Universidade de São Paulo
Escola de Engenharia de São Carlos

ALESSANDRO DAMIANI MOTA

**Sistema eletrônico de controle para laser amarelo
de aplicação oftalmológica com regime de
operação contínuo e micro-pulsado**

São Carlos

2012

ALESSANDRO DAMIANI MOTA

**Sistema eletrônico de controle para laser amarelo
de aplicação oftalmológica com regime de
operação contínuo e micro-pulsado**

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências, Programa de Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Processamento de Sinais e Instrumentação

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Maria Stela Veludo de Paiva

São Carlos

2012

Trata-se da versão corrigida da dissertação. A versão original se encontra disponível na EESC/USP que aloja o Programa de Pós-Graduação de Engenharia Elétrica.

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca – EESC/USP

M917s Mota, Alessandro Damiani
Sistema eletrônico de controle para laser amarelo de aplicação oftalmológica com regime de operação contínuo e micro-pulsado. / Alessandro Damiani Mota ; orientador Maria Stela Veludo de Paiva. São Carlos, 2012.

Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Área de Concentração em Processamento de Sinais e Instrumentação)-- Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2012.

1. Sistema de controle de laser. 2. Pulsos laser em microssegundo. 3. Laser amarelo. 4. Laser oftalmológico. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Engenheiro **ALESSANDRO DAMIANI MOTA**

Título da dissertação: "Sistema eletrônico de controle para laser amarelo de aplicação oftalmológica com regime de operação contínuo e micro-pulsado".

Data da defesa: 30/03/2012

Comissão Julgadora:

Resultado:

Prof^a. Dr^a. **Maria Stela Veludo de Paiva (Orientadora)**
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

APROVADO

Prof. Titular **Luís Gustavo Marcassa**
(Instituto de Física de São Carlos/IFSC)

APROVADO

Prof. Associado **Evandro Luís Linhari Rodrigues**
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

APROVADO

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica:
Prof. Titular **Denis Vinicius Coury**

Presidente da Comissão de Pós-Graduação:
Prof. Associado **Paulo Cesar Lima Segantine**

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais, Antônio e Maria, por possibilitarem e apoiarem o meu desenvolvimento pessoal e intelectual, além de oferecerem todo amor e compreensão ao longo da minha vida.

À minha irmã, Vivian, por todo companheirismo e carinho que dedicou por mim.

À minha querida esposa, Carol, por todo amor, dedicação, paciência e amizade.

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora Maria Stela Veludo de Paiva por acreditar, incentivar e contribuir para a qualidade desse projeto.

À Universidade de São Paulo, a qual contribuiu com excelente suporte acadêmico.

Ao Dr. Mário Antônio Stefani, diretor de P&D da Opto Eletrônica, e Dr. Jarbas Caiado de Castro Neto, presidente da Opto Eletrônica, por incentivarem o desenvolvimento acadêmico dos colaboradores nas dependências da empresa.

À empresa Opto Eletrônica S/A, a qual contribuiu com a infra-estrutura de laboratórios e apoio financeiro durante o desenvolvimento desse trabalho.

Aos meus familiares, em especial a minha querida esposa, Maria Carolina Freitas Andrade, pelo incentivo e apoio.

À todos colaboradores da empresa Opto Eletrônica, em especial Giuliano Rossi, Tiago Almeida Ortega, Glaucio Costal Zerbini, Guilherme Cunha de Castro, e Yuri Correia dos Santos, os quais incentivaram e contribuíram para o desenvolvimento desse trabalho.

Ao médico oftalmologista Dr. Leonardo Cunha Castro, o qual contribui para geração de resultados clínicos para esse trabalho.

Resumo

MOTA, A. D. **Sistema eletrônico de controle para laser amarelo de aplicação oftalmológica com regime de operação contínuo e micro-pulsado**. 2011, 138f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2012.

Mais recentemente foi proposta uma nova técnica para tratamento de doenças relacionadas à retina humana, utilizando descargas laser na retina com seqüência de pulsos da ordem de 200 μ s, em substituição ao tratamento convencional que utiliza pulsos longos da ordem de 300 ms. A principal vantagem da nova técnica é a preservação (sem morte celular) do tecido exposto ao laser. Esse trabalho apresenta os mecanismos adotados para o desenvolvimento de um sistema eletrônico de controle de uma cavidade laser em 586 nm, para uso oftalmológico, que objetiva atender o protocolo exigido por essa técnica mais recente. O referido protocolo exige a formação de pulsos rápidos de laser, o que torna vital a velocidade do sistema eletrônico de controle da cavidade laser. Para atender os requisitos do projeto foram implementados dois controladores de corrente em malha fechada PI (*Proportional integrative controller*) que trabalham em sincronismo, um controlador de potência óptica em malha fechada PI, e circuitos auxiliares de controle térmico da cavidade laser. Em software foram implementados um PI de potência, com objetivo de tornar a malha de controle estável com o tempo de resposta necessário, e o PI de controle térmico dos elementos da cavidade laser. Os testes realizados do protótipo demonstraram que o sistema de controle atendeu as especificações de projeto, principalmente no que se refere a tempo de resposta do pulso rápido, ponto fundamental na obtenção do protocolo clínico (*FastPulse*), que esse trabalho objetiva atender. Adicionalmente, o protótipo foi submetido a teste clínico em um paciente, e os resultados demonstraram eficácia no tratamento e ausência de marcas (lesões) na retina.

Palavras chave: Sistema de controle de laser, pulsos laser em microssegundo, laser amarelo, laser oftalmológico.

Abstract

MOTA, A. D. **Electronic control system to yellow laser for ophthalmic applications and continuous or micro second pulse regime.** 2011. 138f. Dissertation (Master degree) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2011.

Recently, scientists have proposed a new technique for treating diseases related to the human retina, which is based on retinal laser discharges using pulse sequence around of 200 μ s, replacing the conventional treatment using long pulses around of 300 ms. The main advantage of the new technique is the conservation (without cell death) of the area exposed to the laser. This work presents the mechanisms adopted for the development of an electronic control system of a laser cavity at 586 nm for ophthalmic use, which aims to meet the protocol required by this recent technique. The protocol requires the formation of rapid pulses of laser, which makes the electronic control system response velocity of the laser cavity vital to the protocol. To meet the project requirements were implemented two current controllers in closed loop PI (proportional integrative controller) working synchronized, an optical power controller in closed loop PI, and auxiliary circuits for temperature control of the laser cavity. Software were implemented for two controls, a PI power, in order to make the control loop stable with the required response time, and a PI thermal control for elements of the laser cavity. Tests showed that the prototype met the design specifications, especially regarding the response time of rapid pulse, key point in obtaining the clinical protocol (FastPulse), that this work aims to meet. Additionally, the prototype was subjected to clinical trial on a patient, and the results demonstrated efficacy and no visible lesions were noticed on retina.

Keywords: Laser control system, micro-second laser pulses, yellow laser, ophthalmological laser.

Lista de Figuras

Figura 1 - O globo ocular. Fonte: (INSTITUTO DE RETINA, 2011)	32
Figura 2 - Retina e suas principais regiões. Fonte: (PACIFIC MEDICAL CENTERS, 2011).....	33
Figura 3 - Figura da mácula e camadas internas. Fonte: (ELLEX, 2011)	34
Figura 4 - Formação de imagem no fundo do olho. Fonte: (CSILLAG, 2005).	35
Figura 5 - Hemorragias grandes na região da fóvea. Fonte: (HAMMES et al., 2010).....	36
Figura 6 - Retinopatia diabética severa não proliferativa antes (esquerda) e após tratamento com fotocoagulação (direita). Fonte: (JOUSSEN et al., 2007).....	37
Figura 7 - Ampliação da retina tratada com laser para retinopatia diabética proliferativa. Fonte: (JOUSSEN et al., 2007).....	38
Figura 8 - Exsudatos na região da mácula. Fonte: (HAMMES et al., 2010)	39
Figura 9 - Espectro de absorção dos principais cromóforos presentes no olho. Fonte: (BOYD, 2005).	41
Figura 10 - Localização do efeito térmico na retina. Fonte: (CSILLAG, 2005)	43
Figura 11 - Elementos fundamentais em uma cavidade laser. Fonte: (SCHEPS, 2001)	46
Figura 12 – Modos de emissão laser – Absorção	47
Figura 13 - Modos de emissão laser – Emissão espontânea	47
Figura 14 - Modos de emissão laser – Emissão estimulada	47
Figura 15 - Diagrama da cavidade de laser Self-Raman amarelo. Fonte: (ORTEGA, 2010).....	49
Figura 16 - Espectro de absorção do Nd:GdVO ₄ (0.3%Nd). Fonte: (NORTHROPGRUMMAN CORPORATION, 2011)	50
Figura 17 – Potência óptica versus corrente do diodo de bombeio máxima.	51
Figura 18 - Sistema de controle em malha fechada. Fonte: (ELLIS, 2004)	52
Figura 19 – Resposta ao impulso de um sistema de controle. Fonte: (DORF, 2001)	54
Figura 20 – Exemplo de implementação do controlador PI. Fonte: (ELLIS, 2004).	55
Figura 21 – Diagrama ciclo de calibração controlador PI. Fonte: (ELLIS, 2004).	55
Figura 22 – Diagrama de um laser de rubi chaveado com prisma rotativo. Fonte: (KOECHNER, 2006)	59
Figura 23 – Diagrama de um sistema elétrico-óptico de chaveamento laser. Fonte: (KOECHNER, 2006)	60
Figura 24 – Sistema de chaveamento analógico da referência.....	61
Figura 25 - Comparação de pulso laser no modo normal e modo <i>FastPulse</i> Laser	64
Figura 26 - Elevação da temperatura da retina, RPE e coróide com exposição de laser entre 1µs e 100ms. Fonte: (MAINSTER, 2010).	66
Figura 27 – Região do comprimento de onda amarelo no espectro. Fonte: (ORTEGA, 2011).	67
Figura 28 - Arquitetura do equipamento laser amarelo	68
Figura 29 - Diagrama de blocos da eletrônica.....	71
Figura 30 – Diagrama em blocos do microcontrolador PXAS3 (NXP SEMICONDUCTORS, 2011) ..	74
Figura 31 - Diodo Laser de Bombeio e características principais. Fonte: (LIMO LISSOTSCHENKO MIKROOPTIK GMBH, 2011).	75
Figura 32 - Relação entre corrente e potência da barra de diodo laser. Fonte: (COHERENT INC, 2011a)	76
Figura 33 - Seção transversal de um TEC. Fonte: (LAIRDTECH TECHNOLOGIES, 2011a).....	77

Figura 34 - TEC utilizado na refrigeração do Diodo de Bombeio. Fonte: (LAIRDTECH TECHNOLOGIES, 2011b)	77
Figura 35 - Curvas de operação do Termo-Cooler, a –) lado quente em 25°C e b –) lado quente em 50°C. Fonte: (LAIRDTECH TECHNOLOGIES, 2011b)	78
Figura 36 – NTC utilizado no controle térmico. Fonte: (EPCOS, 2011)	79
Figura 37 - Circuito de leitura NTC. (Fonte: BOYES, 2003)	79
Figura 38 - Circuito equivalente do fotodiodo. Fonte: (OSIOPTOELECTRONICS, 2011)	80
Figura 39 - Relação Corrente Tensão do fotodiodo. Fonte: (OSIOPTOELECTRONICS, 2011)	81
Figura 40 - Fotodiodo de silício. Fonte: (OSIOPTOELECTRONICS, 2011)	81
Figura 41 - Circuito de polarização do fotodiodo. Fonte: (OSIOPTOELECTRONICS, 2011)	82
Figura 42 - Diagrama de um sensor hall com saída de tensão. Fonte: (MAGNECOMP MAGNETIC COMPONENTS CC, 2011)	83
Figura 43 – Sensor de corrente LA55-P (LEM, 2011)	83
Figura 44 – Diagrama de um conversor DCDC do tipo <i>Buck</i> . Fonte: (KAZIMIERCZUK, 2008)	84
Figura 45 – DCDC Sil20C2. Fonte: (EMERSON NETWORK POWER, 2011d)	84
Figura 46 – DCDC PTH12040. Fonte: (PTH12040 DATASHEET, 2011c)	85
Figura 47 – Diagrama de blocos do sistema clássico de controle de malha fechada aplicado no laser amarelo	86
Figura 48 - Forma de onda da geração do pulso rápido teórica	87
Figura 49 – Diagrama do controle térmico do diodo	88
Figura 50 – Resistor de potência utilizado para aquecer o LBO. Fonte: (CADDOCK, 2011)	89
Figura 51 – Malha de controle do sistema <i>FastPulse</i>	93
Figura 52 – Diagrama do software de controle PI de potência	95
Figura 53 – Circuito PI da malha de corrente	97
Figura 54 – Potência óptica e corrente do diodo na malha de corrente	98
Figura 55 – Dinâmica da calibração do PI - (a) Controle instável. (b) Estável com <i>overshoot</i> . (c) Estável, zero de <i>overshoot</i> e <i>rise time</i> na ordem de 5ms.	99
Figura 56 – Controle da potência de saída na malha normal	100
Figura 57 - Forma de onda da geração do <i>FastPulse</i> prática.	101
Figura 58 – <i>Rise-time</i> do pulso rápido	102
Figura 59 - Forma de onda da geração do <i>FastPulse</i> prática, sem o acionamento do diodo <i>dummy</i>	102
Figura 60 - Estabilização da potência laser em modo <i>FastPulse</i>	103
Figura 61 - Estabilização da potência laser em modo <i>FastPulse</i>	103
Figura 62 - Comportamento da corrente do diodo no modo <i>FastPulse</i>	105
Figura 63 - Circuito de condicionamento dos sinais dos NTCs	105
Figura 64 – Arquitetura do controle térmico do diodo laser	107
Figura 65 – Arquitetura do controle térmico do LBO	108
Figura 66 – Malha de controle da temperatura do cristal laser	108
Figura 67 – Estabilização da temperatura do diodo laser e LBO	110
Figura 68 – Diagrama de fluxo de dados Geral (nível 0)	112
Figura 69 – Diagrama de fluxo de dados Geral (nível 1)	112
Figura 70 – Modelo de bancada do controle de potência	115
Figura 71 – Conjunto de placas do sistema eletrônico.	116
Figura 72 – Console protótipo do Laser Amarelo	117

Figura 73 – Conceito de <i>design</i> do fotocoagulador laser amarelo	118
Figura 74 – Retinografia colorida e angiografia de retina com marcas de laser convencional ...	120
Figura 75 – Angiografia da retina Após aplicação laser com <i>FastPulse (subthreshold)</i>	120
Figura 76 – OCT anterior ao tratamento com <i>FastPulse</i>	121
Figura 77 – OCT pós-tratamento com <i>FastPulse</i>	122

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Comparativo entre os lasers de mercado	58
Tabela 2 - Dados da Fonte da Eletrônica. Fonte: (EMERSON NETWORK POWER, 2011a).....	73
Tabela 3 - Dados da Fonte de Potência. Fonte: (EMERSON NETWORK POWER, 2011b).....	73
Tabela 4 - Características do TEC. Fonte: (LAIRDTECH TECHNOLOGIES, 2011b)	78
Tabela 5 - Especificação da faixa de operação dos parâmetros do laser em regime contínuo ...	100
Tabela 6 - Medidas de desempenho do <i>FastPulse</i>	104
Tabela 7 – Especificação da faixa de operação dos parâmetros do laser em regime micro-pulsado	104

Lista de Siglas e Abreviaturas

AC	Corrente alternada
AD	Conversor analógico para digital
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CW	Regime contínuo de operação laser
DA	Conversor digital para analógico
DC	Corrente contínua
DCDC	Conversor de tensão DC
<i>FastPulse</i>	Regime de operação laser com pulsos em microssegundo (tratamento <i>subthreshold</i>)
FDA	<i>Food and Drugs Administration</i> – Ministério de Alimentos e Fármacos
FWHM	Largura de banda de emissão
GND	Referência do sinal de alimentação – Ground
INMETRO	Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial
LBO	<i>Lithium Triborate (crystal para dobramento de frequência)</i>
Mosfet	<i>field-effect transistor</i>
Nd:YAG	Neodymium-doped yttrium aluminium garnet
Nd:GdVO ₄	<i>Neodymium: Gadolinium Vanadate</i> (cristal laser)
NTC	<i>Negative Temperature Coefficient</i>
PEDF	Pigment epithelium-derived factor
PEMS	<i>Programmable electrical medical system</i>
PESS	<i>Programmable electronic subsystems</i>
PI	Controlador Proporcional – integrativo
PID	Controlador Proporcional – integrativo – derivativo
PWM	<i>Pulse Width Modulator</i>
RPE	Epitélio pigmentar
SHG	<i>Second Harmonic Generation</i>
SRS	<i>Stimulated Raman Scattering</i>
TEC	<i>Thermal electronic cooler</i>
TR	Resistor térmico
VGEF	Fator de Crescimento Vascular no Endotélio
VCC	Alimentação (Nível alto da fonte de alimentação)

Sumário

1	Introdução	27
1.1	Considerações iniciais	27
1.2	Justificativas	28
1.3	Objetivos	29
1.4	Organização do trabalho	29
2	A interação do laser com o olho humano e doenças da retina	31
2.1	Considerações iniciais	31
2.2	O olho humano.....	31
2.3	A doença retinopatia diabética	35
2.4	A doença edema macular.....	38
2.5	Tratamento a laser	39
2.5.1	Processo foto-térmico	42
2.5.2	Hipertermia (Efeito <i>subthreshold</i>).....	42
2.5.3	Fotocoagulação	42
2.5.4	Vaporização	43
2.5.5	Efeito terapêutico da fotocoagulação.....	43
2.5.6	Efeito terapêutico da fotocoagulação <i>subthreshold</i>	44
3	Princípios da cavidade laser e de sistemas do controle.....	45
3.1	Considerações iniciais	45
3.2	Princípio do laser.....	45
3.3	Características técnicas da cavidade laser	48
3.4	Sistema de controle de malha aberta e fechada	51
4	Métodos para obtenção do laser micro-pulsado.....	57
4.1	Considerações iniciais	57
4.2	Estado da arte	57
4.3	Considerações finais.....	62
5	Materiais e métodos	63
5.1	Considerações iniciais	63
5.2	O protocolo <i>FastPulse</i>	63
5.3	Método de desenvolvimento.....	67
5.4	Hardware.....	68

5.4.1	A fonte de alimentação e DCDC	72
5.4.2	O microcontrolador	73
5.4.3	O diodo laser	75
5.4.4	O TEC	76
5.4.5	O NTC.....	78
5.4.6	O fotodiodo	80
5.4.7	Sensor de corrente de efeito Hall	82
5.4.8	Conversor DCDC	83
5.4.9	Sistema de controle em malha lenta	85
5.4.10	Sistema de controle em malha rápida	86
5.4.11	Controle térmico dos elementos da cavidade	88
6	Protótipos e resultados	91
6.1	Considerações iniciais	91
6.2	Implementação do sistema de controle de malha rápida (<i>FastPulse</i>).....	92
6.2.1	Sistema de controle.....	92
6.2.2	Sincronismo com o software	93
6.2.3	Malha de controle de potência em software.....	94
6.2.4	Implementação do circuito PI de corrente	97
6.3	Resultados do controle de potência em malha lenta	98
6.4	Resultados do controle de potencia em malha rápida	101
6.5	Implementação do controle térmico	105
6.5.1	Leitura da temperatura	105
6.5.2	Controle térmico do diodo laser	106
6.5.3	Controle térmico do LBO.....	107
6.5.4	Controle térmico do Nd:GdVO4.....	108
6.5.5	Malha de controle da temperatura em software	109
6.6	Aspectos gerais do software do fotocoagulador	110
6.7	Modelo de programação.....	113
6.8	Prova de conceito.....	114
6.9	Modelo de engenharia	116
6.10	Modelo de qualificação	117
6.11	Testes Clínicos	118
6.12	Considerações finais.....	123
7	Conclusão	125

7.1	Trabalhos futuros	126
7.2	Trabalhos publicados	127
8	Referências.....	129
9	Anexo A – Controlador PI da potência em software.....	137

1 Introdução

1.1 Considerações iniciais

A terapia foto-térmica aplicada em retinopatias (doenças vasculares na retina), foi proposta inicialmente Gerd Meyer Schwickerath em 1960. Ele utilizou um sistema óptico que captava a luz do sol chamado heliostato. Esse sistema foi logo substituído por um instrumento com luz de xenônio acoplado a um oftalmoscópio indireto, da empresa Carl Zeiss (JOUSSEN et al., 2007). Era um sistema volumoso e apresentava altas perdas de calor e logo em seguida foi substituído pelo laser.

As retinopatias possuem origem principalmente na deficiência de irrigação sanguínea das camadas da retina, provocando inchaço e até vazamentos de secreções. Esse estado é agravado com a presença de doenças como diabetes, o que resulta na retinopatia diabética.

A partir do primeiro laser desenvolvido com sucesso, o laser de rubi, criado por Theodore Maiman, em 1960, um esforço considerável vem sendo feito para determinar qual o comprimento de onda ideal para fotocoagulação, procedimento que utiliza uma fonte luminosa para tratar retinopatias através de aquecimento, coagulação ou necrose de tecidos da retina (BOYD, 2005). A escolha do comprimento de onda estava inicialmente limitada ao tipo de laser disponível. O primeiro, o laser de rubi, emite no vermelho, em 694 nm. Neste comprimento de onda, a retina e o epitélio pigmentar, membranas da estrutura do fundo do olho, apresentam uma transparência alta, e era necessária uma energia elevada para conseguir o resultado de fotocoagulação. Essa energia alta reflete em aquecimento indesejado de áreas do fundo do olho, causando dor elevada e necessidade de anestesia.

Com a chegada do laser de argônio, desenvolvido por Ali Javan, ele foi aplicado em fotocoagulação em 1968 por Francis L'Esperance. Porém apenas em 1971 se tornou comercial (BOYD, 2005). O comprimento de onda de 514,5 nm era altamente absorvido no epitélio pigmentar (membrana presente na retina). Um argumento contra o uso desse comprimento de onda é que com o

envelhecimento e formação de catarata a luz é refletida e espalhada até chegar na retina, e a xantofila, proteína presente na mácula (região da retina responsável pela visão central), absorve fortemente esse comprimento de onda, tornando esta uma opção inviável para tratamento de edema de mácula (JOUSSEN et al., 2007).

O laser de diodo foi criado em 1962, e se tornou uma opção interessante por ser compacto e não precisar de refrigeração a água. Em 1980, o laser de diodo em 810 nm já atingia potências elevadas de 500 mW e sua aplicação em fotocoagulação se tornou mais utilizada (BOYD, 2005).

Atualmente, os lasers de estado sólido bombeados a laser de diodo com comprimento de onda na linha do verde e amarelo são as opções mais atraentes por serem equipamentos compactos e com dispersão baixa do feixe de luz (JOUSSEN et al., 2007). A aplicação do laser de cor amarela na fotocoagulação da retina tornou-se importante devido às características seletivas da interação do comprimento de onda com os tecidos da retina, as quais proporcionam maior segurança no tratamento de doenças próximas à mácula (ORTEGA, 2011).

1.2 Justificativas

Até o presente momento o padrão de tratamento oftalmológico da retina com laser tem sido aplicações lasers com pulsos longos, tipicamente de 0,1 a 0,5 segundos. Estudos recentes (DARÉ et al., 2007; MAINSTER, 1999) sugerem que o efeito terapêutico do laser ocorra em porções do tecido em exposição laser que sofreu menor elevação térmica, e não a porção central da região que normalmente sofre uma necrose, ou seja, morte de fotorreceptores da retina. Para poupar a morte dos fotorreceptores, a energia do laser deve criar o mínimo de aumento da temperatura necessária para produzir uma sequência de reações biológicas responsável pelo efeito terapêutico benéfico da fotocoagulação. A exposição deve ser mais curta do que o tempo necessário para a onda térmica se espalhar e atingir estruturas que devam ser poupadas, e para isso o tempo de exposição deve ser de pulsos da ordem de 10^{-4} segundos.

Dessa maneira surgiu um novo protocolo clínico denominado *FastPulse* (OPTO ELETRÔNICA S/A, 2011a), no qual a energia do laser é entregue através de uma sequência de pulsos curtos repetitivos (tipicamente de 100-300 microssegundos) dentro de um conjunto, que é chamado “envelope”, cuja duração, tipicamente 0,1 - 0,5 segundo, é o tempo de exposição.

1.3 Objetivos

O presente trabalho tem por objetivo apresentar o desenvolvimento de um sistema de controle eletrônico e software capaz de acionar uma cavidade de laser amarelo (comprimento de onda em 586 nm) em operação contínua e com pulsos em microssegundo (Protocolo *FastPulse*). O acionamento do laser deve levar em conta o controle de corrente elétrica e temperatura dos elementos da cavidade, pois a potência óptica do laser é bastante sensível a variações dessas grandezas.

1.4 Organização do trabalho

Este trabalho está dividido em sete capítulos, sendo que neste capítulo foi apresentado o contexto em que se enquadra esse trabalho, as justificativas e os objetivos.

A teoria relacionada é apresentada nos capítulos 2 e 3. No capítulo 2 são apresentados conceitos teóricos da interação do laser com o olho humano e características do tratamento laser. No capítulo 3 são apresentados a cavidade laser utilizada e os conceitos de controle adotados.

No capítulo 4 são apresentados métodos que vem sendo utilizados na obtenção de laser micro pulsado.

Nos demais capítulos são apresentados a descrição do trabalho propriamente dito, os resultados e discussões. No capítulo 5 é descrita a metodologia de hardware e software para implementação do controle da

potência do laser nos dois regimes de operação da cavidade. No capítulo 6 são apresentados os protótipos e os resultados obtidos com o sistema de controle proposto. Finalmente, no capítulo 7 são apresentadas as conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

2 A interação do laser com o olho humano e doenças da retina

2.1 Considerações iniciais

As estruturas do olho humano apresentam comportamento diferente quando expostas à radiação luminosa para cada comprimento de onda de luz do espectro. Na região do infravermelho médio e distante (1400 nm – 1 mm) e ultravioleta distante (180-315 nm) a radiação é totalmente absorvida na primeira lente do olho chamada córnea, e não é transmitida para regiões internas do olho. Na região do ultravioleta (315-390 nm) a radiação é absorvida nas primeiras lentes do olho (córnea e cristalino). E finalmente, na região visível e infravermelho próximo (400-1400 nm) é transmitida por todas as lentes do olho até atingir o fundo do olho, a retina (PRINCETON UNIVERSITY, 2011). A região do espectro visível e do infravermelho próximo são as que possuem interesse para aplicações em tratamento de doenças oftalmológicas na retina.

As principais doenças da retina que são tratadas com fotocoagulação com *FastPulse* são a retinopatia diabética e edema macular diabético. Ambas as doenças são retinopatias que provocam perda de acuidade visual por inchaço e eliminação de resíduos ao redor dos vasos sanguíneos da retina e são agravadas pela presença da doença diabetes (NORTH BAY EYE ASSOCIATES, 2011).

2.2 O olho humano

O globo ocular humano, como ilustrado na Figura 1, possui um formato geometricamente esférico e está alojado dentro de uma cavidade óssea no crânio. No seu exterior possui estruturas musculares que promovem o movimento do olho e compressão de elementos refrativos como o cristalino. No seu interior possui estruturas ópticas pelas quais a luz de um objeto iluminado

atravessa os meios de refração do olho e cai sobre a retina como uma imagem invertida e diminuída. Essas estruturas ilustradas na Figura 1 serão descritas brevemente a seguir.

Figura 1 - O globo ocular. Fonte: (INSTITUTO DE RETINA, 2011)

A córnea é o primeiro elemento refrativo do olho se impor o sentido de visualização do meio externo para o interior do olho. Sua função é permitir a entrada de luz no olho, direcionando seus raios luminosos. É composta por tecidos fibrilares transparentes não vascularizados e possui uma espessura média total de 500 μm .

A esclera é uma continuação da córnea, estrutura fibrosa de coloração branca e neovascularizada. Sua função é a de proteção das estruturas mais sensíveis do globo ocular (AYRES PEREIRA, 2010).

A íris é um disco circular fortemente vascularizados que avança sobre a superfície anterior do cristalino. A íris tem muito das características de um diafragma óptico, cuja abertura central é chamada pupila. O tamanho da pupila é significativo no controle da quantidade de luz que atinge a retina com intensidades variadas de iluminação ambiente. Sua estrutura é composta por evaginações entre fibras de colágeno, cobertos por fibroblastos e melanócitos, que dão à íris sua característica individual.

O cristalino é uma estrutura elástica e transparente composta por fibras cristalinas concêntricas, o que a confere um formato de lente biconvexa. Ele é preso e constantemente tensionado por um anel fibroso chamado corpo ciliar. O corpo ciliar exerce uma pressão variável no cristalino, capaz de alterar seu raio

de curvatura, alterando a distância focal, e desta forma focando na retina diferentes objetos em diferentes distâncias do olho. Tem de 7 a 9 mm de comprimento no seu maior eixo e 2 a 4 mm de espessura.

O humor aquoso é uma substância gelatinosa e transparente, responsável por preencher o restante do globo ocular, entre o cristalino e a retina. Sua composição é 99% de água e é mantido no lugar por fibras de colágeno anexadas na membrana limítrofe interna da retina (CSILLAG, 2005).

A retina é um tecido complexo, altamente vascular, que reveste dois terços do globo ocular na túnica interna. Ela é responsável por converter os sinais luminosos em sinais elétricos e enviá-los ao cérebro através do nervo óptico. Ela pode ser dividida em região central e periférica. A área central tem um diâmetro aproximado de 5,5 milímetros (3-4% da retina), chamada mácula, e possui grande importância clínica por ser a região de recepção dos detalhes e cores, portanto deve ser preservada. No seu centro está uma região de aproximadamente 1,8 mm denominada fóvea. A mácula e a fóvea são responsáveis pela visão central enquanto o restante da retina é responsável pela visão periférica (CSILLAG, 2005). É por isso que os olhos se movem quando se lê ou quando se olha para um objeto em movimento, pois a imagem tem que ser focada na fóvea para percepção detalhada. O restante da retina pode perceber a luz e movimento, mas não imagens detalhadas (visão periférica). O início do nervo óptico (Figura 2) é um local quase circular de aproximadamente 1,5 mm de diâmetro, com uma depressão central (PRINCETON UNIVERSITY, 2011).

Figura 2 - Retina e suas principais regiões. Fonte: (PACIFIC MEDICAL CENTERS, 2011).

As principais estruturas do fundo do olho de interesse ao estudo do laser são: Epitélio pigmentar (RPE), camada neural de fotorreceptores, e coróide (C), de

acordo com a Figura 3. A membrana de Bruch serve de duto de transporte de lixo metabólico dos fotorreceptores para a coróide.

Figura 3 - Figura da mácula e camadas internas. Fonte: (ELLEX, 2011)

As células de pigmento do RPE são conectadas por junções fortes e contêm depósitos de melanina. Estas células têm um papel na dinâmica no processo de fotorrecepção (atua como tela difusora). Ela possui coloração vermelho alaranjado em caucasianos, vermelho tijolo em negros, e o RPE é mais pigmentado na mácula. A coloração desse pigmento é determinante na quantidade de potência laser que é aplicada em tratamentos na retina.

A camada sensorial possui as células receptoras de luz. Quando excitadas, elas liberam moléculas neurotransmissoras a uma taxa que é máxima na escuridão e diminui, de forma logarítmica, com o aumento da intensidade luminosa.

Há dois tipos de células fotorreceptoras: os cones e bastonetes. Os bastonetes possuem forma fina e longa, enquanto os cones tem perfil mais volumoso. Nos bastonetes, a energia de fótons de comprimento de onda apropriado (luz visível entre 400 e 700 nm) é transformada em energia de ativação necessária para um rearranjo intramolecular para produzir a energia mais baixa *all-trans-retinal*. Os bastonetes não detectam cor, apenas tons de cinza e são estimulados a baixas intensidades de luz. Os cones possuem processos similares de conversão de energia, mas eles contêm três pigmentos de cor diferente, o RGB (*red, green, blue*), cuja absorção máxima está em 440 nm (azul), 540 nm (verde) e 577 nm (laranja-vermelho) (CSILLAG, 2005). A disposição desses três tipos de cones na retina é que permite a visualização das cores.

A densidade de cones é maior na fóvea (entre 100×10^3 cones/mm² e 300×10^3 cones/mm²) permitindo que essa região possua uma maior acuidade visual. A densidade de bastonetes é maior na retina periférica (entre 140×10^3 bastonetes/mm² e 160×10^3 bastonetes/mm²), e praticamente inexistente na fóvea. Portanto, um ser humano possui ao todo, cerca de 90 milhões de bastonetes e 4.5 milhões de cones.

A coróide é a camada mais interna do olho, atrás da retina. É extremamente vascularizada e tem a função de nutrir a retina. Além disso, ela é uma região pigmentada, que evita que a luz que chega à retina seja refletida de volta (ROSSI, 2009).

No olho normal, conforme ilustrado na Figura 4, os raios de luz de um objeto convergem na fóvea, o local que possui maior sensibilidade à captação de detalhes do objeto (CSILLAG, 2005).

Figura 4 - Formação de imagem no fundo do olho. Fonte: (CSILLAG, 2005).

2.3 A doença retinopatia diabética

A retinopatia diabética está se tornando a maior causa de cegueira no mundo. O número de pacientes diabéticos tem crescido, chegando a percentagem de 5% a 7% da população acima de 20 anos (BOYD, 2005). Um estudo recente de pacientes com diabetes tipo I demonstra que após 14 anos com diabetes, cerca de 70% demonstram algum nível de retinopatia diabética, e 10% têm retinopatia diabética moderada a grave (JOUSSEN et al., 2007).

A retinopatia diabética é a complicação ocular derivada de dois tipos de diabetes, I e II, porém com maior percentagem em pessoas com diabetes tipo I.

O diabetes tipo I é desencadeado pela destruição das células beta, secretoras de insulina nas ilhotas de Langerhans do pâncreas. Já o diabetes mellitus tipo II, a secreção de insulina fica comprometida assim como a capacidade de absorção periférica deste hormônio (CORRÊA, 2005).

Esta doença é apresentada inicialmente com mudanças que são reversíveis e não ameaçam a visão central. Essas mudanças são denominadas retinopatia simplex ou de fundo, aludindo ao fato de que as lesões permanecem no fundo do olho. Posteriormente, essas mudanças podem progredir para uma ou ambas das seguintes formas: uma maculopatia diabética com exsudação da retina e edema que se estende até a região da fóvea e ameaça a visão central, ou retinopatia diabética proliferativa, que é o crescimento de novos vasos a partir de veias maiores da retina. Esses novos vasos podem causar perda visual por hemorragia espontânea no corpo vítreo, ou por indução de deslocamento de retina devido à tração de tecido conjuntivo nos vasos novos (HAMMES et al., 2010).

O estímulo a neovascularização deve-se à liberação de um fator angiogênico pela hipóxia, *Vascular Endothelial Growth Factor* – Fator de Crescimento Vascular no Endotélio (VEGF). Esse fator promove o crescimento de novos vasos sanguíneos de acordo com a concentração de oxigênio. Quanto mais hemorragia, menor a concentração de oxigênio e maior o estímulo de formação de VEGF, e consequentemente maior número de neovasos (CORRÊA, 2005). A

Figura 5 apresenta início de hemorragia na região da fóvea.

Figura 5 - Hemorragias grandes na região da fóvea. Fonte: (HAMMES et al., 2010)

A neovascularização vitreoretiniana estimula a fibroplasia e a fibrose vítrea, que progridem com o aumento do descolamento do vítreo posterior pela

contração das membranas vítreas, rasgando os delicados vasos sanguíneos. O resultado disso são hemorragias pré-retinianas e vítreas cuja organização produz ainda mais fibrose e tração. Esta tração pode provocar um descolamento localizado da mácula e também contribui para descolamento de retina (CORRÊA, 2005).

O mecanismo de ação da fotocoagulação a laser na retinopatia diabética proliferativa pode ser visto como uma simples restituição do equilíbrio entre demanda de oxigênio e suprimento de oxigênio, em face de perda generalizada de perfusão capilar. Medidas na concentração de oxigênio nos tecidos da retina demonstram que a fotocoagulação melhora a oxigenação das camadas internas da retina ao destruir a camada superior de fotorreceptores, permitindo que mais oxigênio circule nas camadas internas (JOUSSEN et al., 2007). A Figura 6 apresenta o resultado de um tratamento. As lesões causadas pela retinopatia diminuíram, porém foi desenvolvido um edema macular.

Figura 6 - Retinopatia diabética severa não proliferativa antes (esquerda) e após tratamento com fotocoagulação (direita). Fonte: (JOUSSEN et al., 2007).

A Figura 7 apresenta as marcas deixadas pelo tratamento em uma retina com retinopatia diabética. Observe que as marcas estão entre a maioria das veias da retina.

Figura 7 - Ampliação da retina tratada com laser para retinopatia diabética proliferativa. Fonte: (JOUSSEN et al., 2007).

2.4 A doença edema macular

Edema macular é uma complicação da retinopatia diabética. Promove o inchaço da retina devido ao vazamento de líquido dos vasos sanguíneos dentro da mácula. Pode haver um aumento da espessura macular central, e está associado com perda de visão (JOUSSEN et al., 2007). Edema macular diabético é classificado como focal e difuso, sendo que esses dois tipos diferem no tratamento.

O edema macular focal é causado por focos de alterações vasculares, principalmente microaneurismas, que tendem a vaziar fluido. O edema macular difuso é causado por capilares dilatados na retina, possui vazamento de fluido, e provoca o espessamento retiniano.

A lesão dos vasos acarreta processo inflamatório e o aparecimento de secreções ou exsudatos. Exsudatos retinianos são precipitações de plasma que vazam dos vasos da retina. O exsudato típico é uma lesão esbranquiçada em contraste com o vermelho da retina (Figura 8).

Figura 8 - Exsudatos na região da mácula. Fonte: (HAMMES et al., 2010)

Dois tipos de tratamento a laser podem ser aplicados para edema macular diabético, os focais e a grade. No edema focal o objetivo é fechar o vazamento de microaneurismas, e no edema que apresenta espessamento da retina, um vazamento difuso, utiliza-se a grade de tratamento (concentração de diversos pontos de aplicações lasers na região tratada) (MOTTA et al., 2008; MEDICINENET, 2011).

O mecanismo exato de ação da fotocoagulação a laser é desconhecido, mas está associado à melhor oxigenação das membranas internas da retina.

2.5 Tratamento a laser

Um efeito comum para todas as modalidades de tratamento é o efeito destrutivo no tecido irradiado. A radiação laser sempre produz lesão que é seguido de um processo de reparação. Às vezes a própria lesão por si só é a cura, como o tratamento realizado com o laser de Nd:YAG (interação foto-mecânica). Em outros casos, o processo de cura é induzido pela lesão, como na fotocoagulação (interação foto-térmica). Inicialmente, uma grandeza importante no entendimento da interação do laser com o tecido é a densidade de potência, dada em W/cm^2 , o que demonstra que quanto maior a potência e menor a área de incidência do feixe laser maior a densidade de potência e consequentemente maior o efeito foto-térmico na região.

Pode-se dividir as interações do laser em reflexão, espalhamento e absorção. A reflexão é causada pela tentativa da luz atravessar meios com índices de refração diferentes. Ao atravessar de um meio 1 para o meio 2, parte da luz incidente retorna para o meio 1 de origem e parte passa para o meio 2. O espalhamento ocorre quando a luz passa por um meio não homogêneo, e a luz é defletida em direções não correspondentes a direção preferencial do feixe. Quando o tamanho ou espaçamento entre as partículas do meio for menor que o comprimento de onda da luz incidente, o espalhamento segue o conceito de Rayleigh, no qual a intensidade de luz espalhada é proporcional ao inverso do comprimento de onda. A absorção ocorre quando a energia incidente é parcialmente absorvida pelos átomos e moléculas do tecido e convertida em calor ou energia química. A absorção é seletiva e certos comprimentos de onda são mais absorvidos do que outros, e isso está relacionado com a presença de certos pigmentos, proteínas e água nos tecidos (BOYD, 2005).

A Figura 9 apresenta a relação do coeficiente de absorção por comprimento de onda incidente, em proteínas presentes na retina, e destaca os comprimentos de onda de lasers importantes (A – laser de argônio em 514 nm; B – Laser estado sólido em 532 nm; C – Laser de estado sólido em 586 nm; D – Laser de diodo em 810 nm; E – laser de Rubi em 694 nm; F – Laser de YAG em 1064 nm). A melanina, de tonalidade escura, é um pigmento que absorve fortemente o ultravioleta e a luz visível, e está presente na retina, mais precisamente no RPE. A hemoglobina possui uma forte absorção no ultravioleta e no verde. Isso explica a tonalidade vermelha do sangue, com a decomposição do verde e azul. A desoxihemoglobina absorve mais o vermelho do que a oxihemoglobina. A xantofila é o pigmento mais presente na mácula, e possui pico de absorção no 460 nm.

Em fotocoagulação na região central da mácula é evitado o uso de comprimento de onda que seja absorvido por ela e possa causar danos. É o caso de comprimentos de ondas na faixa azul-verde. O laser amarelo (586 nm) possui a vantagem de não ser fortemente absorvido pela xantofila, e é uma alternativa de tratamento nessa região.

Figura 9 - Espectro de absorção dos principais cromóforos presentes no olho.
Fonte: (BOYD, 2005).

A água está presente na quase totalidade dos tecidos oculares. Não possui absorção na região do visível e sua absorção começa a crescer no infravermelho (800 nm, pico em 1450 nm).

A transmissão é o resultado da subtração da luz incidente, da absorção e espalhamento no tecido.

É possível estimar a profundidade de penetração da luz em um tecido através da lei Lambert-Beer (equação 1). Ela diz que a profundidade de absorção é inversamente proporcional ao coeficiente de absorção. Analogamente, o coeficiente de espalhamento é inversamente proporcional à profundidade. E pode-se considerar que o coeficiente de penetração óptica (α_{opt}) é a soma do coeficiente de absorção e o coeficiente de espalhamento do tecido. Tanto a absorção quanto o espalhamento é dependente do comprimento de onda da luz incidente (BOYD, 2005).

(1)

Na equação 1, I é a intensidade de luz resultante após passar pelo tecido, I_0 é a intensidade de luz incidente, α_{opt} é o coeficiente de penetração óptica, e L é a distância percorrida pela luz ao atravessar o tecido. Como exemplo, pode-se citar a percentagem ($I/I_0 \cdot 100$) de absorção do RPE no comprimento de onda do laser amarelo, 586 nm, que equivale aproximadamente a 73% (BOYD, 2005). Ou

seja, 73% da luz incidente I_0 é absorvida no RPE, e 27 % é transmitida para a coróide.

2.5.1 Processo foto-térmico

Para um efeito foto biológico ocorrer é necessário que a energia incidente seja absorvida e convertida em calor. Caso essa energia seja aplicada por períodos de tempo grande, o calor é propagado e tecidos vizinhos serão atingidos colateralmente. O valor da temperatura que a região deve chegar determina o resultado térmico e terapêutico (BOYD, 2005). A Figura 10 ilustra os efeitos térmicos em um pulso laser.

2.5.2 Hipertermia (Efeito *subthreshold*)

Processo pelo qual o tecido é elevado a uma temperatura por volta de 37 °C, que evita a fotocoagulação (BOYD, 2005).

2.5.3 Fotocoagulação

A fotocoagulação é o processo pelo qual o calor atingido na região do tecido leva à necrose das células, sendo acompanhado de um encolhimento do tecido. A região perde as funções vitais, ou seja, morte celular e morte de fotorreceptores da retina. Na retina, a temperatura atingida na fotocoagulação varia de 60 °C a 80 °C (BOYD,2005).

2.5.4 Vaporização

Na vaporização, a região do tecido que foi aquecida atinge a temperatura de evaporação da água, e conseqüentemente ocorrem rupturas no tecido e decomposição dos fragmentos (BOYD, 2005).

Figura 10 - Localização do efeito térmico na retina. Fonte: (CSILLAG, 2005)

2.5.5 Efeito terapêutico da fotocoagulação

A fotocoagulação regula e potencializa os inibidores e diminui a expressão dos indutores de angiogênese (formação e proliferação de novos vasos sanguíneos na retina). Essa proliferação de vasos é decorrente de doenças retinianas como a degeneração macular. Além disso, induz a migração de células tronco para a região exposta a laser e diferenciam e substituem células com função debilitada e danificadas. Finalmente, induz no RPE a formação de uma proteína que inibe neovasos chamada *Pigment epithelium-derived factor* (PEDF) (MAINSTER, 2010).

2.5.6 Efeito terapêutico da fotocoagulação *subthreshold*

Novas hipóteses no mecanismo de ação da fotocoagulação a laser sugerem que seu benefício terapêutico decorra de atividades biológicas, que não ocorrem necessariamente na porção central de necrose induzida pela fotocoagulação, mas podem acontecer ao redor da “queimadura”, em áreas afetadas por elevação fototérmica menor, subletal. Portanto, a lesão causada pela fotocoagulação visível pode ser redundante, e uma terapia com laser, igualmente efetiva, pode ser administrada com mínima intensidade, poupando a retina por meio de protocolos para criar apenas elevações fototérmicas não letais, sem marca visível. Esse efeito pode ser alcançado reduzindo o tempo de exposição do laser (pulsos curtos) fazendo com que a elevação de temperatura se concentre no RPE e não se espalhe para a retina neural e coróide (DARÉ et al., 2007). Cada pulso desnatura apenas uma pequena porção do tecido, e a combinação de pulsos repetitivos em microssegundo produzem o efeito terapêutico (MAINSTER, 2010).

3 Princípios da cavidade laser e de sistemas de controle

3.1 Considerações iniciais

A cavidade laser é um conjunto de componentes ópticos e eletrônicos, que convertem energia elétrica em energia óptica controlada. Nesse capítulo são abordados os princípios de formação da luz laser, as características da cavidade laser utilizada nesse trabalho, e os princípios de controle eletrônico em malha fechada.

3.2 Princípio do laser

Luz laser é uma radiação eletromagnética com alta coerência, monocromática, e com potência óptica controlada. A luz visível de uma maneira geral possui uma faixa larga de emissão de radiação eletromagnética, entre 400 nm a 700 nm, como é caso da luz branca, que possui em seu espectro de frequência toda banda do visível.

O laser tem a propriedade de ser monocromático, com um espectro de emissão muito estreito, de tal forma que se pode restringir a cor do laser a uma frequência fixa. No caso da cavidade de laser amarelo utilizada nesse trabalho, ela possui emissão em 586,5 nm, tendo a faixa do amarelo uma banda dentro de 560 nm a 600 nm.

A coerência está ligada à variação de fase da onda eletromagnética. No laser a fase da frente de onda é praticamente constante, o que permite que o feixe laser seja direcional, e não espalhe facilmente ao longo do percurso.

A potência luminosa do laser pode ser controlada eletronicamente e está restringida em um feixe de luz comportado, e portanto pode-se concentrar a radiação luminosa em um ponto focal e consequentemente gerar calor no local

(KARLIN, 1995). Essas são as características que permitem aplicar o laser em cirurgias no fundo de olho.

A formação do laser se dá por meio de uma fonte de bombeio que aplica energia em um meio ativo, e este provoca a amplificação da luz através de um processo chamado emissão estimulada. Os espelhos nas extremidades da cavidade fazem a realimentação de potência óptica no meio ativo. Esse processo permite que primeiramente a energia seja estocada e depois transferida para os átomos. (Figura 11).

Figura 11 - Elementos fundamentais em uma cavidade laser. Fonte: (SCHEPS, 2001)

Nesse processo parte da energia de bombeio é absorvida e parte é perdida por transmissão. A absorção de energia causa um movimento dos átomos de nível inferior estável de energia (nível fundamental) para níveis de energia maiores (instáveis) (Figura 12). Átomos excitados emitem sua energia em excesso na forma de luz ao decaírem para um estado de energia estável, e esse processo é denominado emissão espontânea (Figura 13).

A emissão estimulada ocorre quando a luz incidente interage com os átomos que estão em um estado excitado. A luz incidente deve ter o mesmo nível de energia que o átomo pode irradiar ao decair de nível. Com isso, o átomo emitirá luz em fase com a luz incidente. Dessa maneira, a luz pode ser amplificada através de estimulação dos átomos a emitir radiação. Para haver amplificação, quando a luz passar pelo meio ativo, deve haver mais átomos no estado de energia alto do que no estado de menor energia (Figura 14). Essa condição é chamada de inversão de população.

Figura 12 – Modos de emissão laser – Absorção

Figura 13 - Modos de emissão laser – Emissão espontânea

Figura 14 - Modos de emissão laser – Emissão estimulada

Quando dois espelhos são colocados nos lados opostos do meio ativo, de maneira que toda luz que saia do amplificador retorne para seu interior, a energia luminosa deve crescer 5 % cada vez que passar pelo amplificador. Após 100 passos, a luz inicial terá sido amplificada 130 vezes, e após 200 passos, a luz terá crescido 17000 vezes. Após centenas de passos a luz terá uma direção bem precisa e uma pequena porção dessa luz pode ser transmitida por um dos espelhos da cavidade ressonante e ficar disponível para utilização. A amplificação está limitada à quantidade de energia que o meio ativo pode armazenar. Ao atingir esse limite, o amplificador fica saturado e a cavidade laser chegou ao seu estado de equilíbrio (KARLIN, 1995).

3.3 Características técnicas da cavidade laser

A cavidade laser utilizada nesse projeto foi desenvolvida previamente a esse trabalho com a participação do mesmo autor desse trabalho (ORTEGA, 2011). O objetivo foi desenvolver uma cavidade laser de comprimento de onda na linha do amarelo, para ser incorporada em um fotocoagulador laser para cirurgia em retina. Ela deveria atender aos protocolos clínicos convencionais, ou seja, não se considerava a aplicação de pulsos rápidos na época.

A cavidade foi desenvolvida em conjunto com a *Macquarie University of Sydney*, Austrália (DEKKER et al., 2007). Ela é do tipo bombeamento longitudinal, e apresenta dois princípios fundamentais: a utilização do efeito Self-Raman e SHG (*Second Harmonic Generation*) para a geração do laser amarelo em 586,5 nm. A geração de segundo harmônico é um efeito não linear de segunda ordem, e consiste basicamente no surgimento de uma radiação cuja frequência é o dobro da radiação incidente no meio. O Laser Raman utiliza o efeito não linear conhecido como Espalhamento Raman Estimulado (*Stimulated Raman Scattering - SRS*), um processo inelástico no qual a radiação tem seu comprimento de onda alterado através da interação com o meio. Neste caso, o meio ativo é de estado sólido e essa excitação (ou captação) é na forma de fônons (KOECHNER, 2006).

Basicamente a cavidade é ilustrada na Figura 15 e é composta pelos seguintes elementos intra-cavidade:

- Laser de Diodo: operante na região do infravermelho (880 nm), responsável por fornecer energia ao meio ativo para que ocorra a inversão de população;
- Cristal de Nd:GdVO₄: meio ativo, responsável pela absorção do laser de 880 nm, e pela emissão de infravermelho em 1173 nm (linha de Stokes). Esse cristal apresenta outras linhas de emissão, porém a óptica da cavidade é projetada para realimentar esse comprimento de onda no cristal e assim gerar emissão estimulada na linha de emissão em 1173 nm (PASK, 2003);

- Refletores (espelhos): possuem características de transmissão e reflexão específicas nos comprimentos de onda de interesse, gerando as condições de ressonância apropriadas. Os mesmos são rigorosamente alinhados para direcionar o feixe laser intra-cavidade nos cristais e encontrar a posição de maior amplificação, e consequentemente obtenção de um maior rendimento da cavidade. O espelho intra-cavidade tem a função de redirecionar para a saída a parcela de laser amarelo gerada no sentido contrário ao feixe laser de saída;
- Cristal não linear LBO: responsável por gerar o segundo harmônico (SHG) em 586.5 nm a partir de 1173 nm.

Figura 15 - Diagrama da cavidade de laser Self-Raman amarelo. Fonte: (ORTEGA, 2010)

Os elementos da cavidade que merecem atenção especial para o sistema de controle são o diodo de bombeio, os cristais Nd:GdVO₄ e LBO. Os três elementos alteram suas propriedades mediante variação de temperatura. O diodo de bombeio varia seu comprimento de onda de saída em uma taxa de 0,3 nm/°C, e como o cristal Nd:GdVO₄ possui uma região de absorção bem estreita nesse comprimento de onda, qualquer alteração no comprimento de onda reflete na potência de saída da cavidade. A Figura 16 apresenta o espectro de absorção do cristal, o qual apresenta duas raias de absorção elevadas nos comprimentos de onda de 810 nm e 880 nm. Porém, o comprimento de onda em 880 nm possui a vantagem de reduzir a carga térmica no cristal, ou seja, promove uma menor dissipação de calor no cristal. Consequentemente, a cavidade laser fica menos sensível a efeitos de lente térmica (gradientes térmicos no interior do cristal), e resulta em maior estabilidade de alinhamento da cavidade (ORTEGA, 2010).

Figura 16 - Espectro de absorção do Nd:GdVO₄ (0.3%Nd). Fonte: (NORTHROPGRUMMAN CORPORATION, 2011)

Além disso, se a temperatura dos cristais não se mantiver constante, eles alteram seu ganho óptico, e conseqüentemente pode haver queda de potência de saída da cavidade, e esse efeito é chamado de desalinhamento da cavidade. Esse desalinhamento pode ser provocado também pela variação da posição dos espelhos refletores.

Outro fator térmico importante ocorre durante a passagem do feixe laser pelos cristais. A absorção do laser de bombeio pelo meio ativo provoca gradientes de temperatura muito elevados no interior do cristal. Esses gradientes térmicos podem ser traduzidos como gradientes de índice de refração, fenômeno conhecido como lente térmica (*thermal lensing*) (KOECHNER, 2006).

Ao se projetar uma cavidade laser deve-se levar em conta essa lente térmica, pois a mesma causa instabilidade na cavidade e conseqüentemente, perda de potência.

O laser amarelo que é emitido da cavidade necessita de um elemento que conduza a luz e possibilite a manipulação e direcionamento dessa luz pelo usuário. Esse elemento é a fibra óptica, presente em um segundo estágio da cavidade laser, no qual o laser é acoplado na fibra óptica e posteriormente utilizado em algum acessório manipulado pelo médico. Esse segundo estágio é chamado de colimação e deve ter o mínimo de perdas possíveis. Para executar o acoplamento da luz no interior da fibra, uma lente convergente é utilizada para colimar o feixe laser, que possui tênue divergência, na entrada da fibra óptica (o diâmetro do feixe laser é menor que o diâmetro da fibra óptica). O rendimento do

acoplamento da fibra é em torno de 85%, ou seja, 15% da luz gerada na cavidade é perdida no acoplamento.

Para realizar o teste de eficiência de potência óptica o controle de potência deve ser habilitado. Um fotodiodo posicionado na saída da cavidade realimenta o circuito de controle efetuando a correção de potência. Ao verificar queda de potência durante o pulso (lente térmica), o controle aumenta o valor da corrente do diodo para conseguir compensar as perdas e manter a potência constante.

O rendimento da cavidade atende a especificação de 2000 mW +/- 20% de potência. A estratégia adotada para aumentar a potência de saída foi melhorar o desempenho dos filmes finos (filmes anti-reflexo aplicados nas superfícies ópticas), permitindo assim que o diodo trabalhe a correntes maiores (até 45A) sem causar a deterioração dos filmes.

A Figura 17 apresenta a potência de saída da cavidade com diversos níveis de corrente do laser de bombeio.

Figura 17 – Potência óptica versus corrente do diodo de bombeio máxima.

3.4 Sistema de controle de malha aberta e fechada

Sistemas reais são vulneráveis a perturbações externas que não são previstas no modelo teórico, as quais estão inerentes ao sistema ou são induzidas. Assim, a robustez possui grande importância no sistema de controle. O projeto de um sistema de controle visa a criação de um controlador (sistema

que controla o acionamento da planta), que consiga estabilizar a planta (sistema que deseje controlar) na faixa de operação da mesma. A maneira mais eficiente de fazer o controle é através de um sistema realimentado, no qual uma amostra da resposta da planta é introduzida na entrada do controlador para impor uma nova saída de controle. O controlador é um sistema que visa gerar um sinal de saída desejado, a partir de um sinal de referência na entrada. É definido como sistema dinâmico causal, pois a saída depende não só da entrada no instante presente, mas também da entrada no instante anterior (DORF, 2001).

Existem dois tipos de controladores: sistema de malha aberta e fechada. No sistema de malha aberta, o controlador é basicamente um atuador que usa a referência para obter a resposta desejada. A saída não tem influência na referência de entrada. Por outro lado, o sistema de malha fechada utiliza sensores para medir a saída atual e ajustar o valor da referência para obter a saída desejada. A amostra do sinal de saída é denominada realimentação (DORF, 2001).

O sistema realimentado tem por objetivo atingir a estabilidade, ou seja, dado uma referência, o controle age dinamicamente no atuador para obter através do sensor o valor desejado de referência. A estabilidade é obtida se o valor de regime, após o sinal de saída se estabilizar, estiver oscilando ao redor do valor desejado. O sinal realimentado deve ser negativo em relação à referência, pois a soma do valor desejado e o valor realimentado devem se anular ao caminhar para a estabilidade (ELLIS, 2004). A Figura 18 apresenta uma malha de controle.

Figura 18 - Sistema de controle em malha fechada. Fonte: (ELLIS, 2004)

A lei de controle mais utilizada na indústria é a PI (Proporcional – integrativo). O ganho proporcional permite estabilidade em respostas em alta frequência. Isso garante que em respostas rápidas, com tempo de subida curto (*rise-time* em

microssegundo), o sistema se mantenha estável. O ganho do termo integrativo garante que o erro médio (erro de regime) fique próximo de zero, ou seja, a diferença entre o sinal de referência e o desejado tende a zero.

Para avaliar o comportamento do sistema de controle, deve-se conhecer a resposta a um impulso na entrada da malha de controle e analisar alguns parâmetros de resposta na saída. A Figura 19 apresenta a resposta ao impulso, de um controlador PI e seus parâmetros de desempenho (DORF, 2001). O comportamento da saída ao sair do nível zero é a formação de uma curva tendendo ao nível desejado. A saída pode sofrer uma oscilação no início da resposta, na qual há uma alternância entre valores superiores ao desejado e inferiores ao desejado. Essa oscilação é o resultado do esforço exercido pela dinâmica da malha de controle, de tentar aproximar o valor da saída ao valor desejado. O tempo necessário para a curva cruzar a linha do valor desejado é chamado de *rise-time*. A diferença entre o valor desejado e o máximo valor atingido pela curva é chamado de *overshoot*. O valor desejado acrescido de uma tolerância (2δ) é chamado de valor de regime. Esse valor corresponde à faixa que a saída deve permanecer para se considerar uma malha de controle estável. Além disso, o tempo que a saída leva para atingir o valor de regime é chamado de tempo de regime. Em um sistema sem overshoot o *rise-time* tende a se igualar ao tempo de regime.

As vantagens do sistema PI são que apenas dois ganhos devem ser configurados, o erro de regime tende a zero, e responde bem nos sistemas industriais. A desvantagem desse sistema é que ele pode introduzir um *overshoot* alto na resposta, o qual pode ser corrigido ao se calibrar o sistema. O tempo de estabilidade é definido a partir do ponto em que o erro de regime fique inferior a 2δ , como apresenta a Figura 19.

Figura 19 – Resposta ao impulso de um sistema de controle. Fonte: (DORF, 2001)

A saída do controlador PI é a soma de dois sinais, um proporcional ao erro e outro proporcional à integral do erro. O termo integrativo acrescenta uma fase no sinal de 90° . A estabilidade é possível se a fase do sinal de realimentação permanecer menor que 180° , isto é, não seja um sinal reverso e o ganho da realimentação não seja unitário (ELLIS, 2004). A equação 2 resume a saída de um controlador PI.

$$Saída = \left(\frac{K_i}{s} + 1 \right) \cdot K_p \quad (2)$$

O terceiro elemento de um controlador pode ser o elemento derivativo, o qual completa a configuração anterior, e resulta no controlador PID (Proporcional-Integrativo-Derivativo). O ganho derivativo provoca um avanço na fase do sinal em 90° e provoca uma resposta maior em frequência, ou seja, a largura de banda do sinal de entrada pode ser maior para o sistema se manter estável. A desvantagem é que devido às características de alto ganho em frequência altas, torna-se difícil fazer a calibração do controlador (ELLIS, 2004).

A implementação prática do PI em circuito analógico pode ser obtida com um único amplificador operacional com realimentação através de um resistor (R_L), o qual produz o ganho proporcional, em série com um capacitor (C_L), o qual produz o ganho integrativo (Figura 20).

Figura 20 – Exemplo de implementação do controlador PI. Fonte: (ELLIS, 2004).

Um modelo prático para a calibração do controlador PI é apresentado no diagrama da Figura 21. Esse modelo utiliza o monitoramento da saída mediante a alteração dos ganhos proporcional (K_p) e integrativo (K_i) da malha de controle.

Figura 21 – Diagrama ciclo de calibração controlador PI. Fonte: (ELLIS, 2004).

4 Métodos para obtenção do laser micro-pulsado

4.1 Considerações iniciais

Nesse capítulo serão apresentadas as principais técnicas presentes no mercado para obtenção de pulsos laser com duração da ordem de microssegundo.

4.2 Estado da arte

Atualmente o mercado de lasers para cirurgia de retina está dividido entre três principais comprimentos de onda: infravermelho (810 nm), verde (532 nm) e amarelo (561 a 590 nm). O laser infravermelho ainda possui aplicação em protocolos de terapia fotodinâmica, mas o laser verde se tornou referência nesse tratamento com vantagens sobre o laser infravermelho, das quais se destacam o fato de ser rapidamente absorvido no RPE e causar menos dor ao paciente. O laser amarelo aparece como alternativa promissora com características de seletividade e aplicação na mácula, região da retina responsável por detectar detalhes e cores de objetos.

A Tabela 1 apresenta os principais lasers amarelos presentes no mercado atual e suas características. Todos os modelos de laser amarelo citados são de origem estrangeira com características similares.

Tabela 1 - Comparativo entre os lasers de mercado

Fabricante e produto	Principais características
<p>Zeiss / VISULAS Trion VITE</p>	<p>Laser Multi-wavelength: 532 nm (Verde), 561 nm (Amarelo), 659 nm (IR);</p> <p>Potência de saída: 2 W;</p> <p>Cavidade de estado sólido com geração de segundo harmônico para laser verde e amarelo;</p> <p>Configuração de spot único ou máscaras com múltiplos spots;</p> <p>Painel <i>touch screen</i> destacável e utilização da lâmpada de fenda Zeiss para aplicação do laser;</p> <p>Não possui pulsos rápidos em microssegundo</p> <p>(ZEISS VISULAS, 2011).</p>
<p>Iridex / IQ 577</p>	<p>Laser amarelo em 577 nm;</p> <p>Potência de saída: 2 W;</p> <p>Cavidade de estado sólido com tecnologia OPSL (Optically pumped semiconductor laser), cuja proprietária da tecnologia é a Coherent Inc;</p> <p>Adaptável em diversos tipos de lâmpada de fenda (equipamento de diagnóstico usado para aplicar o laser);</p> <p>Possui pulsos rápidos em microssegundo;</p> <p>(IRIDEX CORPORATION, 2011)</p>
<p>LightMed / LightLas 561/577</p>	<p>Laser amarelo em 561 nm / 577 nm;</p> <p>Potência de saída: 2 W;</p> <p>Cavidade de estado sólido com tecnologia OPSL da Coherent Inc;</p> <p>Adaptável em diversos tipos de lâmpada de fenda;</p> <p>Possui pulsos rápidos em microssegundo.</p> <p>(LIGHTMED, 2011)</p>

Quantel / Supra 577 nm

Laser amarelo em 577 nm;

Potência de saída: 2 W;

Cavidade de estado sólido com tecnologia OPSL da Coherent Inc;

Adaptável em diversos tipos de lâmpada de fenda;

Possui pulsos rápidos em microssegundo.

(QUANTEL MEDICAL, 2011)

Existem poucos sistemas de controle no mercado para obtenção dos pulsos rápidos, que foram implementados para aplicação em oftalmologia. A maioria utiliza a técnica de chaveamento no *driver* eletrônico da cavidade laser. No entanto, duas outras técnicas se destacam para obtenção de pulsos rápidos: utilização de um elemento óptico intra-cavidade, que faz o chaveamento óptico, e utilização de um elemento mecânico rotativo.

O sistema de chaveamento mecânico é baseado no movimento rotacional, oscilatório ou movimento translacional dos elementos ópticos. Essa técnica tem em comum a inibição da ação do laser durante o ciclo de bombeio fazendo o bloqueio do caminho da luz, causando um desalinhamento do espelho, ou reduzindo a refletividade de um dos espelhos. Perto do fim do ciclo de bombeio, quando a energia acumulada no cristal é alta, o sistema mecânico realinha a cavidade e o pulso laser de alta energia é emitido. A Figura 22 apresenta uma simples cavidade laser ressonante com dois espelhos, na qual o paralelismo dos dois refletores ocorre somente em um curto período de tempo (KOECHNER, 2006).

Figura 22 – Diagrama de um laser de rubi chaveado com prisma rotativo. Fonte: (KOECHNER, 2006)

Apesar desse sistema ser de baixo custo e simples, ele apresenta desvantagens de possuir tendência de provocar disparos múltiplos, o motor é bastante ruidoso e o sistema mecânico necessita de manutenção constante.

Outro sistema é o sistema eletro-óptico. Ele utiliza elementos bi-refringente, os quais alteram seu índice de refração na presença de um campo elétrico. Ele apresenta duas direções ortogonais de índices de refração diferentes. Um campo elétrico nesse elemento provoca uma rotação de 45° ou 90° na polarização do feixe incidente. A Figura 23 apresenta o diagrama desse sistema. A célula de $\lambda/2$ onda é colocada entre dois polarizadores. Durante o ciclo de bombeio, com a excitação em zero, a cavidade possui a energia mínima devido aos polarizadores cruzados. No final do ciclo, um pulso de tensão é aplicado na célula, que causa 90° de rotação no feixe incidente. Com isso o feixe passa pelos polarizadores sem sofrer atenuação (KOECHNER, 2006).

Figura 23 – Diagrama de um sistema eletro-óptico de chaveamento laser. Fonte: (KOECHNER, 2006)

Um elemento comercial que pode ser utilizado nesse processo é o cristal *RTP Q-Switch*, o qual engloba em um mesmo elemento o cristal SHG (célula eletro-ótica de geração do segundo harmônico) e os polarizadores (RAYCOL CRYSTALS, 2011). Esse sistema é vantajoso em relação ao mecânico por não depender de precisão mecânica no chaveamento e obter tempos de resposta na ordem de nanossegundos, porém ele necessita de uma fonte de alta tensão (4KV) e o alinhamento da cavidade laser fica mais crítico por acrescentar três componentes ópticos intra-cavidade que devem estar alinhados com os demais.

Na técnica que utiliza o chaveamento eletrônico, o sistema eletrônico faz o chaveamento da corrente elétrica que circula pelo diodo de bombeio para obter pulsos na ordem de microssegundo. Uma primeira configuração, a qual é utilizada no Opto Foto 810 *FastPulse* (OPTO ELETRÔNICA S/A, 2011a), consiste em introduzir uma chave analógica entre a referência de potência do controlador PI e o somador da malha de controle. Através de um sinal de seleção é possível chavear a saída da chave entre a referência do sinal de potência (laser funcionando) ou GND (laser desligado). Esse sinal é gerado através de um PWM (*pulse Width modulator*), o qual libera um trem de pulsos com o *duty-cycle* e período configuráveis pelo usuário. Esse sistema opera com tempo de resposta satisfatório em níveis de corrente baixo, pois caso seja exigida uma corrente elevada (acima de 4A), esse sistema não responde na ordem de 100 microssegundos. A Figura 24 apresenta o diagrama de controle para o chaveamento da referência de potência. Ao acionar o disparo do laser, o PWM é habilitado e inicia o chaveamento do sinal de referência da malha de controle. No momento que o PWM estiver em nível alto, a referência de potência é colocada na entrada da malha de controle, e consequentemente o laser é disparado e a potência controlada. Ao passar para nível baixo, o sinal de GND (0V) é colocado na entrada da malha de controle e o laser é desligado.

Figura 24 – Sistema de chaveamento analógico da referência

Outro sistema que é aplicado em um laser amarelo no mercado é o sistema da Iridex para o Laser IQ 577 (IRIDEX CORPORATION, 2001). A patente de número 7771417 descreve o sistema para obter pulsos rápidos. O sistema consiste em um controlador de potência misto de hardware e software que utiliza a leitura de um sensor de potência óptica para realimentar o controlador PID em software. O circuito PID possui taxa de atualização em milissegundos. O processador possui um circuito rápido de comparação do sinal proveniente do

fotodiodo e a potência requerida, e pode usar essa comparação para determinar o tempo de laser ligado e desligado (*duty-cycle* e intervalo) para atingir a energia necessária em cada pulso. A saída pode prover pulsos que variam de 25 microssegundos a 10 milissegundos, e intervalo de pulsos de 75 microssegundos a 100 milissegundos. O tempo de acionamento (*rise-time*) do laser pode ser de 25 microssegundos na configuração de pulsos rápidos. A potência óptica a ser controlada é de até 3 W, com capacidade de liberar um trem de pulsos de até 500 pulsos, com *duty-cycle* de 5% a 25% (IRIDEX CORPORATION, 2010).

4.3 Considerações finais

Nesse capítulo foram apresentadas as principais técnicas de obtenção de pulsos rápidos. A possibilidade de utilização de chaveamento óptico ou mecânico no presente trabalho foi descartada, pois a cavidade de laser amarelo já havia sido desenvolvida e testada. Essa cavidade estava com um rendimento ótimo e qualquer alteração acarretaria atraso no tempo de elaboração do projeto. A solução encontrada foi realizar um chaveamento de corrente do laser de bombeio, com controle de potência realimentado por software. Por essa razão o sistema proposto nesse trabalho baseou-se nas ferramentas desenvolvidas no circuito de chaveamento do laser Foto 810, citado anteriormente. A solução adotada parte do mesmo princípio de chaveamento de corrente adotada pela Iridex (IRIDEX CORPORATION, 2010), porém difere em toda a dinâmica e concepção da malha de controle. Enquanto o controle da Iridex atua no *duty-cycle* e período para controlar a energia entregue a cada pulso, esse projeto propõe manter fixo o *duty-cycle* e período durante o controle de malha fechada, partindo de uma potência inferior à configurada no primeiro pulso e corrigindo a potência para atingir o nível de energia desejado pelo usuário a cada pulso.

5 Materiais e métodos

5.1 Considerações iniciais

Nesse capítulo serão abordadas as características do regime de aplicação laser em microssegundo, as quais resultaram no protocolo denominado *FastPulse*. São também apresentadas as etapas de desenvolvimento, descrição dos componentes utilizados, e a arquitetura de hardware e software desenvolvida.

5.2 O protocolo *FastPulse*

O modo de operação *FastPulse* fragmenta a duração do pulso laser em diversos pulsos menores. Esses pulsos fragmentados possuem um período e um *duty-cycle*. O *duty-cycle* é definido como a percentagem do período do pulso em que haverá emissão laser. Período é a taxa de repetição do pulso rápido. A Figura 25 apresenta a diferença entre os pulsos no modo normal e no modo *FastPulse*.

Figura 25 - Comparação de pulso laser no modo normal e modo *FastPulse* Laser

Na Figura 25, foi desenhado um trem de pulsos para um caso específico onde a duração foi configurada para 300 ms e o intervalo para 300 ms. Independente da função *FastPulse* Laser habilitada, esses valores são obedecidos. Para o modo normal, o laser é disparado continuamente durante o período determinado pela duração e permanece desligado outro período determinado pelo intervalo. Para o modo *FastPulse* Laser, os pulsos rápidos estão contidos dentro da duração do pulso em estado normal. Para melhor visualização, foi ampliada uma pequena amostra do trem de pulsos do laser. Para o presente exemplo, o *FastPulse* Laser foi configurado para 10 % de *duty-cycle* e período de 2 ms. Segundo a equação 3 , o laser é emitido por 200 μ s.

Portanto, o laser disparará uma seqüência de 200 μ s de laser ligado em cada período de 2 ms durante 300 ms de duração, aguarda 300 ms de intervalo, e repete a seqüência novamente.

$$\text{Exposição laser} = \text{Duty} - \text{Cycle} * \text{Periodo} \quad (3)$$

A fotocoagulação com pulsos curtos diminui o dano na retina através de: o uso de tratamentos com marca não visível na retina; efeito localizado de exposição laser 100 vezes menor que os tratamentos tradicionais; otimização do comprimento de onda na linha do amarelo (MAINSTER, 2010).

Para poupar a morte dos fotorreceptores, a energia do laser deve criar o mínimo de aumento da temperatura necessária para produzir efeito subletal nas células-alvo. A exposição deve ser mais curta do que o tempo necessário para a onda térmica se espalhar e atingir estruturas que devam ser poupadas, e o tempo de exposição deve ser de pulsos da ordem de 10^{-4} segundos.

No modo de onda contínua a energia do laser é entregue através de um único pulso, cujo comprimento tipicamente é de 0,1 - 0,5 segundo, que é a duração da exposição. No modo de *FastPulse* a energia do laser é entregue através de uma seqüência de pulsos curtos repetitivos (tipicamente de 100 - 300 microssegundos) dentro de um conjunto, que é chamado “envelope”, cuja duração, tipicamente 0,1 - 0,5 segundo, é o tempo de exposição (DARÉ et al., 2007).

A Figura 26 apresenta o padrão de elevação de temperatura na retina para tempos diversos. Observa-se que quanto menor a duração do pulso, menor será a elevação da temperatura em tecidos vizinhos ao RPE para uma mesma irradiância (potência/área). Com exposição laser de 100 μ s a elevação de temperatura se concentra no RPE e se propaga pouco para o interior da retina e coróide. O ideal para concentrar o aquecimento no RPE seria um pulso com 1 μ s de duração, porém não há registro de tratamentos com esse tempo para verificar a sua eficácia, podendo ser considerado para estudos futuros.

Figura 26 - Elevação da temperatura da retina, RPE e coróide com exposição de laser entre 1µs e 100ms. Fonte: (MAINSTER, 2010).

A aplicação do laser amarelo na fotocoagulação da retina tornou-se importante devido às características seletivas da interação do comprimento de onda com os tecidos da retina. O comprimento de onda de 586 nm é fortemente absorvido pela melanina e oxihemoglobina, moléculas que estão abundantemente contidas na retina. Por outro lado, é fracamente absorvida pela Xantofila, presente na mácula, região onde se deve evitar exposição laser. Essa região é responsável pela visão central do paciente, e não deve ser danificada com o laser. Dessa maneira, o laser amarelo proporciona maior segurança no tratamento de doenças próximas à mácula. A Figura 27 demonstra que o comprimento de onda amarelo (586 nm) está distante da região de absorção da xantofila, diferentemente de outros comprimentos de onda utilizados em tratamentos na retina como o 532 nm e 514 nm. Além disso, há um pico de absorção da oxihemoglobina na região do 586 nm, e isso possibilita realizar o tratamento com uma intensidade de potência inferior ao 532 nm com a mesma eficácia.

Figura 27 – Região do comprimento de onda amarelo no espectro. Fonte: (ORTEGA, 2011).

5.3 Método de desenvolvimento

O processo de desenvolvimento desse projeto considerou desde a sua concepção as diretrizes e sugestões contidas na norma IEC60601-1, Equipamento eletromédico Parte 1: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial (ABNT NBR IEC 60601-1, 2010). Essa norma trata de especificar grau de proteção elétrica para o equipamento, arquiteturas de aterramento, arquitetura das instalações elétricas, corrente de fuga, rigidez dielétrica, marcações e indicadores, sistemas de segurança ao paciente, entre outros. Essa norma remete a diversas normas colaterais das quais as mais importantes são: IEC60601-2-22, IEC60601-1-2 e EN 60601-1-4. A IEC60601-2-22, Requisitos particulares para segurança de equipamentos de terapia a laser (IEC 60601-2-22, 2010), trata de requisitos específicos para equipamento laser tais como itens de segurança, medidas de qualidade do feixe laser, entre outros. A IEC60601-1-2, Compatibilidade eletromagnética (IEC 60601-1-2, 2012), trata especificamente dos requisitos que o equipamento eletromédico deve atender em emissão radiada, imunidade ao ruído, emissão conduzida de ruído, descargas eletrostática, entre outros.

Da mesma maneira, a norma EN 60601-1-4, Prescrições gerais para segurança - Sistemas eletromédicos programáveis (EM 60601-1-4, 1999),

fornece ferramentas de avaliação e gerenciamento do projeto em cada etapa. Ela requer que um processo seja seguido e que um registro desse processo seja produzido para apoiar a segurança do equipamento médico programável. Os conceitos de gestão de riscos e elaboração de um ciclo de vida são as bases dessa norma. Os principais itens abordados e que devem ser criados no desenvolvimento são:

- Plano de ciclo de vida de desenvolvimento do software;
- Plano de gerenciamento de risco;
- Arquitetura de software e hardware;
- Levantamento de requisitos de hardware e software;
- Análise de risco do equipamento (software e hardware);
- Verificação de software;
- Validação de software.

5.4 Hardware

A estrutura do laser pode ser resumida em quatro subsistemas, onde o PEMS (*Programmable electrical medical system*) e PESS (*Programmable electronic subsystems*) são os mesmos, e significa o próprio equipamento laser. A Figura 28 apresenta a arquitetura do laser.

Figura 28 - Arquitetura do equipamento laser amarelo

- Eletro-mecânico + mecânico: são os sistemas mecânicos que fornecem suporte para o acionamento e configuração do equipamento como o pedal de acionamento do laser, o *touch-screen* (tela sensível ao toque) para

configuração de parâmetros do laser, e estrutural como a caixa do console e cavidade laser;

- Elétro-óptico: são os elementos que fazem a conversão de sinais elétricos para ópticos como os foto-sensores para a leitura da potência óptica do laser e o próprio diodo laser de bombeio da cavidade laser;
- Eletrônico: são as placas de circuito impresso desenvolvidas para implementar os circuitos eletrônicos de controle do laser. As placas são desenvolvidas de maneira modular e divididas em 4 subsistemas: a placa que contem o microcontrolador, denominada placa de micro; a placa que contem os circuitos de controle, denominada placa de controle; a placa que contem os circuitos de potência ou *drivers*, denominada placa de potência, e a placa que faz a interconexão das três anteriores, denominada placa de duto;
- Software: o software embarcado é responsável pela execução de rotinas de controle do laser;
- Elétrico: são componentes que fornecem a energia para os sistemas eletrônicos tais como as fontes de alimentação e filtros de linha.

A Figura 29 ilustra o diagrama de blocos da eletrônica de controle da cavidade laser. O sistema de controle baseia-se num microcontrolador de 16 bits, o qual processa as informações de entrada e executa funções no hardware através dos parâmetros de saída. Como dispositivos de entrada, tem-se aqueles manipulados pelo usuário e aqueles decorrentes de sensores no próprio hardware. O usuário possui como entrada o *touch-screen* para navegação nas telas da interface, pedal para o disparo do laser, e *encoders* para alteração de parâmetros do laser. Os parâmetros podem ser a intensidade de potência, duração do pulso, intervalo entre pulsos, *duty-cycle* e período do pulso, sendo os dois últimos aplicados apenas em pulsos rápidos.

O hardware informa ao microcontrolador níveis de grandezas elétricas importantes para o controle da potência do laser e proteção da eletrônica e usuário. São informações provenientes de sensores de temperatura NTC (*Negative Temperature Coefficient*), corrente elétrica, tensão, e potência luminosa.

Os circuitos de condicionamento de sinais fazem a interface entre sensores e microcontrolador, os quais aplicam ganho e filtram o sinal. Como parâmetros de saída, o microcontrolador envia níveis de tensão que servirá como referência para os controles de potência e temperatura dos elementos da cavidade laser.

As principais funções executadas pelo circuito de controle são operações de ganho, conversão de analógico para digital (sinais dos periféricos para microcontrolador), conversão de digital para analógico (sinal do microcontrolador para periféricos) e controle em malha fechada.

A potência do laser é controlada através de um controlador de malha fechada, PI (*Proportional-Integral*), tanto para a corrente do laser, quanto para a potência laser. Existe um circuito controlador PI de corrente, o qual garante que a corrente desejada está sendo enviada ao diodo laser. Essa corrente é controlada por outro controlador PI de potência, o qual altera a corrente de modo a obter a potência de saída do laser ajustada pelo usuário. Para o controle de temperatura é implementado um PI em software, já que não há necessidade de resposta extremamente rápida, por ser um sistema térmico e possuir inércia grande. Os sensores são utilizados para realimentar a malha de controle de corrente, potência, e temperatura.

As cargas do sistema são o diodo laser, TEC (*Thermo Electric Cooler*), resistor térmico (TR), e ventilador (*Fan*). Eles são conectados a *drivers* de corrente que correspondem a um DCDC (conversor de tensão DC) acoplado a um mosfet de potência. Os DCDC's são utilizados para fazer o controle de tensão nos TEC's e permitir a troca no sentido de corrente e consequentemente, realizar o aquecimento e resfriamento do controle térmico.

O dispositivo de proteção garante que o sistema eletrônico não está danificado, ou o paciente não correrá risco de ficar exposto a uma potência laser indesejada. Ele trabalha paralelamente aos controles do laser, e fica constantemente testando limites de parâmetros elétricos provenientes de sensores de temperatura, potência, corrente, etc. Caso esses limites ultrapassem um valor de segurança, o laser entra automaticamente em estado de erro e o laser principal é desligado automaticamente. Como exemplo pode-se citar a elevação da potência de saída devido ao erro da malha de controle de potência do laser provocado pela alteração do ganho do fotodiodo de potência. O sensor de potência possui redundância, sendo utilizados dois sensores, um

para realimentar a malha de potência e outro para monitorar a potência de saída. Em caso de erro do controle de potência, o sensor de segurança irá identificar a potência que difere do valor de referência e o microcontrolador emitirá um comando para desligar o laser.

Além das proteções automáticas, há o botão de Parada de Emergência na parte frontal do equipamento, o qual desliga todo o sistema laser se pressionado, e o *interlock* na parte traseira do equipamento. O *interlock* corresponde a um conector de duas vias que permite que o laser seja disparado somente quando seus contatos estiverem em curto-circuito. Por norma de segurança médica, nesse conector deve ser instalado um dispositivo que permita que o laser seja disparado apenas quando a porta da sala clínica estiver fechada, evitando assim que o laser atinja outras pessoas inadvertidamente.

Figura 29 - Diagrama de blocos da eletrônica

A arquitetura do hardware (Figura 29) não ilustra a implementação do controle de pulsos rápidos, a qual será apresentada no capítulo 6.2 .

5.4.1 A fonte de alimentação e DCDC

A fonte de alimentação deve suprir a demanda de potência total do equipamento. Para isso duas fontes são utilizadas para fins diferentes. A NFS40 (Tabela 2) fornece energia para os circuitos eletrônicos de baixa potência, microcontrolador, condicionamento de sinais e controles PI. Já a fonte NLP250 (Tabela 3) é responsável por alimentar o circuito de potência do diodo de bombeio e o circuito de potência de refrigeração dos elementos da cavidade laser.

Para atender os requisitos de segurança elétrica e construtivos de um equipamento laser, a fonte de alimentação deve ser chaveada e com grau de segurança médico, de acordo com a norma IEC60601-1 (ABNT NBR IEC 60601-1, 2010), que trata de segurança elétrica de um equipamento eletromédico. Um item que a norma chama a atenção é a presença de filtros de linha para atenuar os ruídos gerados pelo chaveamento na retificação da fonte. A fonte de alimentação chaveada possui um processo de filtrar a entrada AC e a tensão resultante é "chaveada" ou comutada (transformada em tensão CA de alta frequência) utilizando-se transistores de potência. Essa energia "chaveada" é transmitida para um transformador (para elevar ou reduzir a tensão) e finalmente retificada e filtrada. A regulação ocorre devido a um circuito de controle com realimentação que atua no ciclo do circuito de chaveamento. Possui vantagens em relação à fonte linear na eficiência de regulação, possui isolamento DC, e é extremamente mais leve e compacta do que uma fonte linear (PRESSMAN et al., 2009).

Uma característica importante da fonte de alimentação é a resposta ao transiente para esse projeto. Isso porque o laser de bombeio é chaveado constantemente no modo de pulsos rápidos, a uma taxa de micro-segundo, e a fonte sofreria essa variação de carga a cada pulso laser e teria que atender a demanda de corrente rapidamente, antes de terminar o pulso laser. Fontes chaveadas médicas possuem em média uma resposta ao transiente de carga máximo de 1ms. A Tabela 2 e Tabela 3 apresentam os principais dados das fontes utilizadas no projeto.

Tabela 2 - Dados da Fonte da Eletrônica. Fonte: (EMERSON NETWORK POWER, 2011a)

NFS40 / Emerson Power	
Modelo/Fabricante
Potência Total	40-50 W
Tensão de Entrada	85-264 V~ 50/60 Hz
Tensão de Saída	+5 V (Max 3 A) +12 V (Max 2 A) -12 V (Max 0,35 A)
Eficiência	70 %

Tabela 3 - Dados da Fonte de Potência. Fonte: (EMERSON NETWORK POWER, 2011b)

NLP250 / Emerson Power	
Modelo/Fabricante
Potência Total	250 W
Tensão de Entrada	85-264 V~ 50/60 Hz
Tensão de Saída	+12 V (Max 21 A)
Resposta ao transiente	1 ms (Máximo)
Eficiência	80 %

5.4.2 O microcontrolador

O sistema de controle baseia-se num microcontrolador de 16 bits, XA-S3 da NXP, o qual processa as informações de entrada e executa funções no hardware através dos parâmetros de saída. Como suporte ao processamento, a placa do microcontrolador possui memórias, circuitos de proteção, circuitos de endereçamento e comunicação, entre outros.

Para a escolha desse processador foi considerada a necessidade de evoluir do tradicional microcontrolador de 8 bits 8051, e programação na linguagem

assembly. A Figura 30 apresenta o diagrama em blocos do microcontrolador utilizado.

As principais características utilizadas desse microcontrolador são (NXP SEMICONDUCTORS, 2011):

- 5V de tensão de operação;
- 32 K de memória Flash externa;
- 1024 bytes de RAM interna;
- 18 MHz de clock;
- 16 MBytes de endereçamento externo;
- 8 x 8 bits AD converter;
- 3 *Timers/counters* configuráveis;
- Canais de PCA (Counter Program Array);
- Barramento serial: UART e I2C;
- Interrupções por software e 2 externas;
- *Watchdog timer*;
- 50 pinos de I/O com 4 tipos de configuração de saída;
- Código Assembly de fácil importação do 8051.

Figura 30 – Diagrama em blocos do microcontrolador PXAS3 (NXP SEMICONDUCTORS, 2011)

5.4.3 O diodo laser

O diodo laser utilizado é da fabricante LIMO com emissão em 880 nm e potência máxima de 30 W. Ele é composto de uma barra de diodo (componente diodo laser) e um conjunto óptico de acoplamento em fibra óptica de 200µm de núcleo. O diodo com suas características principais são mostrados na Figura 31.

HLU30F200-880-EX910	
HIGH-POWER DIODE LASER

Optical data	
CW – nominal output power (W)	30
Centre wavelength λ (nm)	880 ¹
Tolerance of λ (nm)	± 1
Spectral width (FWHM) (nm)	< 1
Temperature drift of λ (nm/K)	~ 0.01
Fibre data	
Fibre core diameter (µm)	200
Numerical aperture	0.22
Fibre-optic connector	SMA905
Electrical data	
Typical operation current (start of lifetime) (A)	55
Max. Operation current (start of lifetime) (A)	60
Max. Operation current (end of lifetime) (A)	72
Typical threshold current (A)	6
Typical efficiency (%)	27
Typical slope efficiency (W/A)	0.6
Operation voltage (V)	< 2
Reverse voltage	0

Figura 31 - Diodo Laser de Bombeio e características principais. Fonte: (LIMO LISSOTSCHENKO MIKROOPTIK GMBH, 2011).

O acoplamento na fibra óptica possui perdas, as quais não permitem que toda potência óptica gerada pela barra de diodo seja disponibilizada na saída. A relação potência óptica e corrente elétrica de uma barra de diodo pode ser visto na Figura 32. O diodo laser apresenta um *threshold* de corrente elétrica. A geração de potência óptica ocorre a partir de 6A. Nota-se que o diodo laser

possui uma relação quase 1:1 de corrente e potência após o *threshold*, porém devido ao acoplamento na fibra o diodo laser acoplado consegue oferecer potência de 30 W com uma corrente máxima de 55A.

Figura 32 - Relação entre corrente e potência da barra de diodo laser. Fonte: (COHERENT INC, 2011a)

O espectro de emissão do diodo laser possui largura de banda (FWHM) de aproximadamente 1 nm e valor de pico em torno de 880 nm, com uma taxa de variação de 0.3 nm/K (COHERENT INC, 2011a).

Como se pode observar na Figura 16 o pico de absorção do Nd:GdVO₄ em 880nm é bastante estreito, e o pico de emissão do diodo laser possui uma variação de 0,3 nm/K. Portanto, é fundamental controlar a temperatura do diodo laser para garantir que o pico de absorção do cristal coincida com o pico de emissão do diodo laser.

5.4.4 O TEC

O termo *cooler*, ou *thermo electronic cooler (TEC)*, é um elemento formado por diversas junções PN formando dois planos paralelos. Na junção fria, a energia (calor) é absorvida pelos elétrons que passam de um nível de energia baixo, do elemento semiconductor tipo P, para um nível de energia superior no elemento semiconductor tipo N. A fonte de alimentação fornece energia para mover os elétrons através do sistema. Na junção quente, a energia é expulsa para um dissipador de calor (LAIRDTECH TECHNOLOGIES, 2011a). A Figura 33 ilustra a seção transversal de um TEC.

Figura 33 - Seção transversal de um TEC. Fonte: (LAIRDTECH TECHNOLOGIES, 2011a)

Ao aplicar uma corrente constante nesse conjunto de junções, ocorre um bombeamento de calor de um plano a outro. Invertendo-se o sentido de corrente, o bombeamento também é invertido.

A Figura 34 ilustra o TEC utilizado no projeto e suas características principais são apresentadas na Tabela 4. Seu gráfico de bombeamento de calor encontra-se na Figura 35, onde cada reta representa uma intensidade de corrente aplicada, que pode ser lida no quadro de legendas sobreposto ao gráfico. Para se calcular a capacidade de bombeamento de calor pode-se usar o seguinte exemplo: para a temperatura do lado quente em 50 °C, Figura 35 (gráfico b), e temperatura do lado frio em 25 °C, o ΔT será de 25 °C (eixo da abscissa). Para uma corrente elétrica de 5 A no TEC é possível determinar através do cruzamento da reta de corrente com ΔT a quantidade de calor de 45 W que pode ser retirado (eixo da ordenada).

Figura 34 - TEC utilizado na refrigeração do Diodo de Bombeio. Fonte: (LAIRDTECH TECHNOLOGIES, 2011b)

Tabela 4 - Características do TEC. Fonte: (LAIRDTECH TECHNOLOGIES, 2011b)

Modelo	UT15
Q _{max} (a 25 °C)	126 W
Corrente máxima	14,6A
Tensão máxima	14,4 V
ΔT máximo (a 25 °C)	69 °C
Dimensão	40 mm x 40 mm

Figura 35 - Curvas de operação do Termo-Cooler, a –) lado quente em 25 °C e b –) lado quente em 50 °C. Fonte: (LAIRDTECH TECHNOLOGIES, 2011b)

5.4.5 O NTC

O NTC, *negative temperature coefficient thermistor*, é um elemento composto de material semicondutor combinado com um ou dois óxidos de metais. A Figura 36 apresenta o NTC utilizado no projeto. Ele possui um coeficiente negativo de temperatura, ou seja, sua resistência diminui com o aumento da temperatura. A resistência pode variar de 2 K a 100 K, e sua precisão pode chegar a 0,001 °C (BOYES, 2003).

Nesse projeto foi escolhido um NTC de 10 K Ω com dimensão de 2 mm de raio principalmente por apresentar baixo custo e pequena dimensão. A resistência do NTC apresenta comportamento não linear com a temperatura, e

optou-se fazer a linearização da medida no próprio circuito de leitura e condicionamento do sinal. Outra opção seria fazer a linearização por software, a partir da equação que relaciona resistência do NTC por temperatura, porém isto exigiria um custo mais alto de processamento e programação em *assembly*. A equação que relaciona a resistência com a temperatura é apresentada na equação 4 (Fonte: BOYES, 2003).

A Figura 36 apresenta o sensor utilizado (EPCOS, 2011) e a Figura 37 ilustra um circuito de aplicação, no qual uma ponte de Wheatstone, com o NTC posicionado em um braço da ponte, realiza a linearização da medida da temperatura.

Figura 36 – NTC utilizado no controle térmico. Fonte: (EPCOS, 2011)

$$R_T = R_{Tx} \exp \left[\frac{\alpha_x}{100} (T_x + 273,15)^2 \left(\frac{1}{T + 273,15} - \frac{1}{T_x + 273,15} \right) \right] \quad (4)$$

Na qual,

R_T : Resistência na temperatura T ;

R_{Tx} : Resistência na temperatura no início da faixa de interesse;

T_x : Temperatura no início da faixa de interesse;

T : Temperatura de interesse em C ($T_x < T < T_x + 1$);

α_x : Coeficiente de temperatura na temperatura T_x .

Figura 37 - Circuito de leitura NTC. (Fonte: BOYES, 2003)

5.4.6 O fotodiodo

Fotodiodos de silício são dispositivos semicondutores sensíveis à alta energia de partículas ou fótons. Operam por absorção de partículas ou fótons, e geram uma corrente elétrica externa proporcional à potência incidente. Podem ser calibrados para medição de potência luminosa mínima abaixo de 1 pW/cm² até intensidade acima de 100 mW/cm².

Pode ser representado por uma fonte de corrente (representa a potência incidente) em paralelo com um diodo ideal e com uma resistência de *shunt*. Essa resistência de shunt aparece na curva corrente versus tensão como a inclinação na tensão próxima de zero volts. A Figura 38 apresenta o circuito equivalente.

Figura 38 - Circuito equivalente do fotodiodo. Fonte: (OSIOPTOELECTRONICS, 2011).

A corrente total varia exponencialmente de acordo com a equação 5. A variação exponencial é dada pela diferença entre a corrente em escuro, que é igual à corrente provocada pela resistência de *shunt* e a corrente de polarização (OSIOPTOELECTRONICS, 2011).

$$I_{\text{total}} = I_{\text{sat}}(e^{\frac{qV_a}{K_b T}} - 1) - I_p \quad (5)$$

Na qual,

I_{total} – Corrente total do fotodiodo;

I_{sat} – Corrente reversa de saturação;

q – Carga do elétron;

V_a – Tensão de polarização aplicada;

K_B – Constante de Boltzmann ($1,38 \times 10^{-23}$ J/K);

T – Temperatura absoluta (373 K = 0 °C).

I_p – Fotocorrente (gerada a partir da potência óptica incidente no sensor).

A relação corrente tensão pode ser vista na Figura 39. As curvas P_{0-2} representam valores diferentes de intensidade de luz.

Figura 39 - Relação Corrente Tensão do fotodiodo. Fonte: (OSIOPTOELECTRONICS, 2011).

O fotodiodo possui uma resposta diferente a cada comprimento de onda incidente, e a relação potência óptica incidente e corrente gerada é linear. Para isso é necessário polarizar inversamente o fotodiodo, em uma configuração de leitura de corrente, a qual apresenta maior rapidez de resposta e linearidade. Para filtrar a leitura e eliminar ruídos do semicondutor, deve-se introduzir um capacitor C_F (Figura 41) para realizar uma integração do sinal. Isso certamente promove um atraso na leitura do sinal incidente. Ele apresenta dois tipos de ruídos: *shot* e Johnson. O ruído *shot* é gerado pela flutuação da corrente de *shunt* e a foto-corrente (corrente gerada pela incidência de luz). E o ruído de *Johnson* é gerado por efeito térmico na resistência de *shunt*, o qual gera cargas no semicondutor (OSIOPTOELECTRONICS, 2011).

A Figura 40 apresenta o fotodiodo utilizado no projeto, e a Figura 41 apresenta um circuito de aplicação do fotodiodo na configuração fotocondutivo.

Figura 40 - Fotodiodo de silício. Fonte: (OSIOPTOELECTRONICS, 2011).

Figura 41 - Circuito de polarização do fotodiodo. Fonte: (OSIOPTOELECTRONICS, 2011).

A equação 6 determina o ganho do circuito proposto da Figura 41, sendo R_λ a resposta do fotodiodo no comprimento de onda de interesse, dado pela razão da corrente gerada, pela potência de incidência (OSIOPTOELECTRONICS, 2011).

$$\text{Gain} \left(\frac{V}{W} \right) = \frac{V_{out}}{P} = R_f \left(1 + \frac{R_1}{R_2} \right) R_\lambda \quad (6)$$

5.4.7 Sensor de corrente de efeito Hall

O sensor de corrente de efeito hall é um dispositivo que utiliza um elemento hall (sensor de campo magnético) para fazer a leitura de corrente elétrica que circula em uma carga. A leitura de corrente nesse projeto é necessária para fazer o controle de corrente do diodo laser. O sensor exige condicionamento de sinal para fazer a saída utilizável no controle de corrente, o qual é composto de um estágio amplificador e compensação de temperatura. A Figura 42 apresenta os componentes que compõem o sensor.

O sensor fornece uma saída de tensão proporcional ao campo elétrico que está exposto. O campo elétrico utilizado na medida é gerado pela corrente elétrica que circula em um fio de cobre. Este é envolto pelo sensor hall, o qual medirá o campo elétrico gerado pela corrente elétrica primária (Figura 42). O valor de tensão de saída do sensor é proporcional à corrente elétrica do fio, e é

medida através da corrente induzida no enrolamento secundário. Embora este seja um dispositivo completo, função de ganho é adicionada para redimensionar a faixa de excursão do sinal de saída do sensor. A relação de leitura de corrente do modelo utilizado nesse projeto é de 1 : 10 , ou seja, para uma corrente de 10 A, a saída do sensor indicará uma tensão de 1 V (HONEYWELL, 2011).

Figura 42 - Diagrama de um sensor hall com saída de tensão. Fonte: (MAGNECOMP MAGNETIC COMPONENTS CC, 2011)

A Figura 43 apresenta o sensor de corrente utilizado nesse projeto. Ele possui um furo no centro, através do qual é passado o fio de cobre que se deseja medir a corrente.

Figura 43 – Sensor de corrente LA55-P (LEM, 2011)

5.4.8 Conversor DCDC

O conversor DCDC é um circuito eletrônico que converte o valor de tensão de uma fonte, de um valor para outro. Esse efeito pode ser obtido através de um circuito linear ou um circuito chaveado de conversão. Os circuitos lineares são capazes de apenas reduzir a tensão de entrada, provocam uma queda de tensão no circuito, e dissipam em forma de calor a tensão reduzida.

O sistema de chaveamento transforma a tensão de entrada em uma tensão chaveada com uma frequência pré-determinada, e através de transformadores, indutores e capacitores essa energia é armazenada e liberada com valor de tensão diferente na saída. Nesse sistema é possível aumentar ou reduzir a tensão de entrada.

A Figura 44 apresenta o diagrama de um conversor do tipo *Buck*, o qual provoca a redução da tensão de entrada através do chaveamento do mosfet S . Quanto maior for o *duty-cycle* do PWM aplicado no *gate* do mosfet maior será a tensão de saída. O indutor L e o capacitor C fazem a retificação da tensão (KAZIMIERCZUK, 2008). Esse recurso de aumentar e diminuir a tensão através de um sinal de controle é utilizado no projeto para fazer o controle de corrente que circula no TEC, e consequentemente fazer o controle térmico dos elementos da cavidade laser. A Figura 45 apresenta o DCDC utilizado no projeto de controle térmico.

Figura 44 – Diagrama de um conversor DCDC do tipo *Buck*. Fonte: (KAZIMIERCZUK, 2008)

Figura 45 – DCDC SiL20C2. Fonte: (EMERSON NETWORK POWER, 2011d)

Um DCDC é utilizado também no *driver* de potência do laser, pois como o laser opera com uma tensão inferior à fonte de alimentação, o uso do DCDC para reduzir a tensão de alimentação é necessário para não dissipar o

excedente de tensão da fonte NLP250 no driver de corrente do diodo laser. Novamente é importante considerar o tempo de resposta ao transiente, já que esse componente está posicionado em série com a fonte NLP250, e sofrerá o chaveamento do diodo laser para obter o regime de pulsos em microssegundo. O DCDC utilizado é o PTH12040 (Figura 46), e possui como principais características potência máxima de saída de 250 W (5 V / 50 A) e resposta ao transiente de 70 μ s.

Figura 46 – DCDC PTH12040. Fonte: (PTH12040 DATASHEET, 2011c)

5.4.9 Sistema de controle em malha lenta

Uma das formas clássicas de se fazer o controle de potência de uma cavidade laser é mostrada na Figura 47. O Diodo Laser de bombeio, o Cristal Laser e o Cristal SHG formam a cavidade laser. Através da injeção de corrente no diodo de bombeio é possível obter um feixe laser amarelo. O controle da cavidade é efetuado por dois controladores PI (*Proportional Integrative*) (OGATA, 2003), PI 1 e PI 3, ligados numa configuração do tipo cascata (SEDRA et al., 2007). A malha de controle formada pelo sensor Hall (sensor de corrente), PI 3 e mosfet (*field-effect transistor*) (SEDRA et al., 2007) garantem que o diodo bombeie o cristal com uma potência óptica proporcional ao sinal de referência aplicado na entrada da malha de controle. Para evitar flutuações de potência na saída da cavidade, existe uma malha de controle externa que capta uma percentagem da potência através do fotodiodo e realimenta o controlador PI 3.

O resultado dessa topologia é a relação linearmente proporcional entre a referência de tensão gerada pelo microcontrolador e a potência óptica na saída da cavidade. Essa arquitetura de controle possui algumas limitações quando se

necessita gerar pulsos da ordem de microssegundos. A primeira causa é o atraso gerado pelo PI 3 e PI 1, visto que a saída de um controlador é usada como entrada para outro. A segunda causa é a fonte de alimentação que possui um tempo de resposta à variação de carga muito lenta, que pode chegar a 1ms, quando utilizada a potência máxima da fonte. A terceira causa é a indutância dos cabos de alimentação do diodo laser que responde à variação de corrente com uma variação de tensão parasita. Cargas sensíveis tais como diodos laser são susceptíveis a essas variações e podem ter a junção PN danificada. Essa topologia é adotada no controle do laser no modo normal de aplicação laser (regime contínuo), no qual os pulsos possuem duração longa, entre 50ms e 1000ms.

Figura 47 – Diagrama de blocos do sistema clássico de controle de malha fechada aplicado no laser amarelo

5.4.10 Sistema de controle em malha rápida

Para minimizar os problemas notados no sistema de controle clássico (em malha lenta) e obter-se o regime de operação micro-pulsado, o sistema de controle proposto promove a utilização de controle de corrente em hardware, sendo que o controle de potência e o controle de chaveamento entre cargas são transferidos para o software. Além disso, deve ser introduzida uma carga extra no controle de corrente e realizar a sincronização dessa carga com o diodo de bombeio da cavidade. Isso permitirá manter constante a corrente drenada da fonte de alimentação, e consequentemente eliminar a dependência que o controle possui em relação à resposta da fonte de alimentação, além de eliminar ruídos na alimentação devido ao chaveamento.

A principal vantagem dessa abordagem é o aumento da velocidade de resposta de cavidades laser em até três ordens de grandeza, comparada com o sistema clássico, sem a adição de ruídos na alimentação ao acionar o laser.

Uma nova carga é introduzida no hardware, o diodo *dummy* SKR26 (SEMIKRON, 2011), o qual é um diodo retificador de alta potência que possui propriedades elétricas semelhantes ao diodo laser de bombeio. O nome *dummy* refere-se à sua aplicação, a qual é se comportar como um diodo laser falso. Sua função é drenar uma corrente elétrica equivalente à corrente do diodo laser um momento imediatamente anterior ao pulso e imediatamente posterior ao pulso.

Isso se faz necessário para que no momento de ligar o diodo laser, a corrente elétrica que está circulando no circuito seja próxima da corrente que passará a circular. A fonte de alimentação pode levar até 100 μ s para sair do estado de 0 A, sem corrente, para o estado de 35 A, corrente de trabalho da cavidade na potência máxima de saída. Esse atraso de fornecimento de corrente refletiria no atraso do pulso laser e limitação da duração do pulso.

Ao fazer a troca gradual de cargas, o *rise-time* do pulso laser passa a ser da ordem de 20 μ s. A Figura 48 apresenta como deve ser o comportamento das correntes elétricas da fonte de alimentação (I_{fonte}) e as correntes do diodo *dummy* (I_{dummy}) e diodo laser (I_{laser}). A corrente da fonte mantém seu valor constante, ausente de ruídos, durante o acionamento do laser devido ao acionamento do diodo *dummy* um instante anterior e um instante posterior ao acionamento do diodo laser. Para que não ocorra um acionamento ou corte abrupto de corrente na fonte de alimentação, e consequentemente geração de ruído de chaveamento, o acionamento e desligamento do diodo *dummy* é controlado por uma rampa suave.

Figura 48 - Forma de onda da geração do pulso rápido teórica

5.4.11 Controle térmico dos elementos da cavidade

O controle térmico dos elementos da cavidade laser é realizado através de um PI implementado em software. Em hardware é implementado o *driver* do atuador e o circuito de leitura da temperatura para fechar a malha de controle. O *driver* utilizado é um conversor DCDC do tipo *Buck controller*. Esse componente é encontrado comercialmente e sua função é transformar a tensão de alimentação com um valor de tensão V em um nível de tensão inferior na saída V' ($V' < V$). O conversor DCDC possui um sinal de referência que faz o ajuste da tensão de saída (Ref_TEC1_C) apresentado no diagrama da Figura 49. Através desse sinal é possível alterar a corrente que circula no TEC e consequentemente alterar a temperatura de operação do diodo laser ou cristal laser Nd:GdVO₄.

Além disso, o DCDC possui a propriedade de tanto fornecer corrente elétrica como drenar corrente. Essa característica permite colocar dois DCDCs em série e o controle térmico pode ser feito nos dois sentidos: aquecimento e resfriamento. O TEC é posicionado entre dois DCDCs para que seja possível realizar a troca no sentido da corrente que circula por ele. Caso a tensão do DCDC A for maior que a tensão do DCDC B a corrente elétrica circula da A para B e provoca a refrigeração do diodo. Caso contrário, se a tensão no DCDC B for maior que a tensão no conversor A, a corrente elétrica circulará de B para A, e ocorrerá o aquecimento do diodo. O sinal de *Enable_TEC1* possui a função de ativar o DCDC (EMERSON NETWORK POWER, 2011e).

Figura 49 – Diagrama do controle térmico do diodo

No caso do cristal LBO, a sua temperatura deve ficar sempre acima da ambiente, ou seja, ele necessita apenas de aquecimento. Nesse caso é utilizado um resistor térmico.

O resistor térmico, resistor de potência MP725 (CADDOCK, 2011) é responsável por aquecer o LBO até que sua temperatura se iguale à temperatura de referência. A Figura 50 apresenta uma imagem do resistor de potência.

Figura 50 – Resistor de potência utilizado para aquecer o LBO. Fonte: (CADDOCK, 2011).

6 Protótipos e resultados

6.1 Considerações iniciais

A eletrônica embarcada contendo os princípios apresentados na Metodologia foi projetada e montada em um console do laser amarelo, para realizar os testes práticos de desempenho da cavidade laser. O software embarcado foi igualmente projetado para fazer o controle de potência do laser. O processo de desenvolvimento passou por três fases.

A primeira fase diz respeito à prova de conceito, na qual a primeira versão do circuito e do software foram testados para avaliar se os requisitos do projeto seriam capazes de serem atingidos. Nessa etapa os circuitos e o laser foram testados em bancada, sem a presença de um console laser.

Na segunda etapa um modelo denominado engenharia foi montado, o qual apresenta modificações em hardware e software devido aos resultados da prova de conceito. Nessa etapa foi implementado um protótipo do produto, a eletrônica foi montada no console do laser, e as montagens mecânicas foram definidas e fabricadas.

A última etapa refere-se ao modelo de qualificação, no qual modificações foram implementadas não mais para atender os requisitos funcionais, mas para atender os requisitos normativos. O trabalho nessa etapa visou à certificação do equipamento junto às certificadoras que regulamentam a comercialização de produtos médicos, como o INMETRO e ANVISA no Brasil e FDA nos EUA.

Para verificar o processo na prática, a cavidade laser foi acionada, e o modelo de engenharia foi utilizado para efetuar os testes. Formas de onda dos principais circuitos implementados foram colhidas por meio de um osciloscópio Tektronix, modelo TDS2024 (TEKTRONIX, 2011).

Com o osciloscópio foi possível medir o comportamento da corrente e potência do laser durante o acionamento de um pulso, e analisar se estava cumprindo os requisitos necessários de tempo de resposta e controle. O multímetro Meterman, modelo 38XR (METERMAN, 2011), foi utilizado para medidas elétricas. Um medidor de potência óptica FieldMax TOP (COHERENT

INC, 2011b) foi utilizado para realizar as medidas de potência óptica da cavidade laser.

6.2 Implementação do sistema de controle de malha rápida (*FastPulse*)

Como já mencionado na seção 5.4.10 foram apresentados os conceitos de chaveamento entre cargas para atingir a eficiência de controle necessária. Nessa seção será apresentada a implementação do sistema de controle e a realização do sincronismo com o software.

6.2.1 Sistema de controle

O sistema de controle de corrente possui dois PI independentes, um para o controle de corrente do diodo laser (PI 1) e outro para o controle de corrente do diodo *dummy* em conjunto com o diodo laser (PI 2), como ilustrado na Figura 51.

A corrente obtida por meio do sensor hall 1, para fazer o controle da corrente I_1 no PI 1, é apenas a corrente que circula no diodo laser.

Já a corrente obtida por meio do sensor hall 2, para fechar a malha (I_2 e I_1) no PI 2, é a soma da corrente que circula pelo diodo laser e diodo *dummy*.

Dada uma referência de corrente (I_{refD}) na entrada da malha de controle, o PI 2 atua no mosfet para que a diferença entre a referência e o valor lido de corrente tenda a zero, ou seja, a corrente elétrica lida deve permanecer constante. Em seguida, dado uma referência em I_{refL} , haverá alteração na corrente que circula no diodo laser (I_1), e a malha de controle do diodo *dummy* irá sentir a alteração. Consequentemente, a corrente que circula no diodo *dummy* (I_2) irá alterar para compensar a alteração sofrida na corrente do diodo laser.

Figura 51 – Malha de controle do sistema *FastPulse*

6.2.2 Sincronismo com o software

No início de cada *FastPulse*, 200 μ s antes do pulso, o software coloca nível 0V na saída de referência do DA (*Iref*) e conecta-a na entrada de referência de corrente do PI 2, do diodo *dummy* (Figura 51), através do sinal *CH*. Uma rampa de tensão crescente é aplicada na entrada *IrefD* até atingir o valor de referência de corrente imposto pelo software. Esse valor reflete a quantidade de corrente que deve passar pelo diodo *dummy* e varia de acordo com a potência laser selecionada pelo usuário.

Após 200 μ s o sinal da referência colocada em *IrefD* é colocado também na entrada de referência de corrente *IrefL* do PI 1, do diodo laser. Como o sensor hall 1 só detecta a corrente do diodo laser e o sensor hall 2 detecta tanto a corrente do diodo laser quanto a do diodo *dummy*, assim que a corrente do diodo laser aumentar, a corrente do diodo *dummy* diminuirá na mesma proporção. Num período muito curto de tempo, definido pelo controlador PI 1, toda a corrente é transferida para o diodo laser. Após a duração pré-programada do pulso laser, o sinal em *IrefD* é novamente zerado, fazendo com que toda a corrente volte a ser drenada pelo diodo *dummy*.

6.2.3 Malha de controle de potência em software

A emissão laser do diodo de bombeio é proporcional à sua corrente, no entanto, devido a diversos efeitos não lineares, a potência de saída da cavidade laser está sujeita a flutuações.

Para garantir um nível constante de potência durante o pulso laser, foi proposto neste trabalho o controle PI em software, conforme o fluxograma mostrado na Figura 52. O software é configurado para executar a rotina do fluxograma a cada pulso laser. No início da execução o sinal em *IrefL* e *IrefD* (Figura 51) é zerado. Em seguida o controlador digital PI 4 recebe o último valor obtido da leitura da potência óptica da cavidade através do fotodiodo 1 (fotodiodo de realimentação) (Figura 51). Esse controlador gera um sinal de referência para a rampa que é aplicada na *IrefD*. Após a saturação do sinal da rampa, o valor de *IrefD* é copiado para *IrefL*. Nesse momento o pulso laser é iniciado e durante toda sua duração, o valor do fotodiodo (*PrD*) é lido e armazenado.

Após a duração do pulso, o sinal em *IrefL* é zerado novamente, transferindo novamente toda a corrente para o diodo *dummy*. Ao final do processo o sinal em *IrefD* é gradativamente zerado e o valor da potência lida é computado através de realização da média dos valores armazenados durante o pulso anterior. O resultado servirá para atualizar o erro de potência na realimentação do PI 4 no próximo disparo laser.

Figura 52 – Diagrama do software de controle PI de potência

O controlador digital PI 4 opera no domínio do tempo (ZITO et al., 2006) e é regido pela equação (10) (PRADO, 2009). Ele é sintonizado pelas constantes K_p e K_i para operar criticamente amortecido, minimizando o tempo de estabilização, ou seja, a resposta a uma nova potência lida será rápida e sem causar

overshoot (OGATA, 2003). A variável de saída é a referência de corrente a ser colocada na malha de controle de corrente do laser (*Iref*).

$$Err = Pot - Pot_{586} \quad (7)$$

$$Prop = Err * Kp \quad (8)$$

$$Int_1 = Err * Ki + Int_0 \quad (9)$$

$$Ref_{Pot} = Prop + Int_1 \quad (10)$$

Nas equações de 7 a 9 *Err* é a diferença entre potência configurada e potência lida, *Pot* é a potência configurada, *Pot₅₈₆* é a potência lida na saída da cavidade laser; *Prop* é o termo proporcional do PI, *Kp* é a constante proporcional do PI; *Int1* é o novo termo integrativo do PI, *Ki* é a constante integrativa do PI, *Int0* é o termo integrativo da interação anterior e *Ref_{Pot}* é a referência de corrente resultante. Observe que o termo integrativo possui memória, o que caracteriza o termo integrativo de influenciar no resultado segundo a somatória de um instante do sinal. O valor encontrado em *Ref_{Pot}* sofre apenas uma correção de grandeza para ser compatível com a excursão do conversor digital para analógico, que aplicará a referência na malha de controle. A descrição da rotina responsável pela execução do controlador PI de potência é encontrada no capítulo 9 .

A taxa máxima de leitura da potência do laser, ao armazenar na memória, possui um limite imposto pela frequência de *clock* do microcontrolador (NXP SEMICONDUCTORS, 2011) e tempo de conversão do conversor analógico digital (MAXIM INTEGRATED PRODUCTS, 2011), e corresponde a uma leitura a cada 20 μ s. O microcontrolador opera com um cristal oscilador de 18 MHz, o que possibilita executar funções internas com essa velocidade. A rotina de leitura da potência está dentro de uma sub-rotina de interrupção, o que significa que o software permanece no ciclo de leitura da potência sem executar outra função.

Além do controle de potência, esse sistema também tem a função redundante de monitorar constantemente a potência óptica de saída através do fotodiodo 2 (fotodiodo de monitoramento) (Figura 51). No caso de uma eventual falha (erro na potência de saída maior que 20% da potência ajustada), o sistema é desarmado e o laser é desligado, evitando danos físicos ao paciente.

6.2.4 Implementação do circuito PI de corrente

O circuito PI implementado para controle da corrente é apresentado na Figura 53. A referência de corrente é dada pelo sinal Ref_C na entrada da malha de controle. A malha é fechada com o valor de corrente lido pelo sensor hall e entra no somador do PI. A diferença entre a leitura de corrente e a referência é utilizada pelo PI 1 para calcular a nova tensão de acionamento do driver de corrente representado pelo mosfet. A calibração do laser segue o protocolo indicado na Figura 21, no capítulo 3.4 O sensor de corrente possui a relação de saída de 1 V para 10 A e a corrente do diodo deve acompanhar esse comportamento linear para uma determinada referência de corrente (Ref_C) dada pela equação 11:

$$I_{Diodo} = 10 * Ref_C \quad (11)$$

Figura 53 – Circuito PI da malha de corrente

O resultado do controle de corrente é observado na Figura 54, onde a forma de onda em “A” representa a corrente no laser de diodo, e o sinal em “P” refere-se à potência laser da cavidade, numa dada referência de entrada.

Com o sistema de controle operando apenas em malha de corrente, a corrente do laser de diodo obedece ao valor aplicado na referência, tendo um comportamento estável (A). Porém, a potência laser fica flutuante (P), e não atinge um valor de regime, refletindo diversos fatores que alteram a eficiência momentânea da cavidade. Os fatores que mais influenciam na flutuação da potência de saída são:

- O deslocamento do pico de emissão do laser de diodo causado pelo aquecimento da junção PN. Esse efeito provoca uma diminuição da potência absorvida pelo Nd:GdVO_4 , alterando a eficiência total da cavidade;
- O aquecimento do cristal laser induz o efeito de lente térmica que altera o alinhamento da cavidade;
- O aquecimento do cristal laser também causa uma assimetria na polarização do laser gerado em 1173 nm, que dificulta a geração de segundo harmônico.

Figura 54 – Potência óptica e corrente do diodo na malha de corrente

6.3 Resultados do controle de potência em malha lenta

A ação do controle da potência de saída pode ser observada na sequência de formas de onda apresentada na Figura 55(a), Figura 55(b) e Figura 55(c). Os sinais foram capturados no osciloscópio, sendo que o canal 1 representa a forma de onda da referência (*Laser_Ref*), ou seja, como a saída deve se comportar, e o canal 2 é a forma de onda da saída (potência laser capturada pelo fotodiodo localizado na saída da cavidade).

Figura 55 – Dinâmica da calibração do PI - (a) Controle instável. (b) Estável com overshoot. (c) Estável, zero de overshoot e rise time na ordem de 5ms.

O fotodiodo foi calibrado de tal forma que a malha externa apresenta um comportamento linear entre a tensão de referência e a potência óptica de saída, dada pela equação 12:

$$P_{586} = 0,5 * V_{Ref1} \quad (12)$$

Onde: P_{586} é expresso em Watts e V_{Ref1} , em Volts. Assim, para uma tensão de referência de 5,0V, a potência laser de saída deverá ser aproximadamente de 2,5 W.

Com o sistema de controle operando em malha de potência, a corrente do laser de diodo é comandada pelo controlador de potência. Toda alteração na eficiência da cavidade é compensada pela modulação da corrente, como é mostrado na Figura 56. A forma de onda em “2” representa a corrente no laser de diodo, e o sinal em “1” refere-se à potência laser da cavidade, numa dada referência de entrada. A potência óptica da cavidade foi mantida constante durante o disparo, porém a corrente elétrica do diodo sofreu alteração para compensar as alterações de eficiência da cavidade durante o pulso.

O circuito eletrônico de controle de potência de malha lenta corresponde à arquitetura de controle clássica de lasers, apresentada no diagrama da Figura 47. Com os circuitos de controle implantados na placa, a forma de onda de saída do laser amarelo é um pulso retangular, ou seja, *rise-time* na ordem de 4ms, nível zero de *overshoot* e nível de potência constante durante a duração do pulso. A Figura 56 apresenta um pulso laser na malha de controle lenta ou configuração de pulso normal.

Figura 56 – Controle da potência de saída na malha normal

A versão produzida como protótipo apresentou resultados que atendem à especificação do projeto quanto à potência de saída para cada duração de pulso e intervalo entre eles. A Tabela 5 apresenta os limites críticos de projeto atendidos pela configuração atual da cavidade laser.

Tabela 5 - Especificação da faixa de operação dos parâmetros do laser em regime contínuo

Potência	Duty-Cycle	Duração de Pulso	Intervalo	Máxima Energia
< 500 mW	100%	3 s	50 ms	1,5 J
500 – 1000 mW	75%	2,25 s	750 ms	2,25 J
1000 – 2000 mW	50%	1 s	1000 ms	2,00 J

O laser deve operar continuamente para potência de saída até 500 mW, com intervalo nulo. Porém, é introduzido um intervalo mínimo de 50 ms para marcar a finalização do pulso que pode chegar a 3 s. Com potência entre 500 e 1000 mW, o laser deve trabalhar com intervalo mínimo de 750 ms, e duração máxima de pulso de 2,25 s. Acima de 1000 mW, o laser trabalha sempre com intervalo de no mínimo 50% da duração do pulso. O ponto crítico de trabalho é a potência de 2000 mW e duração de 1 s. É nesta condição que se exige mais do sistema de refrigeração e qualidade do alinhamento. Esses limites foram adotados seguindo os requisitos de tratamentos médicos e os próprios limites da tecnologia aplicada.

6.4 Resultados do controle de potencia em malha rápida

A implementação do circuito proposto de troca de cargas já foi detalhado na seção 6.2.1 . A Figura 48 apresentada anteriormente ilustra a corrente que circula no diodo laser, no diodo *dummy* e na fonte de alimentação no processo de geração de um pulso rápido. A Figura 57 mostra a curva resultante do acionamento do laser em testes. Pode-se verificar que a corrente do diodo *dummy* obedeceu a uma rampa crescente no início do processo (B), e ao se saturar, o diodo laser foi acionado com um valor de corrente igual ao do laser *dummy*. A curva da corrente do diodo *dummy* + diodo laser (B) não alterou seu valor ao acionar o laser, pois a corrente do diodo *dummy* foi transferida para a corrente do diodo laser (C). O tempo de subida do pulso de potência laser ficou na ordem de $20\mu\text{s}$ (Figura 58). Ao cessar o pulso laser, o diodo *dummy* inicia uma curva decrescente de redução da corrente. A tensão da fonte de alimentação (A) não sofreu queda, não apresentou ruído, e se manteve constante.

Figura 57 - Forma de onda da geração do *FastPulse* prática.

A: Tensão da fonte de alimentação; B: Corrente do laser de diodo + laser falso; C: Corrente do laser de diodo

Figura 58 – *Rise-time* do pulso rápido

A Figura 59 mostra o comportamento do pulso laser e tensão da fonte de alimentação, obtidos durante testes, para o caso de não implementação do sistema de troca de cargas proposto nesse projeto. Observa-se que a fonte de alimentação apresenta flutuação (A) e o *rise-time* do pulso laser (B) apresenta atraso, com um *rise-time* longo da ordem de 70 μs . Houve uma queda de tensão no sinal da fonte ao acionar o pulso laser, e ruído acentuado foi observado ao desligar o laser. Esse ruído gerado na fonte de alimentação pode provocar a danificação do diodo laser, portanto deve-se evitar a formação de ruído durante chaveamento de diodo laser.

Figura 59 - Forma de onda da geração do *FastPulse* prática, sem o acionamento do diodo *dummy*.

A Figura 60 mostra a dinâmica do sistema proposto para um trem de pulsos com período de 2 ms. Após aproximadamente 30 ms do primeiro pulso, a

potência laser já atingiu o valor de referência de 2V, e manterá esse valor até que o trem de pulsos seja cessado. A fonte de alimentação do laser não sente nenhuma perturbação durante esse chaveamento de cargas. A Figura 61 apresenta a forma de onda colhida na prática, de uma sequência de disparos rápidos e o controle atuando para corrigir o valor da potência de saída.

Figura 60 - Estabilização da potência laser em modo *FastPulse*

Figura 61 - Estabilização da potência laser em modo *FastPulse*

O tempo de resposta da cavidade laser é de extrema importância para que a energia contida no pulso seja próxima do valor teórico configurado pelo usuário. Caso o *rise-time* do pulso seja muito longo em relação à duração do pulso, a energia do pulso sofrerá redução a ponto de não causar os efeitos esperados do tratamento. O ideal é que a redução da energia do pulso provocada pelo *rise-time* seja menor que 20% do valor teórico, pois a norma específica de laser IEC60601-2-22 (IEC 60601-2-22, 2010) limita o erro tolerável de potência laser para um valor inferior a 20% do selecionado. Para avaliar a resposta da

cavidade foi realizado um teste que aciona o laser no modo *FastPulse* em diversas potências e o *rise-time* do pulso foi medido como ilustrado na Tabela 6.

Tabela 6 - Medidas de desempenho do *FastPulse*.

Potência (mW)	Duty-cycle (%)	Período (ms)	Rise-time (μs)	Energia esperada (J)*	Energia lida (J)*
300	10	2000	20	30	28
500	10	2000	20	50	45
1000	10	2000	23	100	92
1500	10	2000	26	150	140
2000	10	2000	30	200	185

*Energia medida com duração do pulso de 1000 ms

Pode-se concluir que a versão produzida como protótipo apresentou resultados que atendem à especificação do projeto quanto à potência de saída, *duty-cycle* e período de pulso, de acordo com a Tabela 7. O *rise-time* do pulso é de aproximadamente 20 μs e a energia do pulso não sofreu grande alteração e permaneceu com erro abaixo de 10%. A Figura 62 apresenta a forma de onda da potência dos pulsos rápidos e corrente elétrica de cada pulso resultante do sistema de controle de malha rápida.

Tabela 7 – Especificação da faixa de operação dos parâmetros do laser em regime micro-pulsado

Potência (mW)	Duty-cycle (%)	Período (ms)
50 - 2000	5 - 15	1800 - 2200

Figura 62 - Comportamento da corrente do diodo no modo *FastPulse*

6.5 Implementação do controle térmico

6.5.1 Leitura da temperatura

O sensor de temperatura é colocado em um circuito de leitura da temperatura que proporcione a linearização da resposta do NTC e dará um ganho no sinal de leitura (Figura 63).

Figura 63 - Circuito de condicionamento dos sinais dos NTCs.

Para cada elemento de medição de temperatura (NTC) a tensão obtida é condicionada para possibilitar a interpretação do sinal. A tensão de saída desta configuração é dada pela equação 13:

$$V_0 = R_{119} \left[\frac{12R_{18}}{R_{17} + R_{18}} \left(\frac{R_{19} + R_{119}}{R_{19}R_{119}} \right) - \frac{V_{ntc}}{R_{19}} \right] \quad (13)$$

Onde:

R119 - Resistência de realimentação entre a saída e a entrada inversora do amplificador operacional;

R18 - Resistência ligada à tensão mais positiva do divisor resistivo;

R19 - Resistência ligada à tensão mais negativa do divisor resistivo;

R19 - Resistência de entrada;

V_{ntc} - Tensão no sensor NTC;

Vcc, +12V e GND - Alimentação do circuito.

Observa-se que o primeiro termo é constante enquanto o segundo depende da tensão proveniente do NTC.

6.5.2 Controle térmico do diodo laser

Para especificar o controle térmico, deve-se trabalhar com a hipótese da cavidade laser perder a sua eficiência com o tempo, com um pequeno desalinhamento ou lente térmica. Assim, deve-se assumir uma corrente maior de operação. A potência máxima gasta pelo diodo ocorre a 30 A (Figura 17), porém o valor adotado é de 40 A. Nessa condição a tensão sobre o diodo é de aproximadamente 2 V. A potência total gasta pelo diodo nessa condição é: $P_{\max} = 40 \times 2 = 80$ W. Desse total, 40 W corresponde à emissão laser, e o restante (40 W) é transformado em dissipação térmica.

As curvas da Figura 35, consideram a temperatura do lado quente do TEC em 25 °C (caso mais fácil de bombeamento). As curvas da Figura 35 - b consideram essa temperatura em 50 °C (caso mais difícil de bombeamento).

Considerando o pior caso (b), com uma corrente de aproximadamente 6 A, é possível bombear mais de 40 W de calor para uma diferença de temperatura de 25 °C, suficiente para o sistema de resfriamento, que deve dissipar no máximo 40 W. Para essa potência a diferença de temperatura do lado frio e quente não deve passar de 25 °C, ou seja, para uma temperatura de operação de 25 °C do diodo, o dissipador não deve passar de 50 °C. Para garantir esse resfriamento

foi projetado um dissipador que possua capacidade de dissipação maior que 40 W.

Essas condições de dissipação são extremas, e o laser não opera continuamente com carga máxima. O regime de operação do laser é pulsado, portanto o valor da potência média de dissipação cai diretamente com o *duty-cycle*, que em média é de 50 % para protocolo normal de tratamento e 10 % no modo pulsos rápidos.

Assim que o TEC é ligado, o calor do diodo laser é bombeado para o dissipador térmico através do TEC, ou caso necessite aquecer o diodo, o calor é bombeado do dissipador para o diodo. O ventilador tem a função de forçar a troca de calor com o meio ambiente. O ventilador utilizado é de alto rendimento, MD4028E (MECHATRONICS, 2011).

Para que a temperatura do diodo laser permaneça constante, é necessário ainda fazer a leitura da mesma na carcaça do diodo e realimentar um sistema de controle tipo PI (proporcional-integrativo) em software, apresentado na seção 6.5.5 . A Figura 64 apresenta a arquitetura do controle térmico do diodo laser.

Figura 64 – Arquitetura do controle térmico do diodo laser

6.5.3 Controle térmico do LBO

Para manter alta eficiência de conversão óptica é necessário manter a temperatura do LBO constante, em torno de 45 °C. A arquitetura de controle empregada é mostrada na Figura 65. O controlador dessa malha é um tipo PI

(Proporcional - Integrativo), e está implementado em software. A saída do bloco PI é aplicada na entrada do bloco PWM, que chaveia o resistor através do atuador mosfet, modulando a dissipação térmica do mesmo.

Figura 65 – Arquitetura do controle térmico do LBO

6.5.4 Controle térmico do Nd:GdVO₄

O cristal Nd:GdVO₄ deve possuir a temperatura constante e abaixo da ambiente, de aproximadamente 22 °C. O controle térmico é semelhante ao do diodo laser, porém deve possuir apenas a capacidade de resfriamento, pois o cristal não absorve e não gera calor, e sua temperatura fica sempre abaixo da temperatura ambiente.

Para que a temperatura do cristal permaneça constante, utiliza-se um sistema de controle tipo PI implementado em software, com realimentação da temperatura medida na base do cristal com um NTC (Figura 66).

Figura 66 – Malha de controle da temperatura do cristal laser

6.5.5 Malha de controle da temperatura em software

O controle térmico em software possui a mesma arquitetura do controle PI executado para a potência do laser em pulsos rápidos. A taxa de leitura pode ser mais lenta que a potência devido à inércia de alteração da temperatura. A referência de temperatura é atualizada a cada 200 ms.

$$Err = Temp - Temp_{lida} \quad (13)$$

$$Prop = Err * Kp \quad (14)$$

$$Int_1 = Err * Ki + Int_0 \quad (15)$$

$$Ref_{temp} = Prop + Int_1 \quad (16)$$

Nas equações de 13 a 16, o significado das variáveis é o seguinte:

- *Temp* é a temperatura configurada;
- *Temp_{lida}* é a temperatura lida do elemento;
- *Err* é a diferença entre temperatura configurada e temperatura lida;
- *Prop* é o termo proporcional do PI;
- *Kp* é a constante proporcional do PI;
- *Int1* é o novo termo integrativo do PI;
- *Ki* é a constante integrativa do PI;
- *Int0* é o termo integrativo da interação anterior;
- *Ref_{temp}* é a referência de temperatura resultante.

O resultando do controle térmico do diodo e LBO pode ser observado na curva de estabilização térmica apresentada na Figura 67. O diodo laser inicia com a temperatura ambiente representada com uma tensão de 2 V (25 °C) e após 30 s reduz para um valor de regime de 1,2 V (21 °C). O LBO possui um *offset* para o controle, o qual começa a fazer o controle após a temperatura do cristal ultrapassar 35 °C (0 V). Após 30 s a temperatura do cristal estabiliza em 2 V (45 °C).

Figura 67 – Estabilização da temperatura do diodo laser e LBO

6.6 Aspectos gerais do software do fotocoagulador

O software embarcado foi desenvolvido inteiramente em linguagem Assembly, e supervisiona e controla todas as entradas e saídas de comandos no laser. A razão pela qual se utilizou uma linguagem de baixo nível deve-se à experiência do autor nessa linguagem e também a possibilidade de utilização de rotinas já certificadas e aprovadas na análise de risco de softwares previamente desenvolvidos.

A Figura 68 apresenta o diagrama geral do software, que pode ser representado por um fluxo principal de execução e tarefas paralelas que interrompem esse fluxo com taxa de tempo fixa.

O microcontrolador recebe tanto entradas de dados do usuário, como dados do próprio controle eletrônico. São comandos de alteração de parâmetros do laser, navegação nas telas do display, disparo do laser, etc. O diagrama da Figura 69 demonstra com mais detalhes esse fluxo de dados do software.

Além disso, o software verifica diversos parâmetros importantes do laser, os quais garantem o funcionamento adequado do equipamento e a segurança dos pacientes expostos ao laser. Há a verificação de níveis de tensão de alimentação da eletrônica e das cargas (diodos, TEC, microventilador); níveis de corrente; níveis de temperatura de dissipadores, diodo laser, elementos ópticos; e nível de potência laser de saída. Caso algumas das verificações estejam fora

dos limites de trabalho, o sistema entra em estado de erro, a cavidade laser é desligada, e todas as funções do equipamento são bloqueadas.

Caso não encontre erros, o software passa a executar funções específicas de cada estado de trabalho. O estado *Standby* é aquele em que o equipamento está ligado, porém com o laser desabilitado. O estado de tratamento é aquele que habilita o acionamento do laser, aguardando apenas o comando do usuário para acionar o laser através do pedal. O estado laser é aquele em que o laser está sendo aplicado, ou o pedal está pressionado.

Para cada estado listado anteriormente, existem chamadas de funções específicas de controle e proteção. As funções chamadas por um dos estados do laser processam e executam funções matemáticas, as quais possuem como entradas os parâmetros configurados pelo usuário e aqueles enviados pelo hardware, como leituras de sensores. São funções de escrita e leitura em conversores D/A, funções de leituras de sensores, de escrita em *drivers*, de controle PI, de interpretação de comandos (*encoders*, *touch screen*), controle de comunicação em protocolos paralelo e serial, entre outros.

Os resultados dessas operações serão aplicados no hardware de controle do laser, e no display.

As operações em paralelo ao fluxo principal são chamadas automaticamente pelo software através de interrupções. O *timer* possui a função de regular o tempo de execução de tarefas, ou seja, é o relógio do sistema. Ele controla o tempo que o laser é acionado, tempo de sinais sonoros, *delays*, alteração do nível de potência do laser, o qual deve ser atendido imediatamente, entre outras. O *watchdog timer* é a proteção de software utilizada. Ele é um componente externo ao microcontrolador, e tem a função de monitorar se o fluxo do software está sendo executado adequadamente. Caso, por exemplo, o ponteiro de execução do software assuma uma posição de memória não utilizada, o *watchdog timer* reinicia o microcontrolador para proteger o sistema, desativando o laser.

Figura 68 – Diagrama de fluxo de dados Geral (nível 0)

Figura 69 – Diagrama de fluxo de dados Geral (nível 1)

6.7 Modelo de programação

No modelo de programação o software deve ser desenvolvido por dois engenheiros trabalhando em paralelo em cada requisito de software. Esse procedimento foi adotado no desenvolvimento do presente trabalho. A cada geração de código por um programador que cumpre o requisito analisado, uma versão é disponibilizada para o segundo programador fazer a verificação do requisito. Os requisitos são atualizados no decorrer do projeto e são necessárias revisões periódicas nos requisitos de software e análise de risco. Isso ocorre porque durante as verificações de software há a interação com o cliente, o qual propõe mudanças, e dessa forma, ao final das verificações, o software estará com um rendimento próximo do que o cliente espera.

Como esse projeto teve o apoio técnico da empresa Opto Eletrônica para o seu desenvolvimento, foi adotado o modelo utilizado pela empresa, o qual possui características comuns de desenvolvimento que se enquadram no método Ágil (SANTOS JÚNIOR, 2007). As seguintes características justificam o modelo Ágil: equipes pequenas, programadores dividem seu tempo com outras tarefas, requisitos mudam constantemente, projetos multidisciplinares e produtos voltados para o mercado.

O método Ágil possui práticas gerais de desenvolvimento que caracterizam o processo de desenvolvimento do software desse projeto, das quais se destacam as seguintes:

1. Valorização dos indivíduos: os desenvolvedores têm autonomia para adotar a estratégia de programação e o aprendizado constante é incentivado;
2. Interação da equipe: os desenvolvedores dividem a mesma sala, e reuniões e verificações de projeto são requisitadas por qualquer membro da equipe a qualquer momento;
3. Software funcionando: são realizadas integrações no código continuamente e a cada verificação novas distribuições são feitas,
4. Colaboração do cliente: visitas e reuniões são frequentes com clientes parceiros que ajudam na discussão de requisitos e validação;

5. Documentação leve: as atividades dos desenvolvedores são documentadas em cadernos de projeto digital, o código fonte é coletivo e possui desenvolvimento contínuo;
6. Resposta a mudanças: a mudança de requisito pode ser feita com frequência e é reflexo da interação com clientes e distribuições de códigos realizadas. O ciclo entre desenvolver um código para determinado requisito e verificação são curtos por não demandarem muita documentação, e revisões de requisitos são feitas a cada ciclo.

6.8 Prova de conceito

A prova de conceito foi realizada através de um circuito montado em bancada e confeccionado com uma fresa para protótipos de circuito impresso. A placa eletrônica apresentada na Figura 70 possui o circuito de controle de malha lenta e malha rápida. A rampa de tensão para fazer a troca entre cargas foi executada com um gerador de sinais, pois o software para esse fim não estava finalizado. O gerador de sinais possibilitou mensurar o *rise-time* desejado e os componentes do circuito de controle que atenderiam à velocidade do pulso. Testes com diversas capacitâncias nos circuitos de realimentação, ganho do controle PI foram realizados, e seus valores especificados para o modelo de engenharia.

Figura 70 – Modelo de bancada do controle de potência

As indicações na Figura 70 se referem aos trimpots para ajuste dos ganhos dos PI e valores limites de corrente, os quais possuem as seguintes funções:

- *Cor_Dummy* – Ganho do controle PI de corrente da carga *dummy*;
- *Cor_Las_Slow* – Ganho do controle PI de corrente do diodo laser malha lenta;
- *Cor_Las_Fast* - Ganho do controle PI de corrente do diodo laser malha rápida;
- *Cor_Limite* – Corrente limite para controle (valor de saturação da malha);
- *PI_Pot_P* – ganho proporcional do controle PI de potência;
- *PI_Pot_I* - ganho integrativo do controle PI de potência;
- *FDE_gain* – Ganho do sensor de leitura de potência de proteção;
- *FDE_Off* – Offset do sensor de leitura de potência de proteção;
- *FDI2_Gain* – Ganho do sensor de leitura de potência de realimentação da malha rápida;
- *FDI2_Off* - Offset do sensor de leitura de potência de realimentação da malha rápida;

- *FDI1_Gain* – Ganho do sensor de leitura de potência de realimentação da malha lenta;
- *FDI1_Off* - Offset do sensor de leitura de potência de realimentação da malha lenta.

6.9 Modelo de engenharia

A integração dos circuitos testados na prova de conceito foi subdividida em quatro placas denominadas: placa de micro, placa de controle, placa de potência, e placa de duto.

Na placa de micro encontram-se o microcontrolador de 16 bits, memórias, circuitos de proteção, circuitos de endereçamento e comunicação.

Na placa de controle estão todos os circuitos de condicionamento de sinais e controle de potência e temperatura.

Na placa de potência estão conectados as cargas do sistema como diodo laser, TEC, termo resistor, microventilador, e os sensores. Ela possui os *drivers* para ativar as cargas, e esses *drivers* possuem capacidade de corrente elevada, os quais dissipam em forma de calor uma potência considerável.

Na placa de duto estão as conexões dos sinais entre as placas eletrônicas de micro, controle e potência.

A Figura 71 apresenta o conjunto de placas eletrônicas desenvolvidas no projeto, na qual a numeração corresponde às seguintes placas: 1 - Placa de duto, 2 - Placa de potência, 3 - Placa de controle, 4 - Placa de micro.

Figura 71 – Conjunto de placas do sistema eletrônico.

O console do protótipo do laser Amarelo é uma adaptação do console de outro equipamento laser comercializado pela empresa Opto Eletrônica. Foi feito um novo projeto para a área de fixação da cavidade e para parte traseira do equipamento, a fim de possibilitar a refrigeração do dissipador. A eletrônica apresentada anteriormente foi desenhada para adaptar-se no console, e o software desenvolvido no protótipo já apresentava as funções de controle, porém o *design* das telas do display foi herdado de outro equipamento laser da Opto Eletrônica.

A Figura 72 apresenta o protótipo do Laser Amarelo com a cavidade montada no seu interior.

Figura 72 – Console protótipo do Laser Amarelo

6.10 Modelo de qualificação

A empresa de *design* denominada Design Connection (DESIGN CONNECTION, 2010) foi contratada para projetar o console final para o Laser Amarelo. O objetivo foi traçar uma identidade de estilo a ser seguido por todos os equipamentos da Opto Eletrônica da área médica. Foi projetada tanto a

arquitetura interna do gabinete quando o *design* exterior do equipamento. Além disso, o *design* das telas do display foi projetado pela mesma equipe, tendo em mente uma união entre os estilos. A Figura 73 mostra o conceito do *design* do equipamento:

Figura 73 – Conceito de *design* do fotocoagulador laser amarelo

6.11 Testes Clínicos

Tratamentos com laser *subthreshold* em pacientes começaram a ser feitos como uma alternativa ao tratamento convencional de laser e teve como referência os estudos realizados por diversos cientistas.

Mainster reportou resultados eficazes de um estudo piloto de fotocoagulação com pulsos em microssegundo para edema macular (MAINSTER, MUSCH, LUTTRULL, 2005), e em outro trabalho reforçou a vantagem de se utilizar laser com pulsos em microssegundo no comprimento de onda na faixa do amarelo (MAINSTER, 2011).

Edoardo Midená reportou a eficácia do tratamento e investigou o diagnóstico pós-operatório através da auto-fluorescência, sem marcas visíveis e com preservação de células da retina (MIDENA, et al., 2010).

Natalia Pasechnikova reportou seus testes com laser amarelo e ressaltou os resultados positivos e a necessidade de mais especialistas realizarem novos estudos (PASECHNIKOVA et al., 2011; LAURSEN et al., 2004).

Leonardo Castro reportou seus testes realizados com laser infravermelho, que evidenciaram a eficácia do tratamento *subthreshold* (DARÉ et al., 2007).

Para avaliar clinicamente o laser amarelo no modo de operação FastPulse desenvolvido nesse trabalho, uma unidade deste foi entregue ao especialista em tratamentos de retina a laser, Dr. Leonardo Castro¹, o qual já utilizava um equipamento laser similar fabricado pela Iridex (IRIDEX CORPORATION, 2011).

Os casos clínicos demandam normalmente algumas aplicações laser, espaçadas por um intervalo de tempo. Somente após 1 ano e meio de acompanhamento do tratamento realizado com o laser é que o especialista tem condições de reportar os resultados conclusivos das aplicações. Devido a isso, são apresentados apenas os resultados de um único caso clínico tratado pelo especialista.

No caso clínico tratado pelo Dr. Leonardo Castro, o paciente apresentava edema macular, e foram realizadas duas seções de tratamento a laser, com intervalo de três meses entre as aplicações. Para avaliação do resultado das aplicações laser, o especialista usou três técnicas, a retinografia, a angiografia e a tomografia por coerência óptica (OCT). A retinografia e a angiografia são exames realizados em um equipamento chamado retinógrafo, o qual capta a imagem da retina. A retinografia é uma foto colorida da retina, e a angiografia é uma foto da retina após aplicar um contraste na veia do paciente, com intuito de realçar eventuais lesões. O OCT utiliza varredura laser para obter imagens de cortes seccionais de tecidos da retina. As imagens obtidas analisam e quantificam a espessura das fibras nervosas retinianas.

O especialista cedeu algumas imagens da retina do paciente tratado com laser no modo *FastPulse* e também imagens de um paciente tratado com laser no modo convencional.

¹ Leonardo Cunha Castro - CRM: 107719 – SP. Retinólogo na clínica Medclin, R. Cap. Adão Pereira S. Cabral, 597, Centro - São Carlos/SP.

O paciente que passou por tratamento convencional apresentou melhora na acuidade visual e o tratamento foi bem sucedido, porém na Figura 74 ficaram nítidas as marcas deixadas pelo laser na retinografia e angiografia, as quais indicam perda das funções vitais no local.

Por outro lado, a Figura 75 mostra que o paciente tratado com FastPulse não apresentou marcas de laser, nem na retinografia e nem na angiografia.

Os resultados do tratamento aparecem com acompanhamento pós-aplicação laser, no qual o exame de OCT (tomografia por coerência óptica) evidencia a redução do edema. A Figura 76 resultante do exame de OCT pré-tratamento FastPulse mostra um edema (inchaço) da retina, que são as áreas circulares pretas (“bolas”) dentro da mesma, e o espessamento da retina. No exame de OCT pós-tratamento FastPulse (Figura 77) o edema desapareceu, não aparece as áreas pretas circulares e a retina não está mais espessada. O OCT e a angiografia pos-FastPulse foram realizados após 1 ano e meio do tratamento com laser.

Figura 74 – Retinografia colorida e angiografia de retina com marcas de laser convencional

Figura 75 – Angiografia da retina Após aplicação laser com *FastPulse* (subthreshold)

Figura 76 – OCT anterior ao tratamento com *FastPulse*

Figura 77 – OCT pós-tratamento com *FastPulse*

O especialista reportou que os resultados demonstraram que o laser amarelo com *FastPulse* (OPTO ELETRÔNICA S/A, 2011b) possui resultados equivalentes ao principal laser similar no mercado, o IQ577 (IRIDEX CORPORATION, 2011).

Uma observação importante a ser feita é que apesar de diversos estudos com laser para fins oftalmológicos, não se determinou ainda um protocolo fixo de tratamento em *FastPulse*, ou seja, os parâmetros de potência, *duty-cycle* e período. Cabe aos especialistas realizarem mais estudos e comparar resultados com variações de densidade de energia para cada caso tratado. Atualmente, cada especialista está refinando sua técnica durante cada tratamento, e

possivelmente num curto período de tempo ter-se-á conclusões definitivas sobre a eficácia do tratamento *subthreshold*.

6.12 Considerações finais

Este capítulo apresentou a implementação do protótipo do laser amarelo com *FastPulse*, os resultados obtidos dos subsistemas de controle, e os resultados de um teste clínico com um paciente.

Durante a elaboração do protótipo foram identificados dois objetivos principais, a elaboração de um sistema de controle de potência rápido o suficiente para a obtenção de pulsos curtos na ordem de 200 μ s, e eliminação de eventuais ruídos na fonte de alimentação do laser devido ao chaveamento, o que poderia danificar o diodo laser da cavidade. Além disso, um sistema de controle térmico foi implementado para controlar a temperatura dos elementos ópticos da cavidade laser.

Na seção 6.2 foi apresentada a arquitetura do sistema de controle de potência de malha rápida, a qual foi implementada em hardware e software, e se baseia em controladores PI, e em um sistema de troca de cargas que operam em sincronismo.

Na seção 6.3 foram apresentados os resultados do controle de malha lenta, o qual é responsável por fazer o controle de potência do laser no modo convencional de operação (pulsos longos). O controle atendeu as especificações de projeto apresentados na Tabela 5, que define os limites críticos de potência, duração e intervalo dos pulsos. Como já mencionado na seção 6.3 os limites foram adotados seguindo os requisitos de tratamentos médicos e os próprios limites da tecnologia aplicada. Para esse controle o *rise-time* que é de 4 ms, não afeta consideravelmente o valor de energia entregue por pulso, já que os pulsos são de longa duração, na ordem de 300 ms.

Na seção 6.4 foram apresentados os resultados de controle de malha rápida, o qual é responsável por fazer o controle de potência do laser no modo *FastPulse* (pulsos rápidos). Os resultados apresentados evidenciaram a obtenção de pulsos rápidos de 200 μ s, com a potência laser variando de 300

mW a 2000 mW, como apresentado na Tabela 6. A Figura 57 mostra que o circuito de chaveamento entre as cargas laser e o diodo *dummy* foi eficiente, pois as cargas foram sincronizadas de tal forma que a corrente drenada da fonte de alimentação se manteve constante durante o chaveamento, não apresentou ruídos na alimentação, e o *rise-time* do pulso obtido foi de 20 μ s (Figura 58). Além disso, o sistema de controle de potência laser realizou a estabilização da potência laser a cada pulso, para o valor configurado pelo usuário (Figura 60).

Na seção 6.5 foram apresentadas as arquiteturas de controle térmico dos elementos ópticos da cavidade laser, para manter estável a temperatura desses elementos.

Na seção 6.11 são apresentados os resultados de um tratamento clínico realizado por um especialista, com o laser amarelo no modo *FastPulse*, em um paciente que apresentava edema macular. Foram apresentados também os resultados de um paciente tratado com o laser no modo convencional. Os resultados, quando comparados, evidenciam a ausência de lesões (marcas) na retina no tratamento com o laser no modo *FastPulse* e a eliminação do edema.

7 Conclusão

Este trabalho apresentou o projeto de um sistema de controle de uma cavidade laser de comprimento de onda 586,5 nm (amarelo), que pode ser submetido a um regime de operação com pulsos longos, de duração entre 50 ms a 1000 ms, ou a um regime de pulsos rápidos, com duração entre 100 μ s a 300 μ s.

Para definir os requisitos que o laser deveria possuir foram consultados artigos e pesquisas realizadas por médicos principalmente nos EUA. Basicamente, o laser deve possuir um pulso com potência óptica controlada e fiel à potência configurada pelo médico, e ter um tempo rápido de subida do pulso, de tal forma que a energia entregue seja fiel à ajustada.

O sistema de controle implementado para o laser amarelo uniu-se a outros subsistemas eletrônicos, mecânicos e ópticos para resultar inicialmente em um protótipo funcional. Após testes de eficiência de requisitos e normativos, foi obtido um equipamento laser certificado, que está pronto para ser aplicado em cirurgias de fundo de olho na oftalmologia.

O método para obtenção dos pulsos laser demonstrou ser eficiente ao apresentar nos resultados a potência laser controlada e estável durante o pulso. O chaveamento do laser de diodo da cavidade não resultou em ruídos ou picos de tensão na alimentação, prejudiciais à junção do diodo laser. O tempo de subida do pulso laser foi suficiente para manter a energia do pulso dentro da faixa normativa de erro, inferior a 20% do valor ajustado. Em pulsos de longa duração o *rise-time* ficou entre de 1ms a 4ms, e em pulsos rápidos o *rise-time* obtido foi de aproximadamente 20 μ s.

Foi realizada uma avaliação clínica com o laser em *FastPulse* por um especialista, em um paciente que apresentava edema macular. O resultado clínico obtido com o laser em *FastPulse* comprovou a eficácia da técnica de controle adotada para geração de pulsos rápidos, eliminando o edema sem deixar marcas na retina.

O resultado desse trabalho foi adotado pela empresa Opto Eletrônica S/A no seu produto denominado *Mitra yellow laser*, o qual vem agregar um imenso valor

na medicina nacional, por ser uma alternativa aos equipamentos importados, e possuir a tecnologia de pulsos rápidos aplicada em oftalmologia.

Pode-se destacar como vantagens do equipamento desenvolvido em relação ao similar importado o fato de ter menor custo, assistência técnica local, e possibilidade de implementação de recursos customizados para os médicos brasileiros.

7.1 Trabalhos futuros

Esse trabalho abriu a possibilidade de explorar futuramente os seguintes aspectos de projeto:

- Aumentar a velocidade de acionamento do laser e possibilitar o ajuste de pulsos mais curtos, por volta de 1 μ s, e consequentemente concentrar ainda mais a ação do laser no RPE. Não se pode concluir que o efeito do tratamento será eficaz, já que o tecido necessita de um tempo mínimo de ação do laser para provocar reações químicas benéficas ao tratamento. Para alcançar taxas de pulsos em 1 μ s a técnica utilizada passaria de chaveamento eletrônico da cavidade para chaveamento óptico.
- Trocar o microcontrolador atual por outro de maior velocidade para melhorar o desempenho do controle em malha fechada da potência do laser em *FastPulse*.

7.2 Trabalhos publicados

Esse trabalho resultou nos seguintes artigos publicados nos anais de congressos:

MOTA, A. D.; PAIVA, M. S. V. **Design of Micro-second pulsed laser mode for ophthalmological CW Self-Raman laser.** Spie Photonics West. Proc. Vol. 7912, 79121Y1. São Francisco, USA. 2011.

MOTA, A. D.; PAIVA, M. S. V. **Strategies to run an ophthalmological CW Self-Raman laser in Micro-second pulsed laser regime.** European Conference on Lasers and Electro-Optics and the XIIth European Quantum Electronics Conference. Munique, Alemanha. 2011.

8 Referências

ABNT NBR IEC 60601-1. **Equipamento eletromédico, Parte 1: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial**. Edição 3. 2010.

AYRES PEREIRA, F. R. **Sistema de emissão UV-A homogêneo para uso clínico de irradiação de córneas**. Escola de engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, dissertação de mestrado em engenharia elétrica. 2010. 122p.

BOYD, S. **Laser Surgery of the Eye-The art of Lasers in Ophthalmology**. Highlights of Ophthalmology. 2005. 426p.

BOYES W. **Instrumentation Reference Book**. 3. Ed. Butterworth-Heinemann, USA. 2003.1062p.

CADDOCK. **Caddock MP725 power film resistor**. Disponível em: <http://www.caddock.com/Online_catalog/power/power.html>. Acesso em: 02/08/2011.

COHERENT INC. **Conduction Cooled Package Diodes**. Disponível em: <<http://www.coherent.com/products/?1504/Conduction-Cooled-Package-CCP>>. Acesso em: 01 Set. 2011a.

COHERENT INC. **Fildmax Top power meter**. Disponível em: <<http://www.coherent.com/products/?1016/FieldMaxII-TOP>>. Acesso em: 01 Set. 2011b.

CORRÊA, Z. M. S. et al. **Aspectos Patológicos da Retinopatia Diabética**. Arq Bras Oftalmol, Porto Alegre. n.68(3). p.410-414, 2005.

CSILLAG, A. **Atlas of the sensory organs**. Human Press, 2005.

DARÉ, A.; CASTRO, L.; LAVINSKY, D.; NAVAJAS, E.; CARDILLO, J. A. **Novos horizontes no tratamento do edema de mácula diabético: fotocoagulação macular seletiva com micropulso de diodo 810**. Revista da Sociedade Brasileira de Retina e Vítreo, 13, 16-20. 2007.

DEKKER, P.; PASK, H. M.; SPENCE, D. J.; PIPER, J. A. **Continuous-wave, intracavity doubled, self-Raman laser operation in Nd:GdVO₄ at 586.5 Nm**. Optics Express. 15 V. Issue 11, pp. 7038-7046. 2007.

DESIGN CONNECTION. **Projeto de design do Opto Mitra Yellow Laser**. São Bernardo do Campo, SP. 2010. Disponível em: <<http://www.designconnection.com.br/pt/index.html>>. Acesso em: 10 Out. 2011.

DORF, R.C. **Modern Control Systems**. 9. Ed. Prentice-Hall. 2001.

ELLEX. **Retinal regeneration**. Disponível em: <<http://dev.ellex.com/2rt>>. Acesso em: 20/08/2011

ELLIS, G. **Control System Design Guide**. 3. Ed. Elsevier Accademic Press, USA. 2004.

EMERSON NETWORK POWER. **Fonte NFS40**. Disponível em: <http://www.powerconversion.com/assets/nfs40_medical_1202438026.pdf>. Acesso em: 02 Ago. 2011a.

EMERSON NETWORK POWER. **Fonte NLP250**. Disponível em: <http://www.powerconversion.com/assets/an_nlp250_1210634712_appnote.pdf>. Acesso em: 02 Ago. 2011b.

EMERSON NETWORK POWER. **PTH12040 datasheet**. Disponível em: <https://www.powerconversion.com/assets/pth12040_1200433210.pdf>. Acesso em: 21 Ago. 2011c.

EMERSON NETWORK POWER. **Sil20C2 datasheet**. Disponível em: <<http://www.powerconversion.com/products/websheet/254/SIL20C2>>. Acesso em: 21 Ago. 2011d.

EMERSON NETWORK POWER. **Sil20C2 appnote**. Disponível em: <http://www.powerconversion.com/assets/an_sil20c2_1292891450_appnote.pdf>. Acesso em: 21 Ago. 2011e.

EN 60601-1-4. Prescrições **gerais para segurança -Sistemas eletromédicos programáveis**. 1.1. Ed. 1999.

EPCOS. **B57851**. Disponível em: <http://www.epcos.com/inf/50/db/ntc_09/MiniSensors__B57861__S861.pdf>. Acesso em: 21 Ago. 2011.

HONEYWELL. **Hall Effect Sensor**. Disponível em: <<http://content.honeywell.com/sensing/prodinfo/solidstate/technical/chapter2.pdf>>. Acesso em: 04 Ago. 2011.

HAMMES, H. P.; PORTA M. **Experimental approaches to diabetic retinopathy**. 20 v. Frontiers of diabetes. Karger, 2010.

IEC 60601-1-2, **Compatibilidade eletromagnética, requisitos e testes**. 3. Ed. 2012.

IEC 60601-2-22. **Requisitos particulares para segurança de equipamentos de terapia a laser**. 3. Ed. 2010.

INSTITUTO DE RETINA. **O globo ocular**. Disponível em: <<http://www.institutoderetina.com.br/anatomia.asp/corneairispupilacristalino.jpg>>. Acesso em: 19 Jun. 2011.

IRIDEX CORPORATION. **Características do equipamento IQ 577**. Disponível em: <<http://www.iredex.com/ophthalmology/577-lasers.html>>. Acesso em: 02 Ago. 2011.

IRIDEX CORPORATION. William Telfair, Ronald Avisa, Stuart Mohr, David M. Buzawa. **Laser system with short pulse characteristics and its methods of use**. US 7771417, 10 Ago. 2010.

JOUSSEN A .M.; GARDNER T.W.; KIRCHHOF B.; RYAN S.J. **Retinal vascular disease**. Springer. 2007.

KARLIN, D. B. **Lasers in Ophthalmic Surgery**. Primeira edição. Wiley, John & Sons, Incorporated. USA, 1995.

KAZIMIERCZUK, M. K. **Pulse-width Modulated DC–DC Power Converters**. Wiley. USA, 2008.

KOECHNER, W. **Solid-State Lasers Engineering**. 6. Ed. Springer-Verlag, USA, 2006.

LAIRDTECH TECHNOLOGIES. **Introduction to Thermoelectrics**. Disponível em: <<http://www.lairdtech.com/Products/Thermal-Management-Solutions/Thermoelectric-Modules/>>. Acesso em: 02 Ago. 2011a.

LAIRDTECH TECHNOLOGIES. **UT15 SERIES**. Disponível em: <<http://lairdtech.thomasnet.com/viewitems/thermoelectric-modules-2/ultratec-trade-ut-series-thermoelectric-coolers?forward=1#>>. Acesso em: 02 Ago. 2011b.

LIMO LISSOTSCHENKO MIKROOPTIK GMBH. **High Power diode laser HLU30F-200-880**. Disponível em: <contact@limo-microoptics.com>. Acesso em: 02 Ago. 2011.

LAURSEN, M. L.; MOELLER, F.; SANDER, B.; SJOELIE, A. K. Subthreshold micropulse diode laser treatment in diabetic macular oedema. *Br. J. Ophthalmol.* 2004.

LEM. **Datasheet do sensor de corrente LA55-P**. Disponível em: <http://www.lem.com/hq/en/component/option,com_catalog/task,displaymodel/id,90.13.25.000.0/>. Acesso em: 06 Ago. 2011.

LIGHTMED. **Características do equipamento Lightmed 561/577**. Disponível em: <http://www.lightmed.com/p_561577_benefit.htm>. Acesso em: 06 Ago. 2011.

MAGNECOMP MAGNETIC COMPONENTS CC. **Current Voltage Transformer**. Disponível em: <http://www.ferritecores.biz/current_voltage_transformers.php>. Acesso em: 20/08/2011.

MAINSTER, M. A. **Decreasing retinal photocoagulation damage: principles and techniques**. *Semin Ophthalmol.* 14(4), 200-209. 1999.

MAINSTER, M. A.; LUTTRULL, J. K.; MUSCH, D. C. **Subthreshold diode micropulse photocoagulation for the treatment of clinically significant diabetic macular oedema**. *Br J Ophthalmol.* 2005.

MAINSTER M. A. **Continuous wave and micropulse 577nm yellow laser photocoagulation: A laser for all reasons**. *Retina Today: IQ 577 Laser System: Bridging Past, Present, and Future Laser Technologies*. 2010.

MAINSTER, M. A. **Evolving Retinal Laser Phototherapy: Less Damage is Better**. Retinal Today: Tissue-sparing micropulse Diode Laser Photocoagulation in Practice. 2011.

MECHATRONICS. **DC high performance fan**. Disponível em: <<http://www.mechatronics.com>>. Acesso em: 20 Ago. 2011.

MEDICINENET. **Definition of Diabetic macular edema**. Disponível em: <<http://www.medterms.com/script/main/art.asp?articlekey=16569>>. Acesso em: 09 Ago. 2011.

MAXIM INTEGRATED PRODUCTS. **MAX1290**. Versão de 2002. Disponível em: <<http://www.maxim-ic.com/datasheet/index.mvp/id/2098>>. Acesso em: 09 Ago. 2011.

METERMAN. **Multimeter 38xr**. Disponível em: <<http://www.amprobe.com/amprobe/usen/multimeters/industrial-ultimeters/38xr-a.htm?PID=73039>>. Acesso em 01 Set. 2011.

MIDENA E.; VUJOSEVIC S.; BOTTEGA E.; CASCIANO M.; PILOTTO E.; CONVENTO, E. **Microperimetry and fundus autofluorescence in diabetic macular edema: subthreshold micropulse diode laser versus modified early treatment diabetic retinopathy study laser photocoagulation**. Retina. 30(6):908-916. 2010.

MOTTA, M. S.; COBLENTZ, J.; MELO, L. G. N. **Aspectos atuais na fisiopatologia do edema macular diabético**. Revista Brasileira de Oftalmologia. 67 (1): 45-9. 2008.

NORTH BAY EYE ASSOCIATES. **Eye Imagination vídeos**. Disponível em: <<http://northbayeye.com/eye-imagination-videos>>. Acesso em: 21/08/2011

NORTHROPGRUMMAN CORPORATION. **NdGDVO₄ datasheet**. Disponível em: <www.as.northropgrumman.com/products/synoptics_neodymium/assets/ndgdvo4_graph.pdf>. Acesso em 20 Ago. 2011.

NXP SEMICONDUCTORS. **Microcontrolador XA-S3**. Versão de 01 Dez. 2000. Disponível em: <http://www.nxp.com/documents/data_sheet/XA-S3.pdf>. Acesso em: 09 Ago. 2011.

OGATA, K. **Engenharia de controle moderno**. Prentice-Hall. 2003.

OPTO ELETRÔNICA S/A. **Características do equipamento Opto *FastPulse* 810nm.** Disponível em: <http://www.opto.com.br/Produto.php?lingua_id=1&divisao_id=1&produto_id=56>. Acesso em 20 Ago. 2011a.

OPTO ELETRÔNICA S/A. **Características do equipamento Opto *Mitra Yellow laser*.** Disponível em: <http://www.opto.com.br/Produto.php?lingua_id=1&divisao_id=1&produto_id=46> Acesso em 21 Ago. 2011b.

OSIOPTOELECTRONICS. **Photodiode characteristics and applications.** Disponível em: <<http://www.osioptoelectronics.com/application-notes/AN-Photodiode-Parameters-Characteristics.pdf>>. Acesso em 21 Ago. 2011.

ORTEGA, T. A. **Very compact and high-power CW self-Raman laser for ophthalmological applications.** Spie Photonics West. Proc. SPIE 7578, 757822. 2010.

ORTEGA, T. A. **Laser Self-Raman dobrado intracavidade de alta potência CW operante na região amarela do espectro eletromagnético de aplicações oftalmológicas.** Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, dissertação de mestrado em Ciências. 2011. 215p.

PACIFIC MEDICAL CENTERS. **Retina.** Disponível em: <<http://www.pacificmedicalcenters.org/index.php/what-we-do/vitreoretinal-diseases-and-surgery/>>. Acesso em: 10 Ago. 2011.

PASECHNIKOVA , N., SUK, S. **577 nm Micropulse Laser Treatment of Macular Edema Secondary to Branch Retinal Vein Occlusion.** Retinal Today: Tissue-sparing Micropulse Diode Laser Photocoagulation in Practice. 2011.

PASK, H. M. **The design and operation of solid-state Raman Lasers.** Progress in Quantum Electronics. 27 v. n.1, p.3-56. 2003.

PRADO, T. A. **Implementação de um controlador PID embarcado para o controle em malha fechada de um estimulador neuromuscular funcional.** Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de São Paulo campus Ilha Solteira, dissertação de mestrado em Automação. 2009. 77p.

PRESSMAN A. I., KEITH B., TAYLOR M. **Switching Power Supply Design.** 3. Ed. McGraw-Hill. 2009.

PRINCETON UNIVERSITY. **Laser Safety Training.** Versão 2007. Disponível em: <<http://web.princeton.edu/sites/ehs/laserguide/sec2.htm>>. Acesso em: 06 Ago. 2011.

QUANTEL MEDICAL. **Características do equipamento Quantel Supra 577.** Disponível em: <[http:// www.quantel-medical.com/popup-produit-laser-supra-577-caracteristique.php](http://www.quantel-medical.com/popup-produit-laser-supra-577-caracteristique.php)>. Acesso em: 21 Ago. 2011.

RAYCOL CRYSTALS. **RTP Q-Switch.** Disponível em: <<http://www.epicos.com/epicos/extended/israel/Raycol%20Crystals/page02.html>>. Acesso em: 20 Ago. 2011.

ROSSI, G. **Desenvolvimento de cavidade laser em 532nm para uso Oftalmológico.** Escola de engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, dissertação de mestrado em engenharia elétrica. 2009. 177p.

SANTOS JÚNIOR, D. **Implementação de processo de software para teste de equipamentos aeroespaciais.** Escola de engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, dissertação de mestrado em engenharia elétrica. 2007, 190p.

SCHEPS, R. **Introduction to Laser Diode-Pumped Solid State Lasers.** Bellingham: Spie. 100p. 2001.

SEDRA A. S.; Smith, K. C. **Microeletrônica.** 5. Ed. Pearson Prentice-Hall. 2007.

SEMIKRON. **Diodo retificador SKR26.** Disponível em: <<http://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=SKR26&q=SKR26>>. Acesso em: 10 Ago. 2011

TEKTRONIX. **TDS2024.** Disponível em: <<http://www.tek.com/products/oscilloscopes/tds2000/>>. Acesso em: 01 Set. 2011

ZEISS. **Características do equipamento Visulas Trion.** Disponível em: <[http://www.meditec.zeiss.com/C125679E00525939/ContainerTitel/VisulasTrionVITE_en/\\$File/vite_en.html](http://www.meditec.zeiss.com/C125679E00525939/ContainerTitel/VisulasTrionVITE_en/$File/vite_en.html)>. Acesso em: 21 Ago. 2011

ZITO, G., LANDAU, I. D. **Digital control systems, Design, Identification and Implementation.** Springer. 2006

9 Anexo A – Controlador PI da potência em software

```
;*****
*****
;Nome: PID_Fast
;Descrição: Executa PID da pot do FastPulse
; Entrada: PotFastErr - erro com sinal entre referencia
e média do valor lido no fotodiodo
; Saida: PotDA - valor de controle a ser colocado no DA
;
;*****
*****
PID_Fast:
;Calcula o erro
    mov.w R2,Ref_Pot_Fast
; Soma erro com o offset do fotodiodo 1 de controle com
(FDI2_Offset)
    mov.w R4,FDI2_Offset
    sub.w R4,#1000d
    bcs PID_Fast_Neg
    add.w R2,R4
    jmp PID_Fast_cont
PID_Fast_Neg:    cpl.w R4
    sub.w R2,R4
    bcc PID_Fast_cont
    mov.w R2,#00d
PID_Fast_cont:
; faz a diferença da referência de potência e o valor lido no
fotodiodo
    sub.w R2,Pot_532A2
    fcall SignedSat
    mov.w R4,PotFastErr ; salva erro anterior em R4
    mov.w PotFastErr,R2
; Calcula o termo Proporcional x Fast_KP
    mov.w R0,Fast_KP
    fcall Mull6Sign ;faz: R2*R0/1000
    mov.w PotFastProp,R2
; Calcula o termo Integrativo x Fast _KI
    mov.w R2,PotFastErr
    mov.w R0,Fast_KI
    fcall Mull6Sign ;faz: R2*R0/1000
    mov.w R0,PotFastInteg
    xch.w R0,R2
    add.w R2,R0
    fcall SignedSat
    mov.w PotFastInteg,R2
;Soma termo Proporcional com termo integrativo
    mov.w R2,PotFastProp
    add.w R2,PotFastInteg
    fcall SignedSat
; insere treshhold de corrente do laser
    add.w R2,#6000d
    cmp.w R2,#32767d
```

```

        bl    PID_Fast_noSat
        mov.w  R2,#32767d
PID_Fast_noSat:
;Reescala a excursão de 0 a 32767d para 0d a 61440d = 4.7V
        mulu.w  R2,#1874d
        divu.d   R2,#1000d

;Soma Offset de corrente
        add.w R2,#13000d      ;aproximadamente 10A
        bcc   PID_Fast_noSat3
        mov.w R2,#61440d
        jmp   PID_Fast_noSat2
PID_Fast_noSat3:
        cmp.w R2,#61440d
        bl    PID_Fast_noSat2
        mov.w R2,#61440d
PID_Fast_noSat2:

;Coloca na saída do PID
        mov.w PotDA,R2

        ret

```