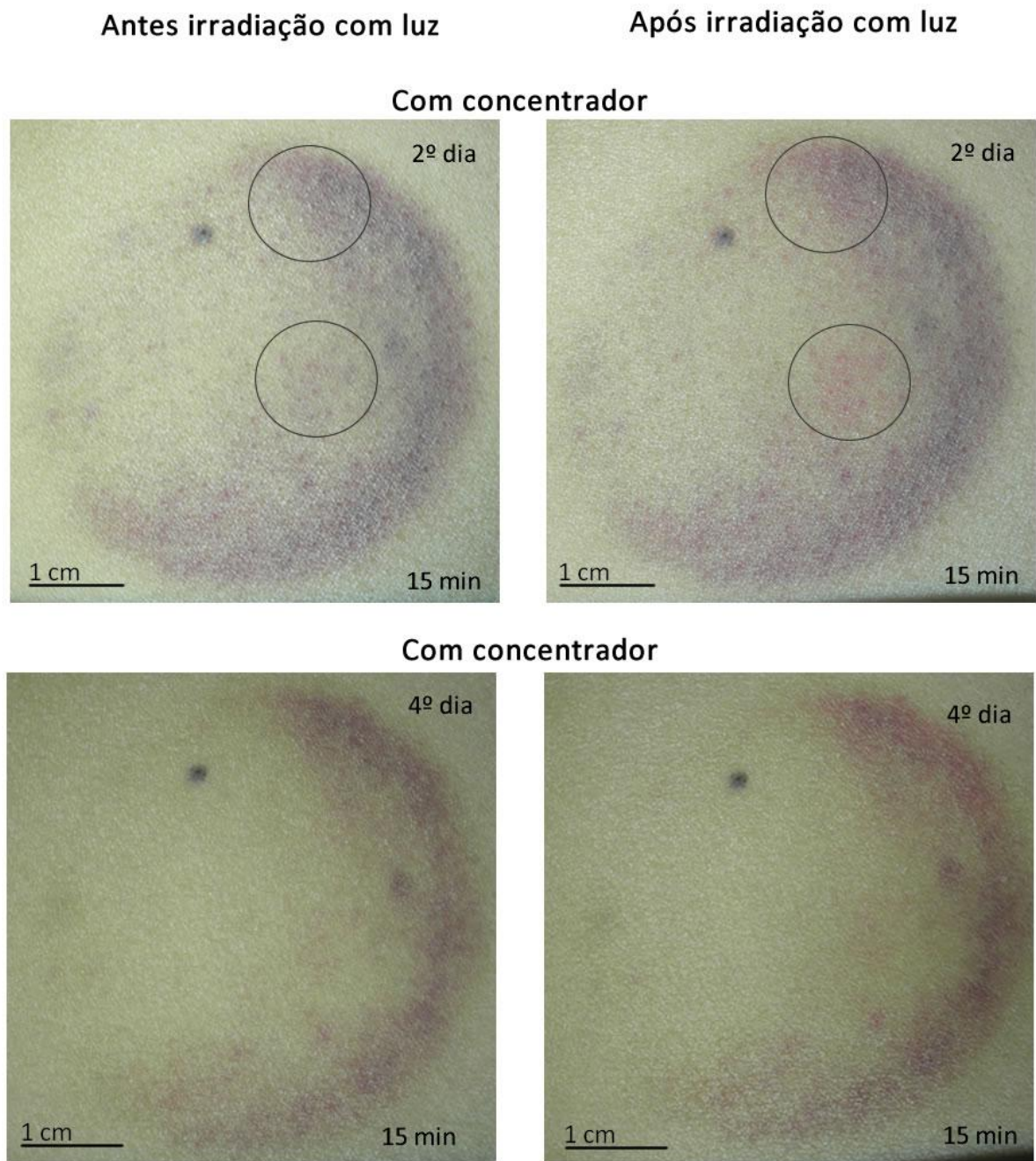
**Fig. 3.7** - Manchas sujeitas a tratamento, sem e com concentrador, antes e após a exposição à luz LED, no voluntário 2, no 1º dia de irradiação com luz.

No voluntário 2, apesar das características da mancha e da pele serem diferentes, também foi possível observar-se uma mudança na coloração da mancha de uma cor mais escura para uma cor mais avermelhada após a irradiação com luz com uso do concentrador. Apesar da aplicação da mesma densidade de energia em ambas as manchas, continuou a não verificar-se alterações notórias na mancha tratada sem concentrador. Isto poderá indicar que, para a mesma densidade de energia, uma irradiância mais elevada com um tempo de exposição mais curto torna-se mais eficaz na produção de um efeito fotoestimulador do que uma exposição mais prolongada à luz e com uma irradiância mais baixa. O que está de acordo com o princípio da existência de um limite mínimo fisiológico de irradiância específico para cada tecido, abaixo do qual não ocorre fotoestimulação. Um aumento do tempo de exposição nesse caso poderá, pelo contrário, levar a uma fotoinibição.

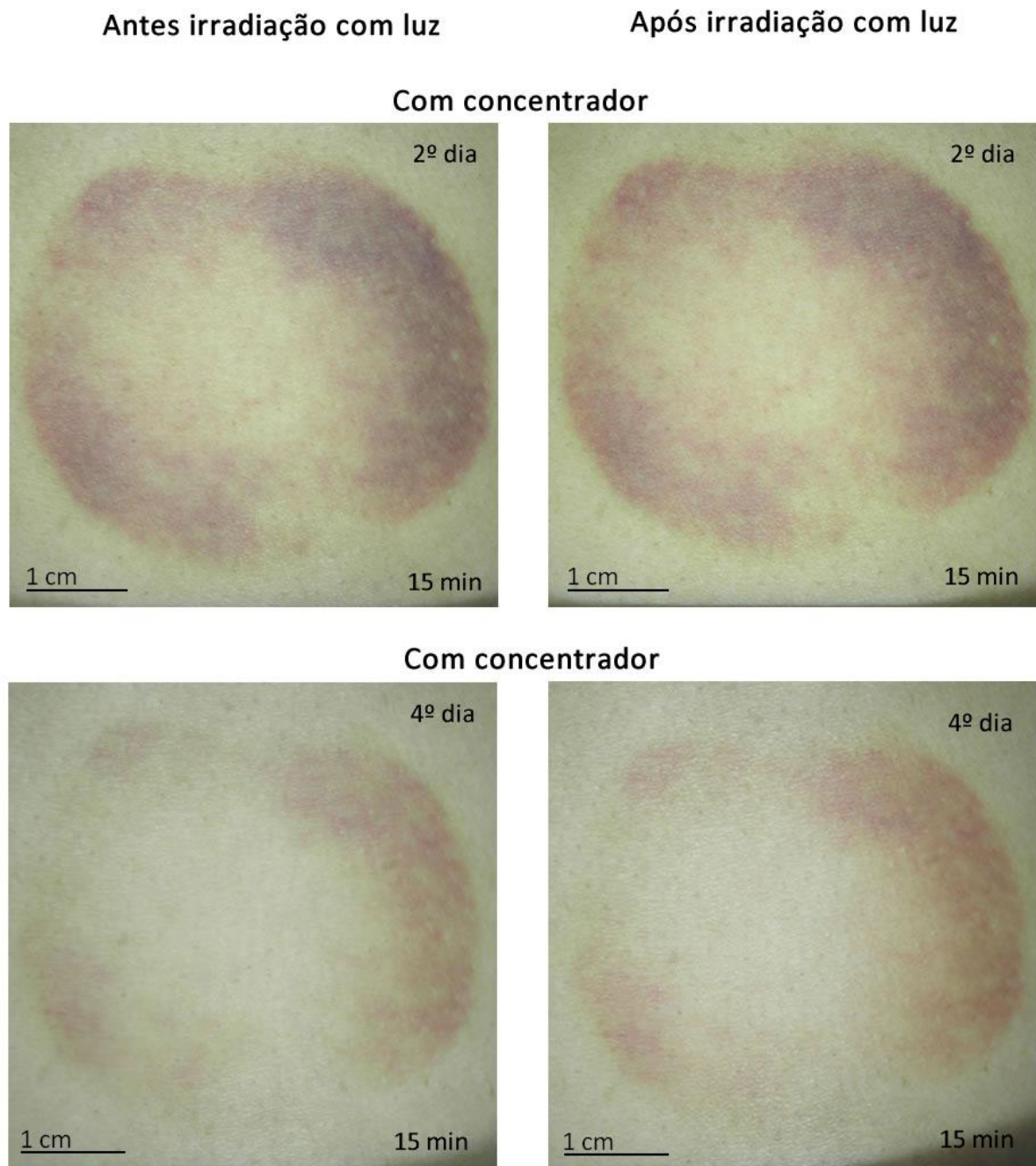
### **3.1.3 Análise da eficácia do uso de concentrador em diferentes estágios da lesão**

Uma vez denotado um efeito da irradiação da luz com uso de concentrador, procurou-se observar se a irradiação com luz concentrada continuaria a provocar um efeito nas manchas decorrido mais algum tempo após terem sido originadas.





**Fig. 3.8** - Manchas sujeitas a tratamento com concentrador antes e após a exposição à luz LED, no voluntário 1, no 2º e 4º dia de irradiação com luz.



**Fig. 3.9** - Manchas sujeitas a tratamento com concentrador antes e após a exposição à luz LED, no voluntário 2, no 2º e 4º dia de irradiação com luz.

Apesar da mancha se encontrar mais desaparecida com a passagem dos dias, foi ainda possível a observação de algum efeito na mudança de coloração da mancha posteriormente à incidência com luz concentrada, no 2º e 4º dia após a mancha ter sido originada.

Face aos resultados obtidos, verificou-se a existência de um efeito sob a influência da irradiação com luz LED concentrada em lesões associadas a hiperpigmentação pós-inflamatória o qual não foi observado para a irradiação com luz sem utilização do concentrador.

Os efeitos observados apresentam indícios de activação do movimento sanguíneo e/ou ocorrência de vasodilatação, essenciais no desencadeamento de processos anti-inflamatórios.

# CAPÍTULO 4

## Conclusões e Perspectivas Futuras

Com o objectivo de estudar um efeito fotoestimulador dos LEDs em alguns tipos de lesões cutâneas, foi sugerido o desenvolvimento de um protótipo alternativo, capaz de concentrar e uniformizar a luz emitida por uma fonte de LEDs numa dada área de tecido, para a obtenção de um tratamento homogéneo da região lesada.

Os resultados obtidos por simulação e nas medições práticas, com os parâmetros do protótipo otimizados, comprovaram a viabilidade da construção deste protótipo. O funcionamento da fonte emissora construída tem demonstrado grande durabilidade, permitindo a utilização do protótipo por um longo período de tempo.

Apesar de neste trabalho não ter sido feito um estudo completo do efeito terapêutico decorrente da utilização do protótipo, o concentrador revelou ser essencial na produção de um efeito fotoestimulador contrariamente ao uso isolado da fonte de LEDs, no qual não se observou qualquer efeito, mesmo com o aumento do tempo de irradiação. Além disso, garantiu a manutenção de uma temperatura constante do tecido irradiado. Nos testes efectuados apenas se inferiram as potencialidades terapêuticas tendo em conta o aparente efeito fotoestimulador, com e sem o uso do concentrador acoplado à fonte de LEDs, sem se averiguarem as consequências desse efeito no desaparecimento das manchas. Futuramente deve proceder-se à avaliação estatística desse efeito analisando os resultados da fotoestimulação no desaparecimento de um conjunto significativo de manchas e usando um grupo controlo (manchas não sujeitas à irradiação com luz LED).

Em conjunto com o polimento lateral dos LEDs, o concentrador provou ser um método eficaz de concentração e homogeneização da luz numa dada área de tratamento.

No entanto este protótipo pode ainda passar por um processo de melhoramento e adaptação em alguns aspectos, tais como:

- a obtenção de revestimentos que permitam aumentar para cerca de 99% a reflectividade do alumínio;



- a optimização das dimensões do concentrador e da fonte de LEDs para obtenção de uma concentração e uniformidade adequadas ao tratamento de lesões maiores e mais profundas (como o caso de úlceras), com densidades de potência mais elevadas.

A escolha do pico de emissão espectral do LED, de 660nm, revelou ser adequada ao fotoestímulo dos tecidos alvos testados. No caso das manchas decorrentes de ventosaterapia seria interessante, por exemplo, estudar o efeito da luz com um comprimento de onda maior. Esta técnica envolve a estimulação de pontos de acupunctura e, por isso, o acesso não invasivo a tecidos mais profundos poderia ser conseguido com a utilização de comprimentos de onda na gama do infravermelho próximo. Um dos comprimentos de onda a sugerir seria o de 850nm, coincidente, também, com um dos dois picos de absorção do citocromo c oxidase. A acção conjunta destes dois comprimentos de onda seria uma hipótese viável para aplicação do protótipo, não só neste tipo de lesões, mas também noutras aplicações baseadas em acupunctura. Seria, também, interessante uma análise mais aprofundada do potencial de outros comprimentos de onda na região do visível, e da sua acção conjunta com a gama do vermelho e infravermelho próximo, em outro tipo de aplicações.

Parelamente poderia ser feito um estudo mais aprofundado da relação entre os parâmetros dose e tempo de exposição. Este estudo poderia incluir a avaliação da viabilidade de tratamentos em diferentes áreas de regeneração tecidual, poderiam utilizar-se modelos animais, e/ou testes *in vitro* para avaliação da resposta celular e dos fenómenos inerentes a estes processos.

De um modo geral, este protótipo revelou ser inovador ao fazer uso de tecnologia segura e de baixo custo, na concentração e uniformização de luz para possíveis aplicações futuras, nomeadamente no tratamento de inflamações, regeneração de tecidos e fotorejuvenescimento.

## Bibliografia

1. **Ivan Frederico Lupiano Dias; Cláudia Patrícia Cardoso Martins Siqueira; Dari de Oliveira Toginho Filho; José Leonil Duarte; Edson Laureto; Franciele Mendes de Lima; Francisco Pereira Silva; Valdênea Aparecida Bordinassi de Castro; Roberto Kiyoshi Kashimoto; Henrique Durante.** *Efeitos da luz em sistemas biológicos*. Semina: Ciências Exatas e Tecnológicas, Londrina, v. 30, n. 1, p. 33-40, jan./jun. 2009
2. **Anderson Pedroso Prockt, André Takahashi, Rogério Miranda Pagnoncelli.** *Uso de Terapia com Laser de Baixa Intensidade na Cirurgia Bucocomaxilofacial*. Rev Port Estomatol Cir Maxilofac 2008;49:247-255.
3. **Michael R. Hamblin and Tatiana N. Demidova.** *Mechanisms of Low Level Light Therapy*. Proc. of SPIE Vol. 6140, 614001, (2006) · 1605-7422
4. **Corazza, Adalberto.** *Fotobiomodulação comparativa entre o Laser e o LED de baixa intensidade na angiogênese de feridas cutâneas em ratos*. Dissertação de Mestrado, Escola de Engenharia de São Carlos, 2005.
5. **Vieira, Sandra Aparecida Luiz.** *Efeito do Laser de Baixa Potência na Cicatrização de Feridas Cutâneas Experimentais*. Dissertação de Mestrado, França, 2006.
6. **Daniel Barolet.** *Light-Emitting Diodes (LEDs) in Dermatology*. Semin Cutan Med Surg 27:227-238 © 2008 Elsevier Inc.
7. **Darren Starwynn.** *Laser and LED Treatments: Which Is Better? Acupuncture Today*. June, 2004, Vol. 05, Issue 06.
8. **Cláudia Patrícia Cardoso Martins Siqueira; Dari de Oliveira Toginho Filho; Franciele Mendes de Lima; Francisco Pereira Silva; Henrique Durante; Ivan Frederico Lupiano Dias; José Leonil Duarte; Roberto Kiyoshi Kashimoto; Valdênea Aparecida Bordinassi de Castro.** *Efeitos Biológicos da luz: aplicação de terapia de baixa potência empregando LEDs (Light Emitting Diode) na cicatrização da úlcera venosa: relato de caso*. Semina: Ciências Biológicas e da Saúde, Londrina, v. 30, n. 1, p. 37-46, jan./jun. 2009.
9. **Harry T. Whelan, Robert L. Smits, Ellen V. Buchman, Noel T. Whelan, Scott G. Turner, David A. Margolis, Vita Cevenini, Helen Stinson, Ron Ignatius, Todd Martin, Joan Cwiklinski, Alan F. Philippi, William R. Graf, Brian Hodgson, Lisa Gould, Mary Kane, Gina Chen and James Caviness.** *Effect of Nasa Light-emitting Diode Irradiation on Wound Healing*. Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery. Volume19, Number 6, 2001. Mary Ann Liebert, Inc. Pp. 305–314.
10. **Naichia Yeh, Jen-Ping Chung.** *High-brightness LEDs - Energy efficient lighting sources and their potential in indoor plant cultivation*. Renewable and Sustainable Energy Reviews 13 (2009) 2175-2180.

11. DOMINANT Opto Technologies. <http://www.dominant-semi.com/index.php?p=contents-item&id=27>. [Consultado em Setembro de 2010].
12. **Esdras Garcia Alves e Andreza Fortini da Silva.** *Usando um LED como fonte de energia.* Física na Escola, Vol. 9, n. 1, 2008
13. How Light Emitting Diodes Work. <http://electronics.howstuffworks.com/led1.htm>. [Consultado em Setembro de 2010].
14. Tópicos sobre semicondutores. Sistemas de Telecomunicações Guiados - ISCTE. <http://radio.lx.it.pt/STG/STG0405acetatos10.pdf>. [Consultado em Setembro de 2010].
15. **Carla Alexandra F. Domingues.** *Sistema de Entrega de Feixe por Fibra Óptica para Laser de Nd: YAG.* Projecto e Estágio de Licenciatura em Engenharia Física, INETI, 2004.
16. **Nídia Baptista.** *Técnica de Separação de Cor para Fotocoagulação com Luz Solar Concentrada.* Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Lisboa, 2009.
17. **Janis T. Eells, Margaret T.T. Wong-Riley, James VerHoeve, Michele Henry, Ellen V. Buchman, Mary P. Kane, Lisa J. Gould, Rina Das, Marti Jett, Brian D. Hodgson, David Margolis, Harry T. Whelan.** *Mitochondrial signal transduction in accelerated wound and retinal healing by near- infrared light therapy.* Mitochondrion 4 (2004) 559-567.
18. **Rachel Lubart, Zvi Landau, Anat Lipovsky, Yeshayahu Nitzan.** *A New Light Device for Wound Healing.* Recent Patents on Biomedical Engineering 2008, 1, 13-17.
19. Ventosaterapia. <http://www.medicinachinesapt.com/ventosaterapia.html>. [Consultado em Setembro de 2010].
20. Cupping. [http://www.naturaltherapypages.com.au/natural\\_medicine/Cupping](http://www.naturaltherapypages.com.au/natural_medicine/Cupping). [Consultado em Setembro de 2010].
21. Tratamento Ventosaterapia. [http://www.cecth.com.br/index.php?option=com\\_content&task=view&id=70&Itemid=70](http://www.cecth.com.br/index.php?option=com_content&task=view&id=70&Itemid=70). [Consultado em Setembro de 2010]
22. Laser e IPL na Medicina. [http://www2.dbd.puc-rio.br/pergamum/tesesabertas/0421059\\_07\\_cap\\_03.pdf](http://www2.dbd.puc-rio.br/pergamum/tesesabertas/0421059_07_cap_03.pdf). [Consultado em Setembro de 2010].
23. **Paul Martin, et al.** *Wound Healing - Aiming for Perfect Skin Regeneration.* Science 276, 75 (1997).
24. **Geoffrey C. Gurtner, Sabine Werner, Yann Barrandon & Michael T. Longaker.** *Wound repair and regeneration.* NATURE | Vol 453 | 15 May 2008.
25. **Thomas Romo, James M. Pearson, Haresh Yalamanchili, Richard A. Zoumalan.** *Wound Healing, Skin.* eMedicine. <http://emedicine.medscape.com/article/884594-overview>.

26. **Steven E. Mutsaers, Jill E. Bishop, Gus McGrouther, Geoffrey J. Laurent.** *Mechanisms of Tissue Repair: from Wound Healing to Fibrosis.* Int J Biochem Cell Biol. 1997 Jan; 29(1):5-17.
27. **Juan C. Minaño, Pablo Benítez, Rubén Mohedano, José L. Alvarez, Maikel Hernández, Juan C. Gonzáles, Kazutoshi Hirohashi, Satoru Toguchi.** *Ultra compact optics for optical wireless communications.* 1999, Proc. SPIE, Vol. 3850, p. 80.
28. **Dawei Liang, Rui Pereira.** *Diode pumping of a solid-state laser rod by a two-dimensional CPC-elliptical cavity with intervening optics.* Optics Communications 275 (2007) 104-115.
29. **Winston, Roland.** *Nonimaging Optics: Maximum Efficiency Light Transfer IV.* 27-28 July 1997, Proc. of SPIE, Vol. 3139, pp. 142-145.
30. **Rui Pedro Fiúza Martins Pereira.** *Avanços em Esquemas de Bombeamento de Disco Fino.* Dissertação de Doutoramento, Lisboa, 2010.
31. **Debora Garbin Minatel, Chukuka Samuel Enwemeka, Suzelei Castro Franca, Marco Andrey Cipriani Frade.** *Fototerapia (LEDs 660/890) no tratamento de úlceras de perna em pacientes diabéticos: estudo de caso.* An Bras Dermatol. 2009; 84(3):279-83.
32. **William Abramovits, Peter Arrazola, Aditya K. Gupta.** *Light-Emitting Diode-Based Therapy.* Skinmed. 2005 Jan-Feb; 4(1):38-41.
33. Light Emitting Diodes (LEDs). <http://www.kpsec.freeuk.com/components/led.htm>. [Consultado em Setembro de 2010].
34. METALLIC COATINGS FOR LASER AND ASTRONOMICAL APPLICATIONS. [http://www.layertec.de/uploads/media/Layertec\\_Katalog\\_2009\\_Precision\\_Optical\\_Coatings.pdf](http://www.layertec.de/uploads/media/Layertec_Katalog_2009_Precision_Optical_Coatings.pdf). CATALOG 2009. [Consultado em Setembro de 2010].
35. S1-UV Fused Silica. [http://www.escoproducts.com/html/s1-uv\\_fused\\_silica.html](http://www.escoproducts.com/html/s1-uv_fused_silica.html). [Consultado em Setembro de 2010].
36. **Dawei Liang; Sandra Duarte; Joao Trindade; Daniel Ferreira; Luis Fraser Monteiro.** *High-power solar energy transmission by solid-core fused silica light guides.* Proc. of SPIE, Vol. 4446, pp.76-87. 19 November 2001.
37. Époxi. <http://www.silaex.com.br/resinas%20ep%C3%B3xi.htm>. [Consultado em Setembro de 2010].

# A nexos

---

**Anexo A - Datasheet do LED L-53SRC-F utilizado no âmbito do projecto para a construção da fonte emissora de luz**

Kingbright®

**T- 1 3/4 (5mm) SUPER BRIGHT LED LAMPS**

L-53SG SUPER BRIGHT GREEN

L-53SR SUPER BRIGHT RED

**Features**

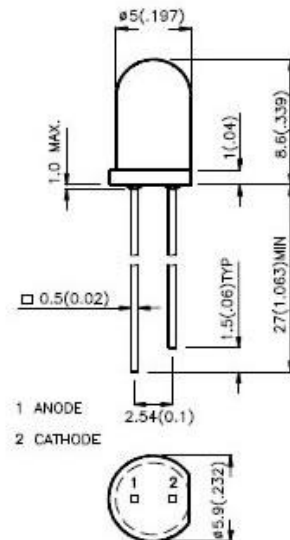
- ULTRA BRIGHTNESS.
- BOTH DIFFUSED AND WATER CLEAR LENS ARE AVAILABLE.
- OUTSTANDING MATERIAL EFFICIENCY.
- RELIABLE AND RUGGED.
- IC COMPATIBLE/LOW CURRENT CAPABILITY.

**Description**

The Super Bright Green source color devices are made with Gallium Phosphide Green Light Emitting Diode.

The Super Bright Red source color devices are made with Gallium Aluminum Arsenide Red Light Emitting Diode.

**Package Dimensions**



- Notes:
1. All dimensions are in millimeters (inches).
  2. Tolerance is  $\pm 0.25(0.01)$  unless otherwise noted.
  3. Lead spacing is measured where the lead emerge package.
  4. Specifications are subjected to change without notice.

**Selection Guide**

Part No.	Dice	Lens Type	Iv (mcd) @ 20 mA		Viewing Angle
			Min.	Max.	
L-53SGC	SUPER BRIGHT GREEN (GaP)	WATER CLEAR	100	300	30°
L-53SRC-A	SUPER BRIGHT RED (GaAlAs)	WATER CLEAR	300	400	
L-53SRC-B			400	500	
L-53SRC-C			500	1000	
L-53SRC-DU			1000	1300	
L-53SRC-DV			1300	1600	
L-53SRC-DW			1600	2000	
L-53SRC-E			2000	3500	
L-53SRC-F			3500	4500	
L-53SGD	SUPER BRIGHT GREEN (GaP)	GREEN DIFFUSED	20	60	60°
L-53SRD-B	SUPER BRIGHT RED (GaAlAs)	RED DIFFUSED	90	110	
L-53SRD-C			110	200	
L-53SRD-D			200	300	
L-53SRD-E			300	500	
L-53SRD-F			500	700	
L-53SRD-G			700	1000	
L-53SRD-H			1000	1600	

Note:  
1.  $\theta_{1/2}$  is the angle from optical centerline where the luminous intensity is 1/2 the optical centerline value.

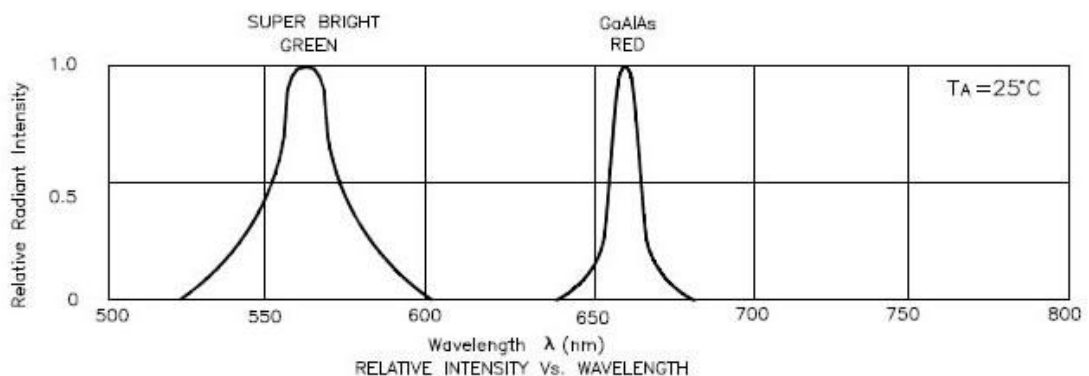
Electrical / Optical Characteristics at  $T_A=25^\circ\text{C}$

Symbol	Parameter	Device	Typ.	Max.	Units	Test Conditions
$\lambda_{\text{peak}}$	Peak Wavelength	Super Bright Green Super Bright Red	565 660		nm	IF=20mA
$\Delta\lambda_{1/2}$	Spectral Line Halfwidth	Super Bright Green Super Bright Red	30 20		nm	IF=20mA
C	Capacitance	Super Bright Green Super Bright Red	45 95		pF	VF=0V,f=1MHz
$V_F$	Forward Voltage	Super Bright Green Super Bright Red	2.2 1.85	2.5 2.5	V	IF=20mA
$I_R$	Reverse Current	All	10		uA	VR = 5V

Absolute Maximum Ratings at  $T_A=25^\circ\text{C}$

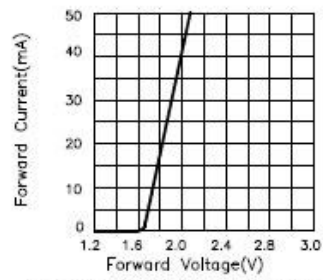
Parameter	Super Bright Green	Super Bright Red	Units
Power dissipation	105	100	mW
DC Forward Current	25	30	mA
Peak Forward Current [1]	150	150	mA
Reverse Voltage	5	5	V
Operating/Storage Temperature	-40 °C To +85 °C		
Lead Soldering Temperature [2]	260 °C For 5 Seconds		

Notes:  
 1. 1/10 Duty Cycle, 0.1ms Pulse Width.  
 2. 4mm below package base.

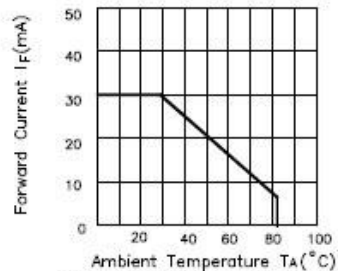




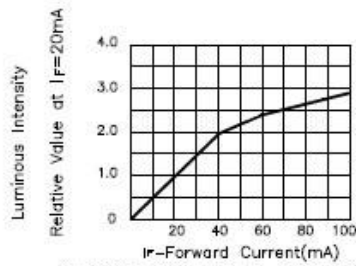
Super Bright Red L-53SRC / L-53SRD



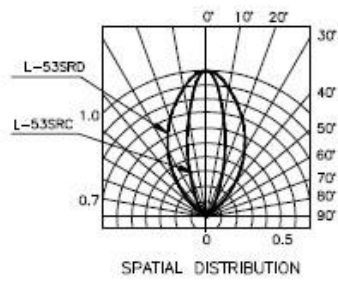
FORWARD CURRENT Vs. FORWARD VOLTAGE



FORWARD CURRENT DERATING CURVE



LUMINOUS INTENSITY Vs. FORWARD CURRENT



SPATIAL DISTRIBUTION

## Anexo B - Datasheet do fotodíodo RS-308-067 utilizado na medição experimental da distribuição de intensidade do LED L-53SRC-F

### Absolute maximum ratings

Supply voltage \_\_\_\_\_ ±18V  
 Output short circuit duration \_\_\_\_\_ Indefinite  
 Storage temperature \_\_\_\_\_ -65°C to +100°C  
 Operating temperature \_\_\_\_\_ 0°C to +70°C

### Connecting details

1. Earth
2. Output
3. V+
4. V- (Connected to can)

TO5 can with 4 leads

Gold-plated leads: 12.7mm length

Active light sensitive area: 5mm<sup>2</sup>

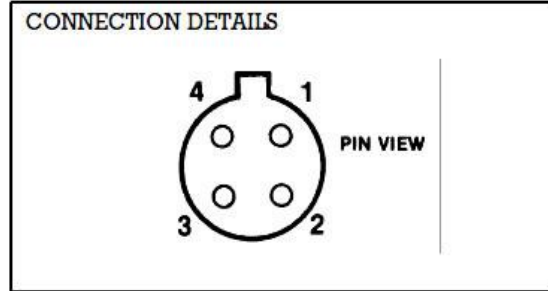
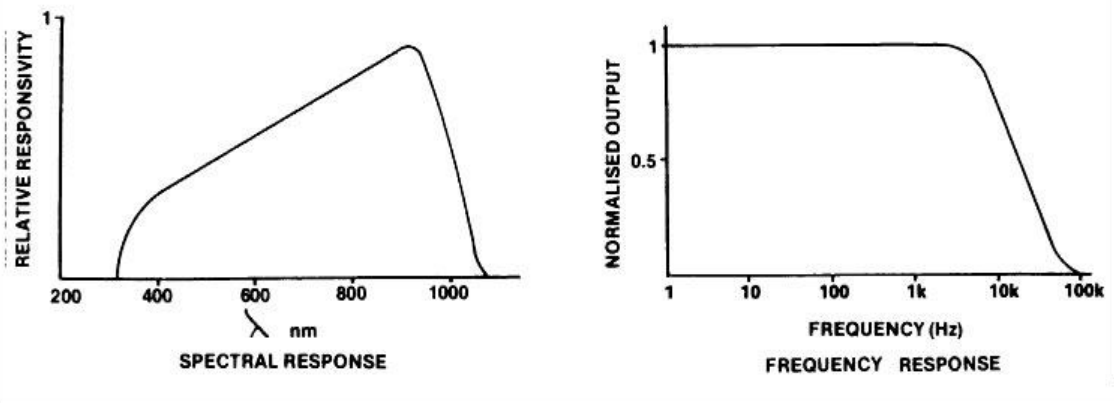


Figure 35 Spectral and frequency response



**Electrical specification** All at VS ± 15V and 25°C unless otherwise stated

Parameter	Conditions	Min.	Typ.	Max.	Units
O/P dark level			+20	+60	mV
O/P saturation level	$R_{Ti} \geq 2k\Omega$	-9	-12		V
O/P resistance <sup>1</sup>			75		$\Omega$
O/P short circuit current			6		mA
O/P noise voltage	$V_O = \leq 1V$		1	3	mV/rms
Responsivity	430nm	30			mV/ $\mu W/cm^2$
	630nm	160			
	900nm	250			
Supply voltage (V+)		2.5	15	18	V
Supply voltage (V-)		-2.5	-15	-18	V
Supply current	$R_{Ti} = \infty$		0.5	1.3	mA
Supply voltage rejection ratio		150	50		$\mu V/V$
Bandwidth	Upper 3dB point	3	5		kHz
Rise time <sup>2</sup>	$C_{Li} = 0$		30	50	$\mu s$
Fall time <sup>2</sup>	$C_{Li} = 0$		30	50	$\mu s$
Dark level temperature coefficient	$20^\circ C \leq T_A \leq 50^\circ C$		150	500	$\mu V/^\circ C$

**Notes:**

1. At 5kHz. Drops to 0.01 at dc.
2. Time for output signal to reach 90% of true reading after application of a step change in light intensity.

**Anexo C - Valores medidos experimentalmente para determinação da distribuição de intensidade do LED em função do ângulo de incidência**

Ângulo	d1				d2				I
	V-θ (V)	Vθ (V)	Vm (V)	I1	V-θ (V)	Vθ(V)	Vm (V)	I2	
-15	0,77	1,13	0,95	0,08	0,49	0,69	0,59	0,09	0,09
-14	0,89	1,23	1,06	0,09	0,63	0,67	0,65	0,10	0,10
-13	1,17	1,22	1,20	0,10	0,77	0,65	0,71	0,11	0,11
-12	1,43	1,3	1,37	0,11	0,97	0,69	0,83	0,13	0,12
-11	1,92	1,47	1,70	0,14	1,33	0,81	1,07	0,17	0,16
-10	2,67	1,77	2,22	0,19	1,77	0,91	1,34	0,21	0,20
-9	3,4	2,14	2,77	0,23	2,39	1,11	1,75	0,28	0,26
-8	4,69	3,15	3,92	0,33	3,08	1,56	2,32	0,37	0,35
-7	6,22	5,1	5,66	0,48	4,03	2,39	3,21	0,51	0,49
-6	8,1	6,79	7,45	0,63	4,88	3,28	4,08	0,65	0,64
-5	9,66	7,96	8,81	0,74	5,59	4,02	4,81	0,76	0,75
-4	10,47	9,48	9,98	0,84	6,04	4,53	5,29	0,84	0,84
-3	11,24	10,76	11,00	0,93	6,45	5,52	5,99	0,95	0,94
-2	12,17	11,61	11,89	1,00	6,63	5,98	6,31	1,00	1,00
-1	12,24	10,15	11,20	0,94	5,92	5,98	5,95	0,94	0,94
0	10,17	10,17	10,17	0,86	5,32	5,32	5,32	0,84	0,85
1	12,24	10,15	11,20	0,94	5,92	5,98	5,95	0,94	0,94
2	12,17	11,61	11,89	1,00	6,63	5,98	6,31	1,00	1,00
3	11,24	10,76	11,00	0,93	6,45	5,52	5,99	0,95	0,94
4	10,47	9,48	9,98	0,84	6,04	4,53	5,29	0,84	0,84
5	9,66	7,96	8,81	0,74	5,59	4,02	4,81	0,76	0,75
6	8,1	6,79	7,45	0,63	4,88	3,28	4,08	0,65	0,64
7	6,22	5,1	5,66	0,48	4,03	2,39	3,21	0,51	0,49
8	4,69	3,15	3,92	0,33	3,08	1,56	2,32	0,37	0,35
9	3,4	2,14	2,77	0,23	2,39	1,11	1,75	0,28	0,26
10	2,67	1,77	2,22	0,19	1,77	0,91	1,34	0,21	0,20
11	1,92	1,47	1,70	0,14	1,33	0,81	1,07	0,17	0,16

12	1,43	1,3	1,37	0,11	0,97	0,69	0,83	0,13	0,12
13	1,17	1,22	1,20	0,10	0,77	0,65	0,71	0,11	0,11
14	0,89	1,23	1,06	0,09	0,63	0,67	0,65	0,10	0,10
15	0,77	1,13	0,95	0,08	0,49	0,69	0,59	0,09	0,09

$$V_m = \frac{V_{(-\theta)} + V_{(\theta)}}{2}$$

$$I_n = \frac{V_m}{V_{m\max}}, n=1, 2$$

$$I = (I_1 + I_2)/2$$

### Anexo D - Dados do Espectro de Emissão do LED *L-53SRC-F* no software ZEMAX

Wavelength Data

Use	Wavelength (µm)	Weight	Use	Wavelength (µm)	Weight
<input checked="" type="checkbox"/> 1	0.64000000	0.02	<input type="checkbox"/> 13	0.00000000	0
<input checked="" type="checkbox"/> 2	0.64500000	0.07	<input type="checkbox"/> 14	0.00000000	0
<input checked="" type="checkbox"/> 3	0.65000000	0.15	<input type="checkbox"/> 15	0.00000000	0
<input checked="" type="checkbox"/> 4	0.65500000	0.65	<input type="checkbox"/> 16	0.00000000	0
<input checked="" type="checkbox"/> 5	0.66000000	1	<input type="checkbox"/> 17	0.00000000	0
<input checked="" type="checkbox"/> 6	0.66500000	0.4	<input type="checkbox"/> 18	0.00000000	0
<input checked="" type="checkbox"/> 7	0.67000000	0.13	<input type="checkbox"/> 19	0.00000000	0
<input checked="" type="checkbox"/> 8	0.67500000	0.05	<input type="checkbox"/> 20	0.00000000	0
<input checked="" type="checkbox"/> 9	0.68000000	0.01	<input type="checkbox"/> 21	0.00000000	0
<input type="checkbox"/> 10	0.00000000	0	<input type="checkbox"/> 22	0.00000000	0
<input type="checkbox"/> 11	0.00000000	0	<input type="checkbox"/> 23	0.00000000	0
<input type="checkbox"/> 12	0.00000000	0	<input type="checkbox"/> 24	0.00000000	0

Select -> F, d, C (Visible) Primary: 5

OK Cancel Sort  
 Help Save Load